



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

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

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta
Ústav laboratorní diagnostiky a veřejného zdraví

Bakalářská práce

Pořízení datového souboru pro zadání
zdroje ionizujícího záření (lineární
urychlovač) do výpočetního systému
DIAMOND

Vypracoval: Martin Krákora

Vedoucí práce: RNDr. Petr Berkovský

České Budějovice 2017

Abstrakt

V první kapitole teoretické části mé bakalářské práce jsem se věnoval tématu radioterapie obecně a také její historii. Radioterapii je mladý medicínský obor, který léčí zhoubná i nezahoubná onemocnění pomocí ionizujícího záření. Její počátky můžeme zařadit na začátek 20. století, kdy německý fyzik Wilhelm Conrad Rontgen objevil paprsky X. Tyto paprsky se začaly využívat k léčbě nádorových onemocnění a roku 1896 byl popsán první případ, kdy došlo k vyléčení nádoru pomocí těchto paprsků.

Druhá kapitola je věnována rozdělení radioterapie – její klinické aplikaci. Radioterapii dělíme na kurativní (radikální) radioterapii, která je primární volbou při léčbě nádorů a cílem této metody je nádor zcela vymýtít a pacienta vyléčit. Dalším druhem radioterapie je adjuvantní. Je to „zajišťovací“ metoda, která se indikuje v případě, kdy předpokládáme, že pacient má v těle stále mikroskopické zbytky nádoru. Existuje také neodjuvatní radioterapie, tzv. předoperační. Aplikuje se před léčebným výkonem, kdy je zapotřebí nádor zmenšit. Další klinicky aplikovanou radioterapií je radioterapie s paliativním záměrem. Tato léčba je indikována pacientům, jejichž onemocnění je nevyléčitelné a slouží k odstranění nebo zmírnění symptomů. Posledním druhem je nenádorová radioterapie. Tato metoda léčby se využívá pro nenádorová onemocnění a je vždy až poslední metodou volby.

V další kapitole je rozebráno téma radioterapeutické ozařovače. Mezi tyto přístroje patří simulátor, který slouží k simulaci ozařovacího plánu a je velice důležitý pro plánování a kontrolu v radioterapii. Nejvíce využívanými přístroji k ozařování jsou lineární urychlovače. Tyto urychlovače při ozařování využívají vysokoenergetický svazek fotonů nebo elektronů. Dalšími používanými přístroji v radioterapii jsou kobaltové a cesiové ozařovače. Zdrojem kobaltového ozařovače je kobalt Co^{60} a zdrojem cesiového ozařovače cesium Cs^{137} .

Ve čtvrté kapitole jsem se věnoval plánování v radioterapii. Při plánování vzniká ozařovací plán, který musí být schválen lékařem. Tento plán je schválen v případě, když vznikne taková kombinace ozařovacích polí, kdy je dosaženo co nejpřesnější pokrytí

cílového objemu požadovanou dávkou a zároveň jsou co nejvíce šetřeny zdravé tkáně a orgány. V této kapitole jsem zmínil také téma fantomů, které jsou velice důležité při plánování v radioterapii, a také jsem je využíval v praktické části mé práce při měření.

Kapitola pátá je věnována ozařovacím technikám v radioterapii. Jsou zde popsány všechny základní techniky, které se využívají při ozařování – ozařovací technika 1 pole, která je nejjednodušší, poté technika 2 polí tj. technika kontralaterální, konvergentní nebo tangenciální. Dále ozařovací technika 3 polí – technika T a Y a také technika 4 polí – technika BOX a křížový oheň. Nejsložitější techniky jsou z pěti a více polí, u kterých je využívána trojdimenzionální konformní radioterapie.

V poslední kapitole jsem popisoval jednotlivé plánovací systémy, které jsou na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s., a s jejichž pomocí jsem dosáhl cíle své praktické části bakalářské práce. Mezi tyto plánovací systémy patří program Mephysto mc², Diamond a Eclipse.

V praktické části mé bakalářské práce jsem prováděl nezávislé měření, na jehož základě byla potvrzena i hypotéza: „Postupem podle metodiky ad 4. lze zkrátit dobu měření parametrů svazků ionizujícího záření lineárního urychlovače pro jeho zadání do výpočetního systému DIAMOND.“ Cílem mé práce bylo pořídit datové soubory pro zadání zdroje ionizujícího záření (lineární urychlovač) do výpočetního systému DIAMOND. Tohoto cíle jsem dosáhl a datové soubory jsou v kapitole Výsledky (celá verze je přidána k mé práci na CD).

Klíčová slova:

Radioterapie

Lineární urychlovač

Fantom

Plánovací systém

Mephysto mc²

DIAMOND

Abstract

The first chapter of the theoretical part of my bachelor's thesis is focused on the theme of radiotherapy in general as well as to its history. Radiotherapy is a young medical field which treats both malignant and non-malignant diseases by ionizing radiation. The roots of this discipline go back to the beginning of the 20th century, when German physicist Wilhelm Conrad Rontgen discovered X-rays. These rays started to be used in the treatment of tumorous diseases; the first case of tumour elimination by these rays was described in 1896.

The second theoretical chapter outlines the types of radiotherapy and their clinical applications. The first type of radiotherapy is curative (radical), which is the primary choice for treatment of tumours, with the aim to eradicate the tumour completely and cure the patient. Another type of radiotherapy is adjuvant. This is a “securing” method, indicated in case of assumption that there are still microscopic tumour remains in the patient's body. There is also neoadjuvant radiotherapy, so-called preoperative. It is applied before the medical procedure when it is necessary to reduce the size of the tumour. Another clinically applied type is radiotherapy with palliative intent. This treatment is indicated to patients whose disease is incurable and serve to remove or alleviate the symptoms. The last type is non-tumorous radiotherapy. This method of treatment is used for non-tumorous diseases and it is always the method of the last resort.

The following chapter discusses the theme of radiotherapeutic irradiator. These devices include simulator which simulates the irradiation plan and is very important for planning and control in radiotherapy. Linear accelerators are the most often tools used for irradiation. These accelerators use high-frequency beam of photons or electrons for irradiation. Other devices used in radiotherapy include cobalt and cesium irradiators. Cobalt Co^{60} is the source of the cobalt irradiator, while cesium Cs^{137} is the source of the cesium irradiator.

The fourth chapter deals with planning in radiotherapy. Irradiation plan, which must be approved by a doctor, is put together in the process of planning. This plan is approved in case when the created combination of irradiation fields achieves the most accurate covering of the target volume by a required dose, and at the same time healthy tissues and organs are spared as much as possible. This chapter also mentions the theme of phantoms that are very important for planning in radiotherapy. Phantoms were also used during the measurement within the practical part of the thesis.

The fifth chapter is devoted to irradiation techniques used in radiotherapy. All basic techniques used for irradiation are described here – one-field irradiation technique, which is the simplest one, two-field irradiation, i.e. contralateral, convergent or tangential techniques. Also three-field irradiation technique – the T and Y techniques, as well as the four-field technique – BOX and Crossfire techniques. The most complex techniques include five and more fields where three-dimensional conformational radiotherapy is used.

The last chapter describes individual planning systems used at the Department of Oncology of České Budějovice Hospital, with which the objectives of the practical part of the bachelor's thesis were achieved. These planning systems include Mephysto mc², Diamond and Eclipse programs.

Independent measurements were carried out within the practical part of the bachelor's thesis, on the basis of which the following hypothesis was confirmed: "A procedure implemented in compliance with methodology No. 4 can shorten the time of measuring of parameters of ionizing radiation beams from linear accelerator to be entered into the DIAMOND computing system." The aim of the thesis was to get data files for entering the source of ionizing radiation (linear accelerator) into the DIAMOND computing system. This objective was achieved and the respective data files are presented in the chapter of Results (the whole version is attached to this thesis on a CD).

Keywords:

Radiotherapy

Linear accelerator

Phantom

Planning system

Mephysto mc²

DIAMOND

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracoval(a) 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 20.07.2017

.....

Martin Krákora

Poděkování

Chtěl bych poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce RNDr. Petru Berkovskému za odborné vedení, za pomoc a rady při zpracování této práce.

Obsah

Obsah	9
1 Radiační onkologie	13
1.1 Úvod do radiační onkologie	13
1.1.1 Historie radioterapie.....	13
1.1.2 Klinická aplikace radioterapie.....	16
1.1.2.1 Kurativní (radikální) radioterapie	16
1.1.2.2 Adjuvantní radioterapie.....	16
1.1.2.3 Neoadjuvantní radioterapie	16
1.1.2.4 Paliativní radioterapie	17
1.1.2.5 Nenádorová radioterapie	18
1.1.3 Radioterapeutické přístroje	18
1.1.3.1 Simulátor	18
1.1.3.2 Lineární urychlovač	18
1.1.3.3 Kobaltový ozařovač	21
1.1.3.4 Cesiový ozařovač	21
1.1.4 Principy plánování léčby v radioterapii	21
1.1.4.1 Inverzní plánování.....	22
1.1.4.2 Cílové objemy	22
1.1.4.3 Stanovení a hodnocení dávek pacientů	24
1.1.4.4 Fantomy.....	25
1.1.4.5 Fixace pacienta.....	27
1.1.4.6 Kontrola kvality	28

1.1.5	Ozařovací techniky v radioterapii	28
1.1.6	Plánovací a měřicí systémy	29
1.1.6.1	Mephysto mc ²	29
1.1.6.2	DIAMOND	30
1.1.6.3	Eclipse	32
1.1.6.4	Nezávislé ověření monitorových jednotek.....	32
2	Praktická část	34
2.1	Současný stav problematiky	34
2.2	Cíl	35
2.3	Hypotéza.....	36
2.4	Metodika výzkumu	37
2.4.1	Postup od firmy PTW	37
2.4.2	Nová fronta pro měření programem Mephysto mc ²	39
2.4.3	Program Mephysto mc ²	41
2.4.4	Základní nastavení	41
2.4.5	Nastavení polí.....	42
2.4.6	Measurment.....	43
2.4.7	Kopie souboru	43
2.5	Výsledky	46
2.6	Diskuze	55
2.7	Závěr.....	56
3	Seznam informačních zdrojů	57

Seznam použitých zkratek

Cs	Cesium
Co	Kobalt
HBI	Half Body Irradiation
3DCR	3dimenzional conformal radiotherapy
GTV	Gross Tumor Volume
CTV	Clinacal Target Volume
PTV	Planning Target Volume
TV	Treated Volume
IV	Irradiated Volume
ICRU	International Commission on Radiological Units and Measurements
QA	Quality Assurance
CT	Computer Tomography
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy
IGRT	Image-Guided Radiotrtherapy
SSD	Source-Skin Distance
MR	Magnetická rezonance
PET	Pozitronová emisní termografie
MLC	Multi Leaf Colimator
MeV	Megaelektron Volt

ÚVOD

Jelikož dochází k rychlému rozvoji výpočetní techniky, dochází také k podobně rychlému vývoji v oblasti plánovacích systémů pro radioterapii. Plánovací systémy jsou v dnešní době natolik vyspělé, že umožňují on-line přenos vstupních i výstupních dat (CT, MR, simulátor, verifikační systém, apod.). Dále nám také umožňují zobrazení prostorového modelu pacienta, simulaci trojrozměrných konfigurací svazků, zobrazení vzájemného prostorového vztahu mezi anatomickými strukturami, vyhodnocení prostorové distribuce dávky, zobrazení izodozových ploch a svazků v libovolném úhlu pohledu a spoustu dalších funkcí. Plánovací systémy nejsou sami o sobě zdroji ionizujícího záření. Důležitá je ale především jejich přesnost a spolehlivost, od kterých se odvíjí celková přesnost radioterapeutické léčby pacienta. Proto je nutné pravidelně kontrolovat a hodnotit vlastnosti a funkce těchto systémů.

Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se v současní době při plánování v radioterapii používá plánovací systém, Eclipse, systém pro nezávislý výpočet monitorovacích jednotek DIAMOND a měřicí systém Mephysto mc². Cílem mé práce je pořídit datový soubor pro zadání zdroje ionizujícího záření (lineární urychlovače) do výpočetního systému DIAMOND pro řízení měřicího systému Mephysto mc².

1 Radiační onkologie

1.1 Úvod do radiační onkologie

Nádorová onemocnění jsou ve vyspělých zemích druhou nejčastější příčinou úmrtí (1. příčinou jsou kardiovaskulární choroby). Příčiny těchto onemocnění nám nejsou známy, ale jsou s největší pravděpodobností komplexní povahy. Podstatou těchto onemocnění jsou buněčné polymerace, které se vymykají zákonitostem a kontrolám organismu, které jsou typické pro zdravé tkáně. Nádorové buňky mají odlišné vlastnosti než buňky zdravé. Odlišné vlastnosti nádorových buněk jsou příčinou genetických abnormalit, které jsou vyvolány fyzikálními faktory (ionizující záření), chemickými faktory (karcinogeny) nebo biologickými faktory (onkogenní viry). Radioterapie léčí nádory pomocí ionizujícího záření. Ionizující záření dokáže zničit nádorové buňky v oblasti, která je ozařována. Během ničení nádorových buněk, ale dochází k destrukci buněk, které jsou zdravé a tím pádem dochází k vedlejším nežádoucím účinkům. Radioterapii můžeme rozdělit podle druhů užívaných technik na teleterapii a brachyterapii. V případě teleterapie je zdroj ionizujícího záření v určité vzdálenosti od těla pacienta (nejčastěji se jedná o vzdálenost 60-100 cm). Při brachyterapii je zdroj ionizujícího záření přímo v kontaktu s tělem pacienta. Brachyterapii dělíme na intrakavitární radioterapii (zdroj ionizujícího záření je v tělních dutinách- např. v pochvě, děloze, rektu, apod.), a na intersticiální radioterapii (zdroj ionizujícího záření je implantován do léčeného nádoru). Další metodou brachyterapie jsou muláže, kde se používají speciální aplikátory, které se umisťují na povrch těla pacienta. (2,13,14,21)

1.1.1 Historie radioterapie

Počátky radiační onkologie můžeme zařadit na začátek 20. století. Německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen objevil nový druh paprsků. Stalo se tak 8. listopadu 1895, když dělal pokusy s katodovou trubicí. Tuto trubicí obalil z neznámých pohnutek černým papírem a zpozoroval, že luminiscenční stínítko, které na sobě mělo vrstvu

kyanidu platino-barnatého, světélkuje i přesto, že je trubice zakryta, a dokonce i když mezi stínítko a trubici vložil tlustou knihu. Následně Wilhelm Conrar Rontgen vložil mezi stínítko a knihu kovový předmět a na stínítku objevil stín. Když vložil mezi trubici a stínítko ruku, uviděl na stínítku obrysy kostí, i když velmi slabé. Zjistil, že záření způsobuje zčernání fotografické desky a pořídil první rentgenový snímek – ruky své ženy i s prstenem. Paprsky, které objevil, dostaly název paprsky X. Krátce po tomto objevu, byly paprsky X využity k léčbě nádoru a roku 1896 byl popsán první případ, kdy došlo k vyléčení nádoru pomocí těchto paprsků. Roku 1898 objevila Marie Curie-Sklodovská prvek polonium a později prvek radium. Existenci prvku radia teoreticky prokázala v roce 1903 a později, v roce 1911, dostala za tento objev Nobelovu cenu za chemii. Krátce po tomto významném objevu bylo zjištěno, že ionizujícího záření lze využít také v lékařství. (1, 2, 4,21)



Obr. č.1: První rentgenový snímek (22)

V roce 1922 Coutard a Hautant poprvé referovali o možném vyléčení karcinomu hrtanu pomocí ionizujícího záření na mezinárodním onkologickém kongresu v Paříži. Od této chvíle byla radioterapie zařazena mezi ostatní lékařské obory. Je to tedy jeden z nejmladších lékařských oborů, ale velice pokrokový. (11)

První polovinu 20. století lze nazvat jako éru rentgenových ortovoltážních přístrojů. V tomto období dochází také k významným objevům v radiobiologii. Celková dávka záření se rozdělila na jednotlivé frakce a tyto frakce se začaly aplikovat v delším časovém intervalu. Výsledkem bylo šetření zdravých tkání. Tyto tkáně začaly dosahovat rychlejší regenerace a reparace. Tím pádem docházelo také k přijatelné postradiační reakci a ke zlepšení snášenlivosti léčby ozářením. (11)

V 50. letech 20. století došlo k velkému pokroku. V radioterapii se začalo ozařovat pomocí kobaltových ozařovačů a později pomocí modernějších urychlovačů částic jako jsou betatrony a lineární urychlovače. První betatron byl použit roku 1948. Díky jeho vysokoenergetickému zdroji záření došlo k posunutí maximální dávky do hloubky pacientova těla a zároveň k většímu šetření okolních zdravých tkání. Lineární urychlovače jsou oproti betatronům menší, technicky přesnější a dokonalejší. V roce 1953 byl využit první lineární urychlovač v Anglii a v 70. letech 20. století dochází k jeho širšímu využívání. (11)

K velkému pokroku v radioterapii dochází také v oblasti plánování. Největší podíl na tomto pokroku má především vývoj výpočetní tomografie a magnetické rezonance. V moderní radioterapii je využíván verifikační systém, který zajišťuje přenos dat a spojení mezi plánovacím systémem, CT, simulátorem a lineárním urychlovačem. Při kurativní léčbě se využívá obrazem řízené radioterapie (IGRT), která umožňuje přesný zásah maximální dávkou při každé ozařovací frakci. Za pomocí těchto všech systémů můžeme aplikovat vysoké dávky záření (80 Gy i více), které nám směřují přesně do nádoru a tím pádem dosáhneme i maximálního šetření okolních zdravých tkání. (11)

1.1.2 Klinická aplikace radioterapie

1.1.2.1 Kurativní (radikální) radioterapie

Kurativní radioterapie je primární volbou léčby a jejím cílem je pokud možno zcela vymítnout nádor a vyléčit pacienta. Tato metoda se využívá např. na kožní nádory, spinocelulární karcinomy anu, karcinomy děložního hrdla, aj. V některých případech jako např. u karcinomu prostaty je tato metoda aplikace účinná v kombinaci s chirurgickým zákrokem. (5)

Při léčbě radikální radioterapií je nemocnému aplikována zpravidla maximální dávka záření (v případě teleterapie 60-80 Gy). Léčba je obvykle aplikována standardní frakcionací (2,0 Gy 1x denně, 5x týdně a trvá 6-8 týdnů). (5)

1.1.2.2 Adjuvantní radioterapie

Tato „zajišťovací“ radioterapie se indikuje v případě, když se v těle pacienta pravděpodobně nachází zbytkový mikroskopický útvar. Slouží ke snížení rizika recidivy onemocnění a pomocí této radioterapie se může zlepšit i celková doba přežití. Nejvíce se aplikuje po chirurgickém zákroku jako je např. parciální či totální mastektomie. Často je indikována společně s chemoterapií. (5,7)

1.1.2.3 Neoadjuvantní radioterapie

Neoadjuvantní radioterapie se také nazývá radioterapie předoperační. Aplikuje se zpravidla před léčebným výkonem, aby došlo ke zmenšení nádoru. Metoda zmenšování nádorů se nazývá downsizing nebo downstaging. Metodou této radioterapie se dosahuje operability u inoperabilních nádorů. Indikují se středně vysoké dávky, aby nedocházelo k zvýšení rizika operačních komplikací. Velice často se kombinuje neoadjuvantní radioterapie s chemoterapií. Tato kombinace se nazývá tzv. konkomitantní

chemoradioterapie a jejím cílem je kromě eradikace tumoru, snížit také riziko případné vzdálené diseminace. (5,7)

1.1.2.4 Paliativní radioterapie

Až jedné třetině pacientů je nádorové onemocnění diagnostikováno ve stádiu, kdy už není úplné vyléčení možné. Cílem paliativní radioterapie je prodloužení života v přijatelné kvalitě. Touto léčbou se u pacientů usiluje o zmenšení tumoru, zastavení jeho růstu a také zabránění jeho dalšího šíření. V případě, že je léčba úspěšná, můžeme život pacienta prodloužit o několik měsíců, a v některých případech i o několik let. (1,5)

Paliativní radioterapie s krátkodobým záměrem

Primárním cílem této radioterapie je odstranit nebo alespoň zmírnit symptomy nádorového onemocnění u pacienta. Jedná se zejména o útlak, bolest, krvácivé stavy, apod. Sekundárním cílem paliativní radioterapie s krátkodobým záměrem je prodloužení přežití. Nejčastěji se paliativně ozařují metastatická ložiska v mozku, uzlinách nebo ve skeletu. (5)

Paliativní radioterapie s dlouhodobým záměrem

Cílem paliativního ozařování s dlouhodobým záměrem je především lokální kontrola onemocnění a zároveň prodloužení života pacienta s maligním onemocněním. V tomto případě se aplikuje co nejméně frakcí s co nejvyšší dávkou na frakci (např. 5 x 4 Gy, 10 x 3 Gy) a volí se co nejjednodušší techniky ozařování (1 nebo 2 ozařovací pole). Pacientům, u kterých je předpokládána krátká doba života, bývá aplikováno jednorázové ozáření s vysokou dávkou (1 x 6 Gy nebo 1 x 8 Gy). (5)

1.1.2.5 Nenádorová radioterapie

Ozařování u nenádorových onemocnění se využívá až po vyčerpání všech ostatních standardních metod. V případě indikace této radioterapie je důležité stanovit všechna potenciální radiační rizika a zejména stochastické účinky. Z tohoto důvodu není tato léčba vhodná pro mladé pacienty a pro ženy ve fertilním věku. Účinek nenádorové radioterapie je zejména antiflogistický a analgetický. V klinické praxi se využívá nejčastěji u degenerativních onemocnění pohybového aparátu, jako jsou např. ostruhy patní kosti, tenisové lokty, artrózy, apod. (5)

1.1.3 Radioterapeutické přístroje

1.1.3.1 Simulátor

Simulace je nedílnou součástí plánování v radioterapii a musí být provedena před prvním ozáření pacienta. Simulace znamená přenesení ozařovacího plánu na tělo pacienta a zakreslení značek, podle kterých bude pacient nastavován na jednotlivé frakce radioterapie. Přístroj, který je určen k simulaci, se nazývá simulátor. Používá se k prvnímu nastavení ozařovacího plánu. Nejpoužívanějším typem je CT simulátor. U simulátoru se mechanické parametry nastavují tak, aby přesně odpovídaly mechanickým parametrům ozařovacího přístroje, který se používá na daném onkologickém oddělení. Simulátor vypadá stejně jako ozařovací přístroj – má stejný kolimační systém, systém zaměřování a stejný ozařovací stůl. Rozdíl je pouze v tom, že simulátor má jako zdroj záření radiodiagnostickou rentgenku. (24,25,26)

1.1.3.2 Lineární urychlovač

Lineární urychlovače se dnes řadí k standardnímu přístrojovému vybavení radioterapie. Při ozařování je používán vysokoenergetický svazek fotonů nebo vysokoenergetický svazek elektronů vznikající na principu vysokonapětového urychlení elektronů v urychlovací trubici a jejich prudkém zbrzdění v přístrojové hlavici (brzdné záření, záření X, fotonové záření) nebo rozptýlení do plochy ozařovacího pole (elektronové

ozařování). Maximum dávky je 1-4 cm pod povrchem kůže. Svazek fotonů, který vychází, je ohraničen a vytvarován v hlavici lineárního urychlovače systémem vykrývacích clon tzv. lamel, které se nezávisle pohybují – tzv. vícelamelový/vícelistový kolimátor MLC. Vícelistové kolimátory jsou složeny z řady úzkých listů. Tyto listy jsou řízeny pomocí počítače a umožňují nám vytvářet pole s nepravidelnými tvary a to bez použití vykrývacích bloků. Také nám umožňují realizaci IMRT radioterapie. IMRT techniky se dělí na dvě základní metody – statické ozáření a pohybové ozáření. Při statickém ozařování se rameno ozařovače nepohybuje (poloha gantry je fixní). Nemocný je ozářen z více úhlů, což zvyšuje flexibilitu dávkové modulace a tím dochází ke zlepšení dávkové distribuce. Nejčastěji používané pohybové techniky jsou rotační. Ozáření se aplikuje ve více axiálních řezech a každý tento řez, který je v cílovém objemu, je ozařován za pohybu gantry úzkým polem, jehož tvar je vymezen pomocí MLC. Mezi jednotlivými ozářeními axiálních řezů je pacient posouván horizontálně po každé rotaci. Dle konstrukce lineárního urychlovače se dají volit různé energie fotonů (4-25 MeV), záleží na hloubce ložiska, které je ozařováno. Svazek elektronů je vytvarován pomocí tzv. tubusů, které jsou připevněny na ozařovací hlavici. (5,27)

K přesnosti a minimalizování chyb v radioterapii významně přispěla integrace zobrazovacích systémů do moderních lineárních urychlovačů. Tyto chyby mohou nastat v průběhu vlastního ozařování a zobrazovací systémy je dokážou zachytit a korigovat právě díky integraci zobrazovacích systémů. Odchytky mezi frakcemi mohou být způsobeny např. anatomickými změnami během ozařování (otoky ozařované tkáně, váhový úbytek pacienta), mírnou změnou polohy ozařovaného pacienta při nastavení, pohybem orgánů, ale i dýchacími pohyby. Tyto změny mohou výrazně ovlivnit dávkovou distribuci. Moderní ozařovací přístroje už v sobě mají zabudovány systémy korekce na dýchací pohyby. (5)

Jsou to systémy, které jsou složeny ze zdroje fotonů (rentgenky) a detektoru, které jsou rozmístěny na ramenech v různých úhlech k ozařovací hlavici. Pomocí těchto systémů jsou získávány dvourozměrné projekce (portální snímkování) nebo projekce trojrozměrné (CT obraz, IGRT radioterapie) oblasti, která je ozařována. Vzniklé

projekce se poté porovnávají s referenčními snímky z plánování léčby. Porovnání těchto projekcí se u dvojrozměrného zobrazení provádí vzhledem ke strukturám skeletu a u trojrozměrného zobrazení potom i k měkkým tkáním. Poté se vyhodnocuje odchylka a podle její míry se provede korekce pacienta. Existují i takové případy, kdy je potřeba provést i nové plánování. Obecně hovoříme o tzv. IGRT (obrazem řízené radioterapii).
(5)



Obr. č. 1: Lineární urychlovač TRUEBEAM od firmy Varian na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s.

1.1.3.3 Kobaltový ozařovač

Kobaltový ozařovač je přístroj, v jehož hlavici se nachází váleček radioaktivního izotopu kobaltu (^{60}Co), který má poločas přeměny 5,29 roku, a tento váleček trvale vysílá elektromagnetické záření gama o neměnné energii (1,33 a 1,17 MeV). Ochranná hlavice má tvar koule o průměru 60 cm. Uvnitř ní se nachází jádro z uranu nebo z wolframové slitiny. Izotop kobaltu je z pravidla uzavřen v bezpečné schránce, která nepustí záření (respektive jej tlumí na úplné minimum). (28, 29)

1.1.3.4 Cesiumový ozařovač

Zdrojem cesiového ozařovače je záření gama. Cesium ($\text{Cs}137$) emituje kvantum záření gama, které má energii 0,66 MeV. Fyzikální poločas přeměny cesia je 30,07 roku. Cesiové ozařovače se používají na ozařování patologických ložisek, která jsou v hloubce maximálně 5 cm. Stejně jako u kobaltového ozařovače, je podstatou cesiového ozařovače silná ochranná hlavice, která má kulovitý tvar a průměr až 60 cm. Mechanismus u cesiového ozařovače funguje tak, že zdroj setrvává v klidu a primární svazek záření gama se propustí pohyblivou clonou, která se nachází pod výstupním kanálem krytu. (28, 29, 30)

1.1.4 Principy plánování léčby v radioterapii

Podmínkou dosažení bezpečné a účinné léčby zářením je její precizní naplánování. Na činnosti plánování se podílí celý tým, mezi jehož členy patří radiolog, chirurg, patolog, radiační onkolog a chemoterapeut. Ve složitějších případech jsou zapotřebí i další odborníci. Radiační onkolog stanovuje cílový objem pro ozáření, který zaujímá nádor i s oblastí předpokládaného mikroskopického šíření, dále bezpečnostní lem, který kompenzuje pohyb orgánů drobné nepřesnosti, které vzniknou při zaměření ozařovacích polí. Celá zájmová oblast je zobrazuje pomocí CT. Na speciálních počítačích se modelují rozložení dávky – ozařovací pole, včetně různých kombinací svazků záření. Nádor může být ozařován různým počtem různě velkých polí z různých směrů.

Schválený ozařovací plán vzniká tehdy, když vznikne taková kombinace ozařovacích polí, kdy je dosaženo nejlepšího pokrytí cílového objemu požadovanou dávkou a zároveň dojde k minimálnímu ozáření zdravých tkání. Pomocí simulátoru se u pacientů kontroluje, zda jsou ozařovací pole správně zaměřena. Pokud projde pacient touto kontrolou, může proběhnout samotné ozáření na ozařovači. Na ozařovači se tato kontrola provádí znovu pomocí tzv. portálového zobrazování. V radioterapii je nutné stále kontrolovat a měřit dávku záření tzn. provádět dozimetrii. Jednotkou absorbované dávky je 1 Gray v jednotkách Si soustavy 1 J/kg. (23)

1.1.4.1 Inverzní plánování

Na rozdíl od konvenčního plánování, u kterého je základem výpočtu stanovená technika ozařování (velikost a tvar polí, směr a zatížení svazků, apod.), je postup při inverzním plánování založen na určení požadovaného rozložení dávky s definicí limitů a závažnosti parametrů. Při použití IMRT je pro určení cílových objemů důležité mít podrobné znalosti o charakteru tumoru, jeho šíření a také informace o anatomii postižené oblasti. (6)

1.1.4.2 Cílové objemy

Objem nádoru (GTV)

Pro stanovení lokalizace, velikosti a celkového rozsahu nádoru se využívá různých systémů klasifikace, nejčastěji TNM. Pomocí TNM systému se stanoví klinické stádium a podle něj se rozhodne o postupu v léčbě. Je důležité, co nejpřesněji vymezit rozsah nádoru s pomocí všech dostupných informací. Makroskopická hranice tumoru lze vyšetřit zrakem a pohmatem, podrobněji se vyšetřuje pomocí prostých rentgenových snímků, izotopovým vyšetřením, ultrasonografií, počítačovou tomografií nebo magnetickou rezonancí. (5,13)

Klinický cílový objem (CTV)

Klinický cílový objem je takový objem tkáně, v němž má být absorbována určitá dávka záření, která je rozdělena v čase do řady frakcí. Přesně stanovit lze pouze makroskopický rozsah nádorového útvaru. Avšak u všech útvarů předpokládáme i mikroskopický rozsev. Cílem radioterapie je aplikovat letální dávku nejen do makroskopického nádorového objemu, ale také do oblastí, ve kterých je předpokládán mikroskopický rozsev. Možné mikroskopické šíření se určuje na základě histologie, znalosti typu nádoru, jeho invazivity a také jeho schopnosti šířit se do zdravých tkání a lymfatických uzlin. (5)

Plánovaný cílový objem (PTV)

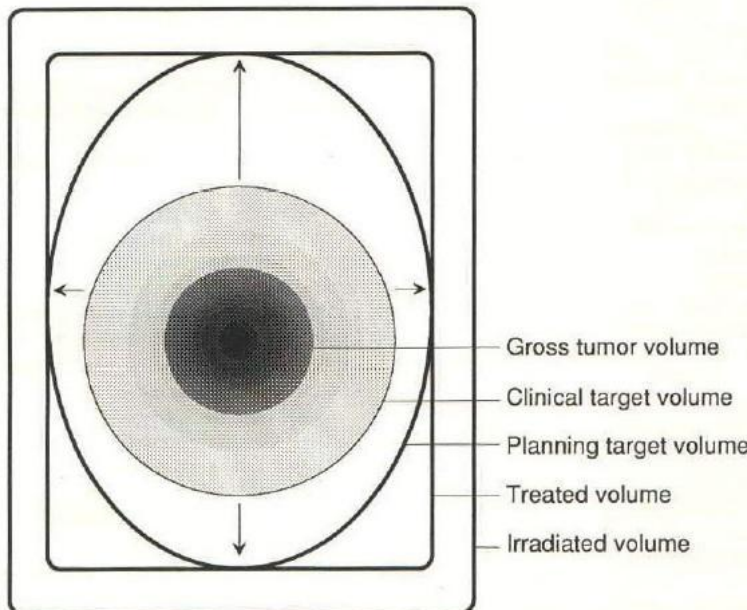
Plánovaný cílový objem je geometrický pojem, který se používá při plánování léčby. V praxi se velice často setkáváme s tumory, které mění svou polohu (včetně jejich biologického lemu) a to v závislosti na pohybech pacienta (dýchání, polykání, apod.). Dále musíme brát v úvahu také kolísání objemu močového měchýře a to, že během léčby se může měnit i celkový obrys pacienta a tím se mění i poloha značek na jeho kůži. Z tohoto důvodu musíme automaticky rozšířit hranice cílového objemu a definovat tzv. polohový lem. (5)

Léčený objem (TV)

Další okraje, které musí být zahrnuty okolo plánovaného cílového objemu, nesou název léčený objem a závisí na povolených limitech zvolené ozařovací techniky. Povrchová izodóza, která reprezentuje minimální cílovou dávku, pokrývá plánovaný cílový objem a zahrnuje i okraje léčeného objemu. Léčený objem je obecně větší než plánovaný cílový objem a jeho velikost závisí na konkrétně zvolené léčebné technice. (9)

Ozářený objem (IV)

Ozářený objem je takový objem, který přijímá významnou dávku (např. až 50% celkové dávky). Ozářený objem je zpravidla větší než léčený objem a opět jeho velikost se odvíjí od zvolené ozařovací techniky. (9)



Obrázek č. 2: Definice cílového objemu podle ICRU 50 Report (8)

1.1.4.3 Stanovení a hodnocení dávek pacientů

V radioterapii jsou dávky děleny na zamýšlené (terapeutické dávky) a nezamýšlené (přídavné dávky). Ozáření terapeutické je ozáření cílového objemu předem určenou terapeutickou dávkou. Kromě terapeutické dávky je pacient během přípravy a léčby radioterapií zasažen dalšími dávkami, které se nazývají přídavné. Mezi tyto dávky patří např. dávky z lokalizace cílového objemu a kritických orgánů, ze simulace plánu ozařování, z plánovaného CT vyšetření a z verifikace polohy pacienta. Mezi přídavné dávky patří také rozptýlené a unikající záření. (10)

U terapeutického ozáření v nádorové radioterapii spočívá hodnocení dávek hlavně v hodnocení účinnosti léčby a v posuzování rizika deterministických účinků za pomoci porovnávání dávek v rizikových orgánech v těle pacienta s hodnotami, které jsou pro tyto orgány toleranční. (10)

Pro stanovení a hodnocení dávek u terapeutického ozáření je používána dozimetrická veličina – střední absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni a maximální absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni. Přesnost stanovení těchto veličin, která je požadována během plánování léčby a dodání předepsané dávky do pacientova těla je $\pm 5\%$ ($k=1$) [Ref. 9 – 14]. (10)

V případě nádorové terapie je nevhodné hodnocení rizika stochastických účinků spojených s terapeutickým ozářením pomocí veličin radiační ochrany – kolektivní nebo efektivní dávky. Toto riziko se hodnotí pouze u pacientů, kteří jsou léčeni pro nenádorová onemocnění. (10)

1.1.4.4 Fantomy

Fantomy v radioterapii jsou speciálně navržené předměty, které jsou skenovány nebo zobrazovány na zobrazovacích přístrojích nebo ozařovány na ozařovačích. Slouží k vyhodnocování, analyzování a ladění výkonu na různých zobrazovacích zařízeních, ověřování ozařovacích plánů a vlastností ozařovačů. Používání fantomů v radioterapii zamezuje zbytečnému ozáření pacientů. Pokud jsou určeny k ověřování ozařovacích plánů, jsou vyrobeny z takového materiálu, aby byl co nejvíce podobný lidské tkáni. Nejčastěji se radioterapii setkáváme s vodními fantomy. Kromě vody se fantomy vyrábí i z jiných materiálů jako je např. plexisklo, parafín, polystyren, apod. Fantomy jsou na každém onkologickém oddělení a poskytují stabilní výsledky. Původně byly navrženy pro 2D rentgenovou terapii na základě zobrazovacích technik jako je radiografie nebo fluoroskopie. V posledních letech byly vyvinuty fantomy pro 3D techniky jako je MR, CT, PET a další moderní zobrazovací metody a modality. (3, 16)



Obr. č. 2: Vodní fantom používaný na oddělení Nemocnice České Budějovice a.s.

1.1.4.5 Fixace pacienta

Pro správné provedení léčby pomocí ozařování je důležitá správná fixace pacienta. Správná poloha, do které je pacient fixován během jednotlivých frakcí musí být přesná, stabilní a především dobře reprodukovatelná. Fixace se provádí pomocí fixačních a polohovacích pomůcek (nejčastěji se jedná o umělohmotné masky, podložky, klíny nebo vakuové fixace). Někdy nastanou takové případy, kdy je zapotřebí použít invazivní fixační zařízení jako je např. stereotaktický plán v radiochirurgii nebo také anestezie u dětí, které jsou malé, a obtížně se s nimi spolupracuje. V následujících krocích plánování se provádí orientační lokalizace nádorového objemu na základě anatomických struktur a lokalizací, která se provádí na simulátoru se zakreslováním kroužků neboli linií, tzv. značek. Značky, které jsou zakresleny na tělo pacienta, definují souřadnicový systém, umožňující přenosu ozařovacího plánu, který je vypočítaný pomocí plánovacího systému na tělo pacienta nebo na jeho fixační pomůcku. (5)

Po zakreslení značek absolvuje pacient plánovací CT zobrazení (jsou i takové jako např. nádory prostaty nebo v oblasti mozku, kdy CT zobrazení nestačí a pacient musí podstoupit zobrazení MR). Zobrazení pomocí MR poskytuje kvalitní geometrické zobrazení anatomie dané oblasti). Na značky, které byly prvotně lokalizovány, jsou nanášeny RTG kontrastní značky. Transversální řezy pomocí CT jsou prováděny v rozmezí od 2 do 20 mm, někdy i za pomoci intravenózní kontrastní látky. Pokud je na daném onkologickém oddělení CT inkorporováno přímo do simulátoru, je to výhodou, protože provedení plánovacího vyšetření může být provedeno ihned po zakreslení. Tím se potom snižuje riziko chyby při opětovné fixaci pacienta po vyšetření pomocí CT a přináší to i úsporu času. CT snímky jsou potom online přeneseny do plánovacího systému a je vytvořena 3D rekonstrukce. (5)

1.1.4.6 Kontrola kvality

V dnešní době je nedílnou součástí radioterapie program zajištění kvality (Quality Assurance). Tento systém kvality se týká dozimetrie, funkce ozařovacích přístrojů a simulátorů, ozařovacích technik, léčebných protokolů, dokumentace radiobiologie a kvalifikace pracovníků. Podle tohoto programu musí být dodržovány takové postupy, aby se eliminovaly veškeré nepřesnosti, které by mohly způsobit ne úplně optimální léčbu. K takové léčbě dochází tehdy, pokud do cílového objemu není dodána předepsaná dávka záření nebo v případě, že dojde k nadměrné expozici zdravých tkání, což má za následek růst morbidity. Program QA nám tedy zajišťuje aplikaci přesné dávky do cílového objemu. Cílem kontroly kvality je omezit chyby a odchylky a to ve všech krocích plánování léčby i při samotném ozáření. (6, 11, 12)

1.1.5 Ozařovací techniky v radioterapii

a) Ozařovací technika 1 pole

Je to nejjednodušší technika ozařování. Zdrojem záření je buďto rentgenové záření (kontaktní, povrchová a hloubková rentgenová terapie) nebo Cs a Co na lineárních ozařovačích (gama záření, záření X nebo elektronové záření). Často je technika ozařování 1 pole indikována u paliativního ozařování kostních nebo uzlinových metastáz. (15)

b) Ozařovací technika 2 pole

Využívá se technika 2 protilehlých polí (kontralaterálních), technika 2 konvergentních polí (sbíhavých) nebo technika 2 protilehlých polí (tangenciálních). Využívá se k ozařování malých objemů v hloubce (např. nádory hypofýzy), ale i na ozařování velkých objemů (např. ozařování poloviny těla HBI- half body irradiation) (15)

c) Ozařovací technika 3-4 polí

U techniky ozařování 3 polí se využívá technika Y a technika T. U techniky ozařování 4 polí je to technika BOX a křížový oheň. Obě techniky se využívají u nádorů uložených v hloubce nejčastěji v oblasti abdominální nebo pánevní.

Ozařovaný objem je většinou středně velký. (15)

d) Ozařovací technika 5 a více polí

Tato technika je nejčastěji využívána u trojdimenzionální konformní radioterapie (3DCR – KR) a také u modulované intenzity svazku záření (IMRT). Další využití je pro optimalizaci izodózního plánu – tzn., tam, kde je třeba vytvarovat konventy cílového objemu (např. nádory hlavy a krku, nádory mozku, karcinomy prostaty, apod.) (15)

1.1.6 Plánovací a měřicí systémy

1.1.6.1 Mephysto mc²

Program MEPHYSTO mc² (Medical Physics Tool) je společně s Medical Physics Control Center softwarový balík, který slouží k automatickému nabírání a vyhodnocování relativních a absolutních distribucí dávky v radioterapeutických systémech a hlavně v případě lékařských lineárních urychlovačů pomocí vodních fantomů PTW a filmových nebo vzduchových skenerů PTW, které jsou ovládány pomocí počítače. Program Mephysto mc² se používá k měření dat. Tento program nám umožňuje, aby se údaje analyzovaly v souladu s mezinárodně uznávanými dozimetrickými protokoly. (19)

1.1.6.2 DIAMOND

DIAMOND je výpočetní program určený pro lékařské fyziky a jiné zdravotní profesionály. Tento program vykonává nezávislé výpočty počtu monitorovacích jednotek vytvořených plánovacími počítačovými systémy pro zabezpečovací program kvality radiační onkologie. Uživatel může zadávat a vykonávat výpočty, které jsou unikátní pro jeho ozařovač. Výsledky výpočtů jsou následně vytisknuty v souhrnu nebo v podrobné zprávě, vhodné pro chorobopis pacienta. Zároveň mohou být uskutečněny i rychlé výpočty pro ověření a analyzování ostatních výpočtů. Software zabezpečuje nejvíce vhodnou metodu výpočtů a vnitřním ověřováním provozovatelem poskytnutých informací. DIAMOND v případě IMRT poskytuje prostředky pro nezávislé výpočty, které by bylo velmi náročné počítat ručně nebo pomocí tabulek. (17)

Ověřováním léčebných plánů pomocí tohoto softwaru není zamýšleno nahrazování QA procesů založených na měřicích procedurách s použitím filmů a detektorů. Tento software je QA nástroj, který napomáhá odhalovat chyby předtím, než je schválený ozařovací plán. Software neřídí žádné ozařovače. DIAMOND nemá schopnost importovat soubory do systému s léčebným plánováním, zaznamenáváním a ověřováním. Specifické údaje ozařovače a údaje o pacientech jsou ukládány do zařazovacího souboru. Software DIAMOND má také možnost mít více institucí s více léčebnými zařazeními a mít pro tuto každou instituci s více výpočty polí také vlastní léčebný plán. Uživatelským rozhraním je aplikace Windowsu, která je schopna pracovat na lokální síti. V síti jsou údaje o zařízení a pacientech, které se ukládají na síťový server pro zabezpečení přístupu pro uživatele. Tento software není založený na klientské bázi, ale má schopnost sdílet společná data přes "ping and update" schéma, které umožňuje uživatelům uzamknout a tím vyloučit ostatní uživatele při upravování plánu pacienta a upozorňuje každého uživatele na změny, jako je například smazání pacienta, změny v statusu (aktivní/neaktivní). Software DIAMOND má licenci, která mu umožňuje být na individuálních pracovních stanicích, jejichž údaje jsou ukládány na serveru oddělení. Je to preferovaná metoda použití softwaru a IT provozního oddělení je obvykle zodpovědné za zálohování údajů zařízení a pacientů DIAMONDu. Program

vyžaduje jen velmi malé množství diskové kapacity na individuálních pracovních stanicích (7 Megabytes) a je lehce a rychle nainstalovaný a spojený s údaji. (17,20)

DIAMOND je software, který slouží k výpočtu dávky v bodě. Jeho úlohou je nezávislé ověřování a výpočet MU nebo dávky z léčebného plánu, který je vytvořený plánovacím systémem léčby Varian Eclipse, Philips Pinnacle a CMS XiO. Tyto plánovací systémy využívají CT snímky na identifikované struktury uvedené v plánu. Jakmile je vytvořený plán a je schválen fyzikem a byla určena dávka v bodě, software DIAMOND používá specifikace plánu a nezávislý soubor naměřených dat z léčebného zařízení na ověření dávky a výpočet bodu pomocí specifikací plánu v souboru DICOM. V tuto chvíli není potřebný CT snímek. Výpočty RapidArc vyžadují DICOM Structure file, který obsahuje obrys pacienta založený na CT snímku. Jen co má DIAMOND všechny potřebné informace, je schopen výpočtu. Informace se nacházejí buď v elektronické souboru DICOM, který je importovaný, anebo je informace zadaná operátorem. Některé plány mohou mít několik bodů zájmu a každý bod musí mít dostatek informací pro výpočet. Software vypočítá MU z předepsané dávky pro ne-IMRT pole. Software vypočítá dávku pro IMRT pole. V případě, kdy 100 MU dodá 0.5 Gy do izocentra, musí být pro DIAMOND k dispozici buď hloubka dávkového bodu, anebo SSD. Elektronický soubor DICOM obvykle tyto informace má, protože by měly být zaslané do zaznamenávacího a ověřovacího systému pro nastavení léčebného zařízení a pacienta. Před první léčbou by měl být pacient nasimulovaný na CT. Plánovací systém importuje CT snímky a obrys pacienta, nádorové a jiné důležité struktury jsou vytvořené předtím, než může být vytvořen léčebný plán. Jakmile je použitých více léčebných polí, izocentrum je obvykle soustředěné na nádor a svazky jsou umístěné na pacienta tak, aby byla zabezpečena co nejlepší dávka v nádoru a přitom byla zabezpečena co největší ochrana orgánů. (17,20)

Po schválení fyzikem, je plán obvykle poslán elektronicky (DICOM RT soubor) do zaznamenávacího a ověřovacího systému. Tento soubor má obvyčejně všechny informace o každém svazku, aby mohl DIAMOND vykonávat kontrolní výpočet, včetně souřadnic každého bodu vzhledem k izocentru a hloubky anebo SSD pro každý paprsek.

Shrnuto, DIAMOND vypočítá a vykáže dávku pro IMRT pole a MU pro konvenční pole. Výpočty DIAMOND pro konvenční pole a plány jsou navrženy pro výpočet MU s použitím specifické dávky a jiných podmínek. Výpočty DIAMOND pro IMRT byly navrženy na ověření dávky, která se měří v bodě s využitím všech podmínek a modulace MU clony anebo MLC. Vzhledem k tomu, že ověřování IMRT vyžaduje měření dávky, dá se DIAMOND použít také na snížení potřebných měření na ověření plánu. (17)

1.1.6.3 Eclipse

Eclipse je plánovací systém, který se používá k plánování ozařování prostřednictvím elektronových, protonových a fotonových svazků záření. Tento systém se využívá pro prohlížení 3D snímků, k definici nádorových a jiných anatomických struktur, nastavení pole, spočítání dávky, simulaci a k vyhodnocení ozařovacího plánu. Je to kontrolní plánovací program. V systému Eclipse funguje celá řada aplikací a každá aplikace má svůj účel a je využívána v různých fázích léčby (např. aplikace External Beam Planning a Plan Evaluation poskytují nástroje pro plánování léčby a vyhodnocení dokončených ozařovacích plánů, zatímco aplikace Selection je slouží k tvorbě snímků pacienta a k jejich následovnému importu. (18)

1.1.6.4 Nezávislé ověření monitorových jednotek

Je důležité, aby ozařovací plány byly ověřovány nezávislým výpočtem dávky nebo MU pomocí výpočetního programu. Pro toto nezávislé měření existuje celá řada softwarových programů. Je vhodné programy před prvním použitím ověřit a to porovnáním s výsledky z plánovacího systému a zároveň s dozimetrickými daty. Výpočetní programy jsou určeny k odhalování hrubých chyb. Některé výpočetní programy neberou v úvahu zakřivení povrchu těla nebo tkáňovou nehomogenitu. Další,

co v těchto programech můžeme postrádat je např. transmise lamel, zaoblené lamelové konce nebo „tongue and groove“ efekt. (31)

2 Praktická část

2.1 Současný stav problematiky

Kontrola správnosti určení monitorovacích jednotek pro externí terapii je jedním z posledních článků řetězce přípravy podkladů pro léčbu zářením, u kterého je zatím pouze doporučena nezávislá kontrola výpočtu. Lze důvodně předpokládat, že v souvislosti se změnou Atomového zákona a navazujících předpisu, se doporučení změní v povinnost.

2.2 Cíl

Cílem práce je pořízení datového souboru pro řízení měřicího systému Mephysto mc² pro tvorbu dat k zadání zdroje ionizujícího záření (lineární urychlovač) do výpočetního systému DIAMOND

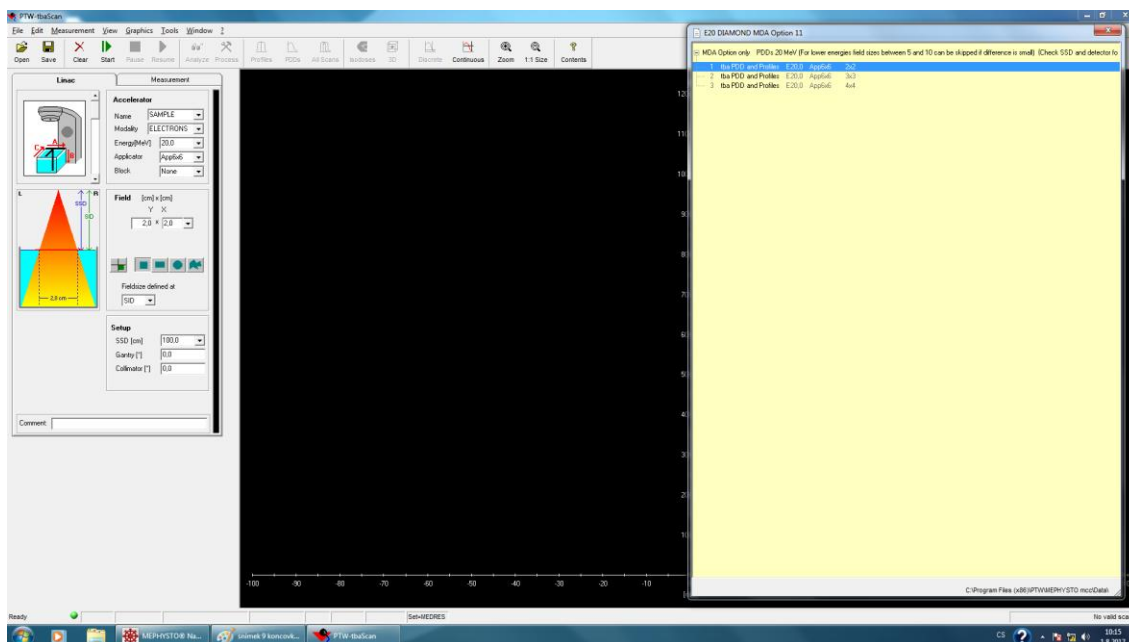
2.3 Hypotéza

Postupem podle metodiky ad 2.4. lze zkrátit jak dobu pro přípravu měření, tak dobu vlastního měření parametrů svazků ionizujícího záření lineárního urychlovače pro jeho zadání do výpočetního systému DIAMOND.

2.4 Metodika výzkumu

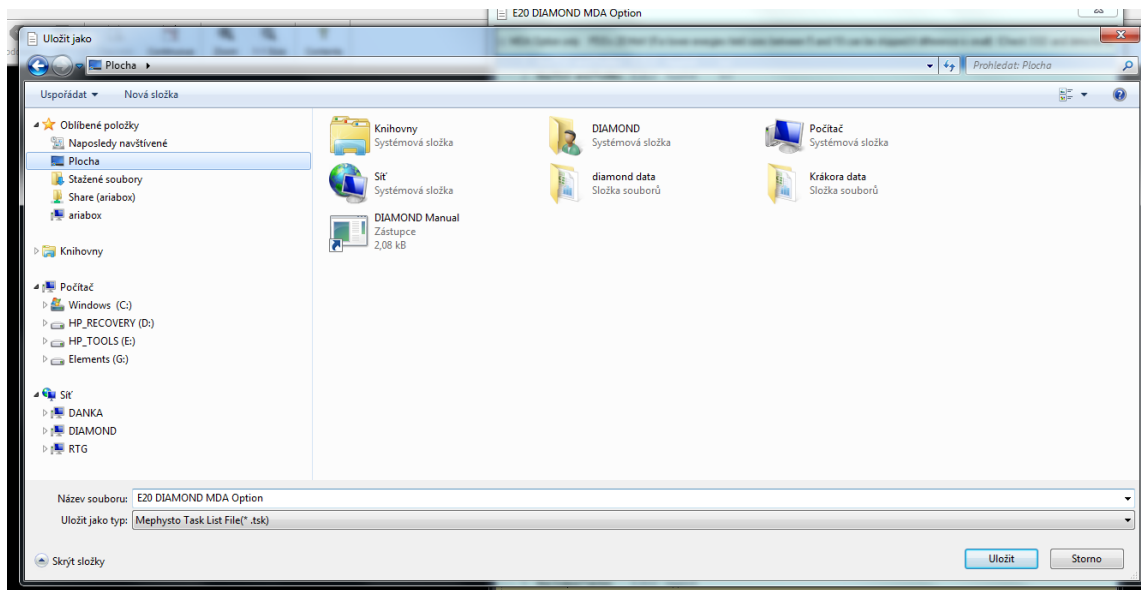
2.4.1 Postup od firmy PTW

Když jsme začali pracovat na našem nezávislém měření, zvolili jsme nejprve doporučený postup od firmy PTW. Tato metoda však měla několik nedostatků. Při nastavování parametrů pro nezávislé měření nám některé parametry nešly editovat a výsledný soubor se uložil chybně. Když jsme si otevřeli editovaný uložený soubor – údaje byly uloženy chybně nebo jich více jak 50% zcela chybělo.



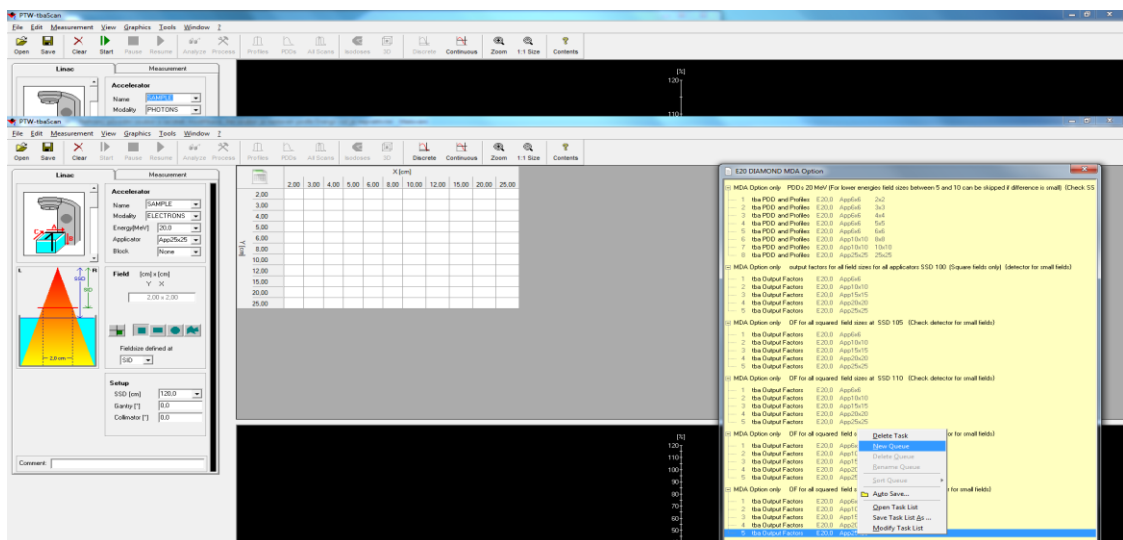
Obr. č. 3: Chybně uložený soubor v programu Mephyto mc² podle postupu od firmy PTW

Další nevýhodou bylo, že podle firmy PTW jsme museli vše ukládat jako tasklist – soubor musel mít koncovku TSK, jinak se nám vůbec neuložil.



Obr. č. 4: Ukládání souboru podle firmy PTW

Další nevýhoda bylo, že firma PTW má soubory seřazeny podle druhu a energie svazku záření – měří se všechny aplikátory, příp. další příslušenství pro danou energii. To pro znamená neustálé měnění tubusů a velikostí polí (dáno velikostí inzertu do aplikátoru).



Obr. č. 5: Seřazení souborů podle postupu od firmy PTW

2.4.2 Nová fronta pro měření programem Mephysto mc²

Pro pořízení dat pro výpočetní systém DIAMOND je nutné změřit svazky podle následujících tabulek

Druh záření	energie
6e	6 MeV
9e	9 MeV
12e	12 MeV
16e	16 MeV
20e	20 MeV
6 _{FF}	6MV
18 _{FF}	18MV
6 _{FFF}	6MV
10 _{FFF}	10MV

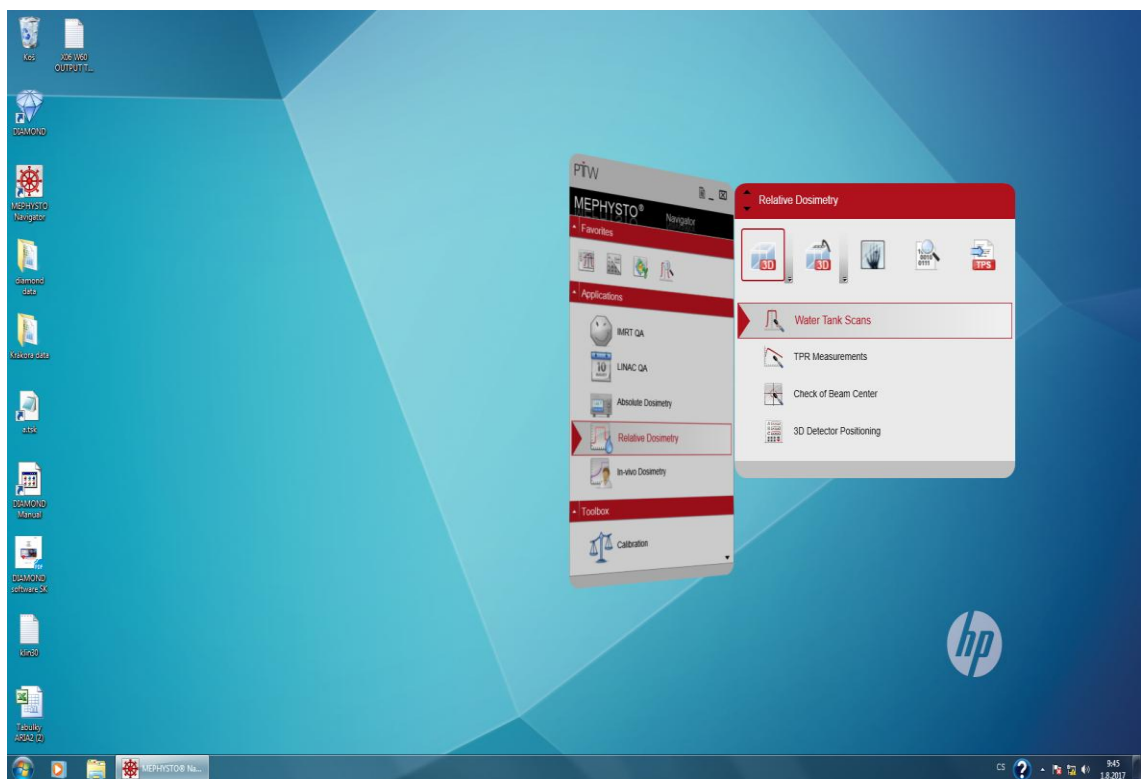
Elektronový aplikátor	Velikost pole
6x6	2x2,4x4,6x6
10x10	6x6,8x8,10x10
15x15	10x10,13x13,15x15
20x20	15x15,18x18,20x20
25x25	20x20x,23x23,25x25

Navrhl jsem jiný postup řízení programu Mephysto mc². Vytvořil jsem novu frontu, která obsahovala všechna potřebná měření pro daný typ aplikátoru pro všechny použité energie. Taková fronta umožňuje podstatné zkrácení doby měření, protože

odpadá opakovaná výměna příslušenství a energie jsou přepínány z ovladovny bez nutnosti vstupovat do ozařovny.

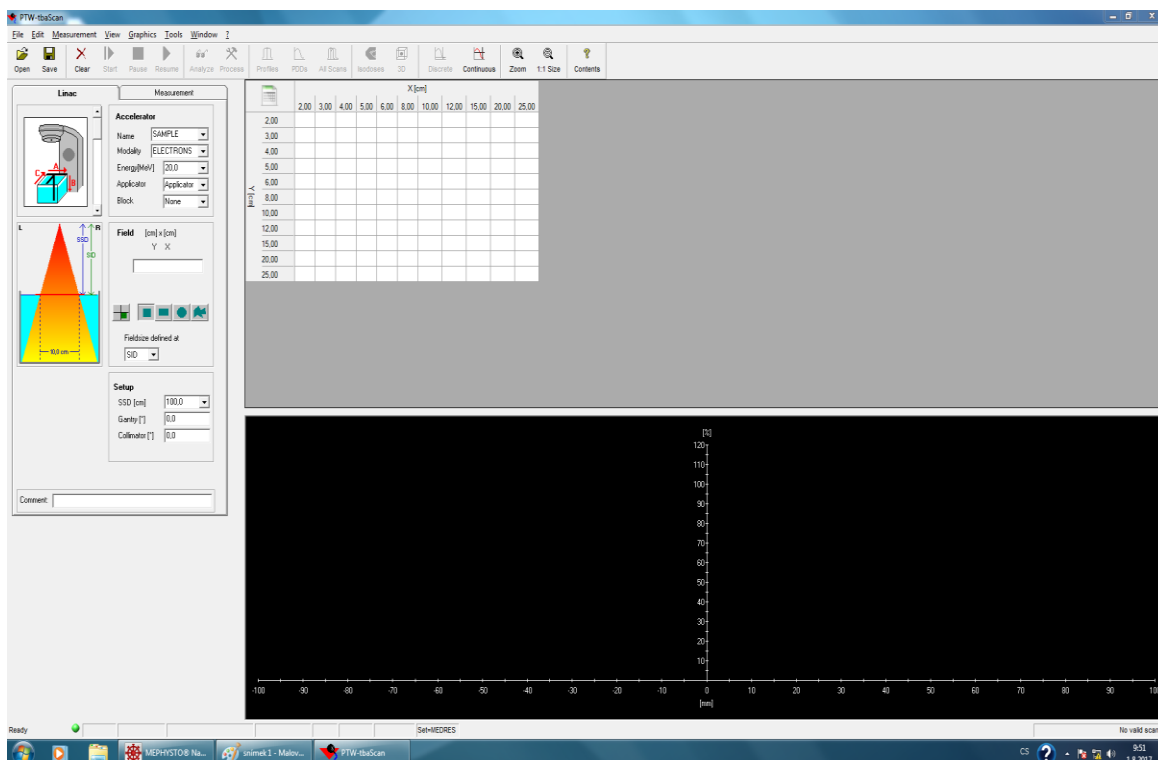
Pro každý z typů svazku –elektronové(e), fotony filtrované(FF), fotony nefiltrované(FFF) jsem vytvořil tasklist- frontu pro ovládání měření pomocí Mephysto mc² pro nejnižší z požadovaných energií.

Na ploše jsme si otevřeli program Mephysto mc², vybrali jsme položku Relative Dosimetry a poté Water Tank Scanc.



Obr. č. 6: Otevření programu Mehysto mc²

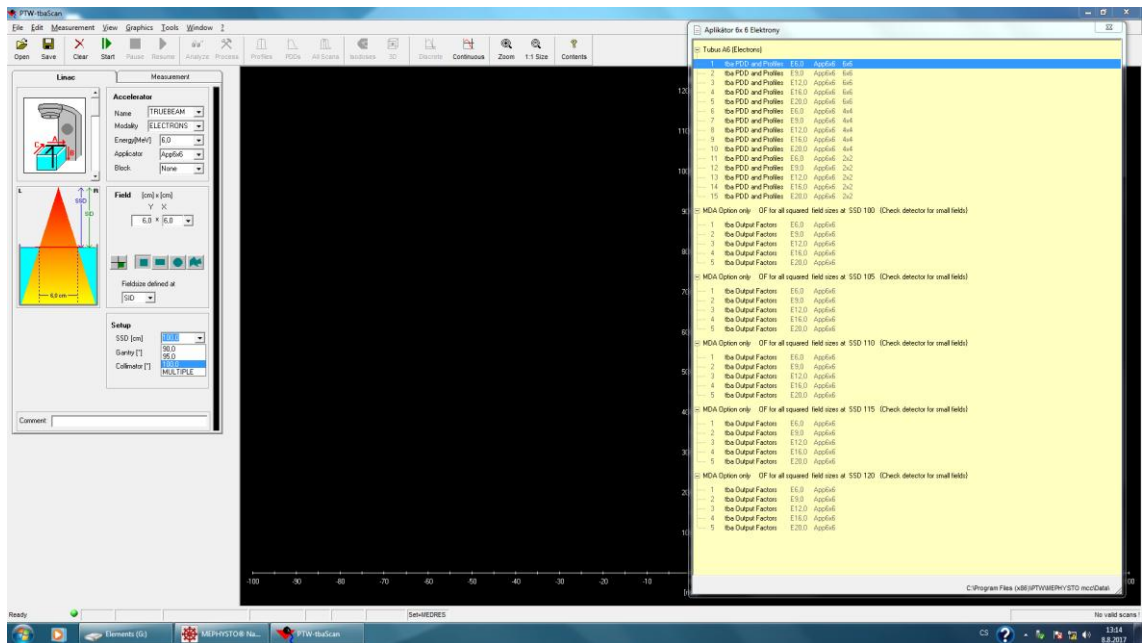
2.4.3 Program Mephysto mc2



Obr. č. 7: Program Mephysto mc²

2.4.4 Základní nastavení

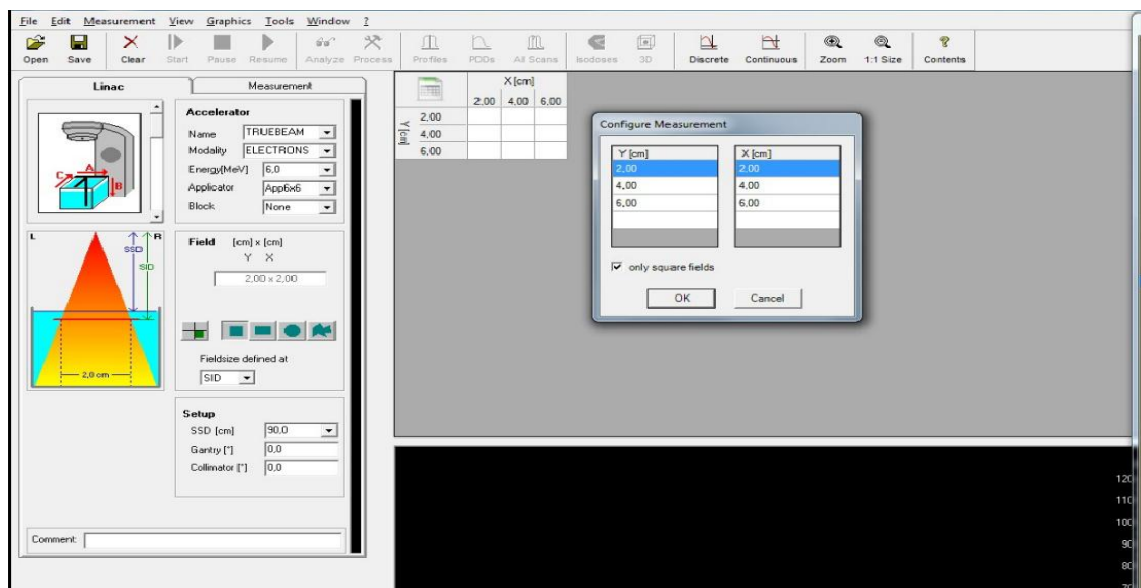
Zvolili jsme si základní nastavení ozařovacího stroje Linac – TRUEBEAM, vybrali jsme, jestli budeme ozařovat pomocí fotonů nebo elektronů. Dále jsme si zvolili energii v rozmezí od 6 MeV až 20 MeV. Potom jsme klikli na aplikátor, který jsme potřebovali pro dané nezávislé měření. V nabídce jsou aplikátory 6 x 6, 15 x 15, 20 x 20 a 25 x 25. Dále jsme si mohli zvolit BLOCK (stínění). Pro naše nezávislé měření jsme žádné stínění nepotřebovali. Potom jsme nastavili velikost SSD. V tomto programu jsme měli na výběr SSD 100 cm, 105 cm, 110 cm, 115 cm, 120 cm.



Obr. č. 8: Program Mephysto mc² nastavení základních parametrů

2.4.5 Nastavení polí

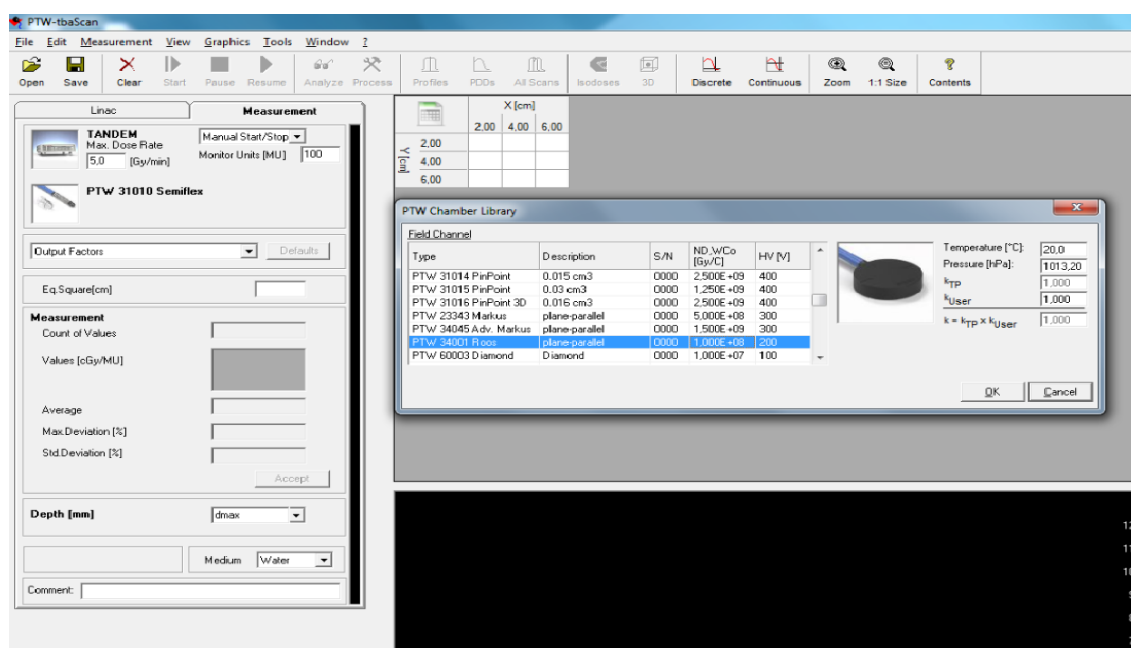
V dalším kroku jsme si nastavili velikost polí X a Y – 2 cm, 4 cm nebo 6 cm.



Obr. č. 9: Program Mephysto mc² – nastavení polí X a Y

2.4.6 Measurement

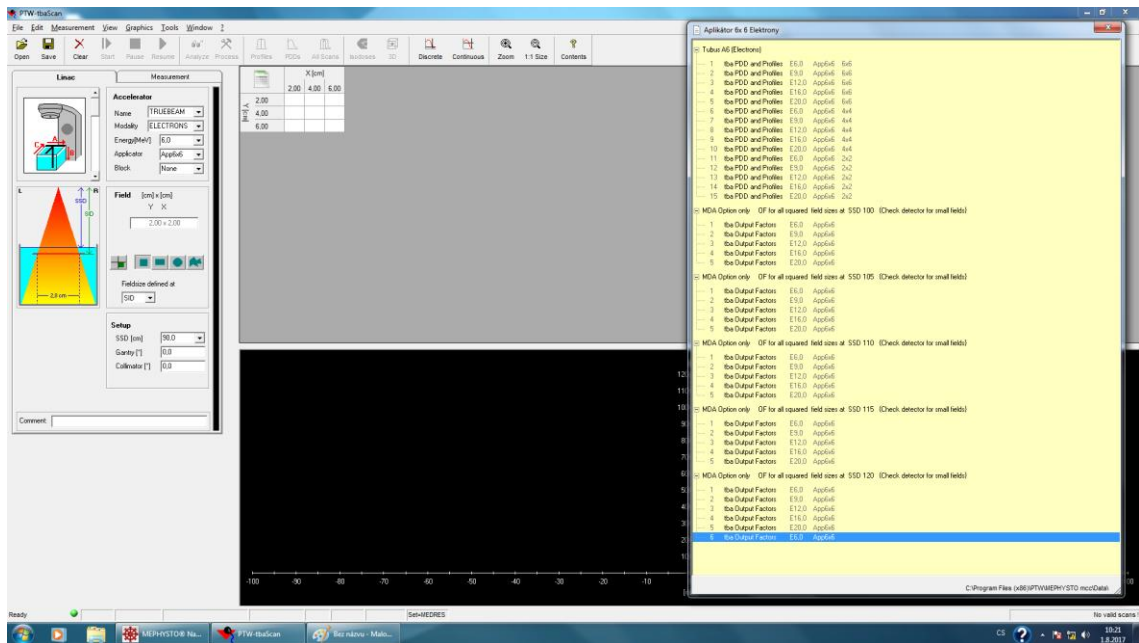
Dále jsme si v nastavení Measurement zvolili ionizační komoru, kterou jsme použili k našemu měření. Pro toto měření jsme použili ionizační komoru 340 01 ROOS od firmy PTW.



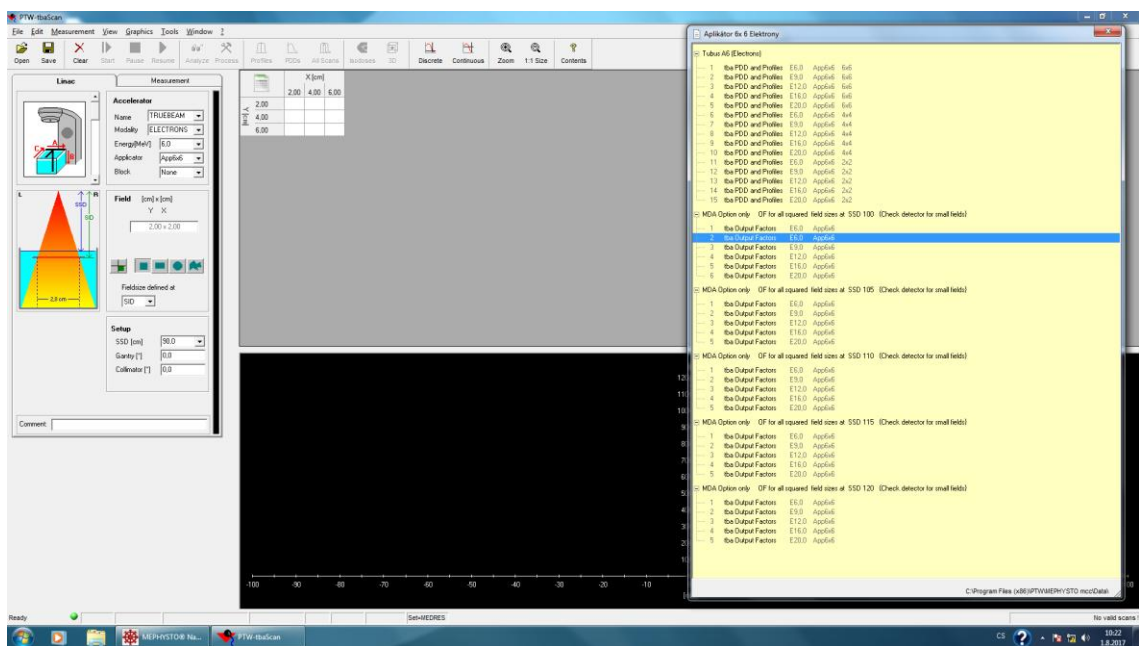
Obr. č. 10: Program Mephysto mc² – volba ionizační komory

2.4.7 Kopie souboru

Nakonec jsme si potřebovali udělat kopii daného souboru, se kterou jsme dál pracovali a uložili si ji pod svým názvem. Kopie jsme udělali dvojitým kliknutím na černou čáru ve žlutém menu. Po dvojitým kliknutí se vytvořil modře označený soubor (kopii). Tuto kopii jsme museli přesunout k původnímu řádku (souboru od firmy PTW, který jsme odstranili). Tím se nám uložili všechny naše nastavené parametry.



Obr. č. 11: Program Mephysto mc² – vytvoření kopie



Obr. č. 12: Program Mephysto mc² přesun kopie k původnímu řádku

Analýzou takto vytvořených front jsem zjistil, že fronta pro vyšší energii se liší od fronty pro energii nižší pouze v několika parametrech, viz. tabulka

parametr	Reprezentace ve frontě
Datum pořízení souboru	FILE_CREATION_DATE=28-Jul-2017 12:30:28
Datum poslední změny	LAST_MODIFIED=28-Jul-2017 12:30:
Datum měření	MEAS_DATE=28-Jul-2017 12:08:11
Velikost aplikátoru	WEDGE=App25x25
Velikost pole radiálně	FIELD_INPLANE=250.00
Velikost pole transversálně	FIELD_CROSSPLANE=250.00
Jméno fronty	TASK_LIST=Tubus 25x25 Elektrony
Jméno souboru s měřenými daty	TASK_FILENAME=E6.025.0x25.0100App25x25None. mcc

Této skutečnosti jsem využil následujícím způsobem:

K vytvoření fronty pro vyšší energii postačí editovat uvedené parametry v programu Powershell, který je součástí operačního systému Windows W8 a výše.

Výhodou tohoto postupu je, že takto vytvořený soubor lze bez problémů spustit jako tasklist programu Mephysto mc². Tímto postupem lze zkrátit dobu potřebnou k vytvoření tasklistu na cca 1/10 času podle postupu PTW.

Kontrolu správnosti vytvořených front vůči výchozí frontě(fronta pro nejnižší energii) jsem provedl porovnáním shodnosti programových kroků v tabulce pomocí programu Microsoft Excell.

2.5 Výsledky

Výsledky našeho nezávislého měření byly velice rozsáhlé. Z tohoto důvodu jsem jejich plnou verzi přiložil k mé bakalářské práci na CD. V níže popsanych tabulkách jsou uvedeny příklady tubusu 6 x 6 cm a tubusu 25 x 25 cm a výsledky jejich porovnávání – PRAVDA x NEPRAVDA.

Tabulka č. 1: Nezávislé měření pro tubus o velikosti 6 x 6 cm

<i>Tubus 6 x 6</i>
BEGIN_SCAN_DATA
FORMAT=TaskList Export V1.0
FILE_CREATION_DATE=24-Jul-2017 16:33:40
LAST_MODIFIED=24-Jul-2017 16:33:40
BEGIN_SCAN 1
TASK_NAME=tba PDD Profiles
PROGRAM=tbaScan
MEAS_DATE=24-Jul-2017 16:29:11
LINAC=TRUEBEAM
MODALITY=EL
ISOCENTER=1000.00
INPLANE_AXIS=Y
CROSSPLANE_AXIS=X
DEPTH_AXIS=Depth
INPLANE_AXIS_DIR=GUN_TARGET
CROSSPLANE_AXIS_DIR=LEFT_RIGHT
DEPTH_AXIS_DIR=UP_DOWN
ENERGY=6.00
NOMINAL_DMAX=13.00
SSD=1000.00
SCD=450.00
BLOCK=None
WEDGE=App6x6
FIELD_INPLANE=60.00
FIELD_CROSSPLANE=60.00
FIELD_TYPE=RECTANGULAR
GANTRY=0.00
GANTRY_UPRIGHT_POSITION=0
GANTRY_ROTATION=CW
COLL_ANGLE=0.00
COLL_OFFSET_INPLANE=0.00
COLL_OFFSET_CROSSPLANE=0.00
SCAN_DEVICE=MP3

SCAN_DEVICE_SETUP=BARA_LEFT_RIGHT
ELECTROMETER=TANDEM
RANGE_FIELD=AUTO
RANGE_REFERENCE=AUTO
DETECTOR=PLANE_PARALLEL_CHAMBER
DETECTOR_SUBCODE=ROOS
DETECTOR_RADIUS=0.00
DETECTOR_NAME=PTW 34001 Roos
DETECTOR_SN=0000
DETECTOR_CALIBRATION=10000000.00
DETECTOR_IS_CALIBRATED=0
DETECTOR_REFERENCE=THIMBLE_CHAMBER
DETECTOR_REFERENCE_SUBCODE=SEMIFLEX
DETECTOR_REFERENCE_RADIUS=2.75
DETECTOR_REFERENCE_NAME=PTW 31010 Semiflex
DETECTOR_REFERENCE_SN=0000
DETECTOR_REFERENCE_IS_CALIBRATED=0
REF_FIELD_DEPTH=0.00
REF_FIELD_DEFINED=ISOCENTER
REF_FIELD_INPLANE=100.00
REF_FIELD_CROSSPLANE=100.00
REF_SCAN_POSITIONS=0.00;3.00;6.00;9.00;12.00;15.00

SCAN_CURVETYPE=PDD
SCAN_OFFAXIS_INPLANE=0.00
SCAN_OFFAXIS_CROSSPLANE=0.00
SCAN_ANGLE=0.00
SCAN_DIAGONAL=NOT_DIAGONAL
SCAN_DIRECTION=NEGATIVE
MEAS_MEDIUM=WATER
MEAS_PRESET=REFERENCE_DOSEMETER
MEAS_TIME=0.100
MEAS_UNIT=A.U.
PRESSURE=1013.20
TEMPERATURE=20.00
NORM_TEMPERATURE=20.00
CORRECTION_FACTOR=1.0000
EXPECTED_MAX_DOSE_RATE=5.00
TASK_LIST=Tubus A6 (Electrons)
TASK_INDEX=1
TASK_FILENAME=E6.06.0x6.0100App6x6None.mcc
END_SCAN 1

Tabulka č. 2: Sloupec vlevo: nezávislé měření pro tubus o velikosti 25 x 25 cm, sloupec vpravo: porovnání pro výsledky nezávislého měření pro tubusy o velikosti 6 x 6 cm a 25 x 25 cm

TUBUS 25 x 25	Rozdíly v tubusech 6 x 6 a 25 x 25
BEGIN_SCAN_DATA	PRAVDA
FORMAT=TaskList Export V1.0	PRAVDA
FILE_CREATION_DATE=28-Jul-2017 12:30:28	NEPRAVDA
LAST_MODIFIED=28-Jul-2017 12:30:	NEPRAVDA
BEGIN_SCAN 1	PRAVDA
TASK_NAME=tba PDD Profiles	PRAVDA
PROGRAM=tbaScan	PRAVDA
MEAS_DATE=28-Jul-2017 12:08:11	NEPRAVDA
LINAC=TRUEBEAM	PRAVDA
MODALITY=EL	PRAVDA
ISOCENTER=1000.00	PRAVDA
INPLANE_AXIS=Y	PRAVDA
CROSSPLANE_AXIS=X	PRAVDA
DEPTH_AXIS=Depth	PRAVDA
INPLANE_AXIS_DIR=GUN_TARGET	PRAVDA
CROSSPLANE_AXIS_DIR=LEFT_RIGHT	PRAVDA
DEPTH_AXIS_DIR=UP_DOWN	PRAVDA
ENERGY=6.00	PRAVDA
NOMINAL_DMAX=13.00	PRAVDA
SSD=1000.00	PRAVDA
SCD=450.00	PRAVDA
BLOCK=None	PRAVDA
WEDGE=App25x25	NEPRAVDA
FIELD_INPLANE=250.00	NEPRAVDA
FIELD_CROSSPLANE=250.00	NEPRAVDA
FIELD_TYPE=RECTANGULAR	PRAVDA
GANTRY=0.00	PRAVDA
GANTRY_UPRIGHT_POSITION=0	PRAVDA
GANTRY_ROTATION=CW	PRAVDA
COLL_ANGLE=0.00	PRAVDA
COLL_OFFSET_INPLANE=0.00	PRAVDA

COLL_OFFSET_CROSSPLANE=0.00	PRAVDA
SCAN_DEVICE=MP3	PRAVDA
SCAN_DEVICE_SETUP=BARA_LEFT_RIGHT	PRAVDA
ELECTROMETER=TANDEM	PRAVDA
RANGE_FIELD=AUTO	PRAVDA
RANGE_REFERENCE=AUTO	PRAVDA
DETECTOR=PLANE_PARALLEL_CHAMBER	PRAVDA
DETECTOR_SUBCODE=ROOS	PRAVDA
DETECTOR_RADIUS=0.00	PRAVDA
DETECTOR_NAME=PTW 34001 Roos	PRAVDA
DETECTOR_SN=0000	PRAVDA
DETECTOR_CALIBRATION=100000000.00	PRAVDA
DETECTOR_IS_CALIBRATED=0	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE=THIMBLE_CHAMBER	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_SUBCODE=SEMIFLEX	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_RADIUS=2.75	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_NAME=PTW 31010 Semiflex	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_SN=0000	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_IS_CALIBRATED=0	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_CALIBRATION=300000000.00	PRAVDA
REF_FIELD_DEPTH=0.00	PRAVDA
REF_FIELD_DEFINED=ISOCENTER	PRAVDA
REF_FIELD_INPLANE=100.00	PRAVDA
REF_FIELD_CROSSPLANE=100.00	PRAVDA
REF_SCAN_POSITIONS=0.00;3.00;6.00;9.00;12.00;15.00;	PRAVDA
SCAN_CURVETYPE=PDD	PRAVDA
SCAN_OFFAXIS_INPLANE=0.00	PRAVDA
SCAN_OFFAXIS_CROSSPLANE=0.00	PRAVDA
SCAN_ANGLE=0.00	PRAVDA
SCAN_DIAGONAL=NOT_DIAGONAL	PRAVDA
SCAN_DIRECTION=NEGATIVE	PRAVDA
MEAS_MEDIUM=WATER	PRAVDA
MEAS_PRESET=REFERENCE_DOSEMETER	PRAVDA
MEAS_TIME=0.100	PRAVDA
MEAS_UNIT=A.U.	PRAVDA
PRESSURE=1013.20	PRAVDA
TEMPERATURE=20.00	PRAVDA
NORM_TEMPERATURE=20.00	PRAVDA
CORRECTION_FACTOR=1.0000	PRAVDA
EXPECTED_MAX_DOSE_RATE=5.00	PRAVDA

TASK_LIST=Tubus 25x25 Elektrony	NEPRAVDA
TASK_INDEX=1	PRAVDA
TASK_FILENAME=E6.025.0x25.0100App25x25None.mcc	NEPRAVDA
END_SCAN 1	PRAVDA

Tabulka č. 3: Nezávislé měření pro tubus o velikost 10 x 10 cm

<i>Tubus 10 x 10</i>
BEGIN_SCAN_DATA
FORMAT=TaskList Export V1.
FILE_CREATION_DATE=24-Jul-201
LAST_MODIFIED=24-Jul-2017 16:44:1
BEGIN_SCAN 1
TASK_NAME=tba PDD Profiles
PROGRAM=tbaScan
MEAS_DATE=24-Jul-2017 16:34:0
LINAC=TRUEBEAM
MODALITY=EL
ISOCENTER=1000.00
INPLANE_AXIS=Y
CROSSPLANE_AXIS=X
DEPTH_AXIS=Depth
INPLANE_AXIS_DIR=GUN_TARGET
CROSSPLANE_AXIS_DIR=LEFT_RIGHT
DEPTH_AXIS_DIR=UP_DOWN
ENERGY=6.00
NOMINAL_DMAX=13.00
SSD=1000.00
SCD=450.00
BLOCK=None
WEDGE=App10x10
FIELD_INPLANE=100.00
FIELD_CROSSPLANE=100.00
FIELD_TYPE=RECTANGULAR
GANTRY=0.00
GANTRY_UPRIGHT_POSITION=0
GANTRY_ROTATION=CW
COLL_ANGLE=0.00
COLL_OFFSET_INPLANE=0.00
COLL_OFFSET_CROSSPLANE=0.00

SCAN_DEVICE=MP3
SCAN_DEVICE_SETUP=BARA_LEFT_RIGHT
ELECTROMETER=TANDEM
RANGE_FIELD=AUTO
RANGE_REFERENCE=AUTO
DETECTOR=PLANE_PARALLEL_CHAMBER
DETECTOR_SUBCODE=ROOS
DETECTOR_RADIUS=0.00
DETECTOR_NAME=PTW 34001 Roos
DETECTOR_SN=0000
DETECTOR_CALIBRATION=300000000.00
DETECTOR_IS_CALIBRATED=0
DETECTOR_REFERENCE=THIMBLE_CHAMBER
DETECTOR_REFERENCE_SUBCODE=SEMIFLEX
DETECTOR_REFERENCE_RADIUS=2.75
DETECTOR_REFERENCE_NAME=PTW 31010 Semiflex
DETECTOR_REFERENCE_SN=0000
DETECTOR_REFERENCE_IS_CALIBRATED=0
REF_FIELD_DEPTH=0.00
REF_FIELD_DEFINED=ISOCENTER
REF_FIELD_INPLANE=100.00
REF_FIELD_CROSSPLANE=100.00
REF_SCAN_POSITIONS=0.00;3.00;6.00;9.00;12.00;15.

SCAN_CURVETYPE=PDD
SCAN_OFFAXIS_INPLANE=0.00
SCAN_OFFAXIS_CROSSPLANE=0.00
SCAN_ANGLE=0.00
SCAN_DIAGONAL=NOT_DIAGONAL
SCAN_DIRECTION=NEGATIVE
MEAS_MEDIUM=WATER
MEAS_PRESET=REFERENCE_DOSEMETER
MEAS_TIME=0.100
MEAS_UNIT=A.U.
PRESSURE=1013.20
TEMPERATURE=20.00
NORM_TEMPERATURE=20.00
CORRECTION_FACTOR=1.0000
EXPECTED_MAX_DOSE_RATE=5.00
TASK_LIST=Tubus A6 (Electrons)
TASK_INDEX=1
TASK_FILENAME=E6.010.0x10.0100App10x10None.
END_SCAN 1

Tabulka č. 4: Sloupec vlevo: nezávislé měření pro tubus o velikosti 15 x 15 cm, sloupec vpravo: porovnání pro výsledky nezávislého měření pro tubusy o velikosti 6 x 6 cm a 15 x 15 cm

TUBUS 15 x 15	Rozdíly v tubusech 6 x 6 a 15 x 15
BEGIN_SCAN_DATA	PRAVDA
FORMAT=TaskList Export V1.0	PRAVDA
FILE_CREATION_DATE=28-Jul-2017 11:59:0	NEPRAVDA
LAST_MODIFIED=28-Jul-2017 11:59:00	NEPRAVDA
BEGIN_SCAN 1	PRAVDA
TASK_NAME=tba PDD Profiles	PRAVDA
PROGRAM=tbaScan	PRAVDA
MEAS_DATE=28-Jul-2017 11:52:43	NEPRAVDA
LINAC=TRUEBEAM	PRAVDA
MODALITY=EL	PRAVDA
ISOCENTER=1000.00	PRAVDA
INPLANE_AXIS=Y	PRAVDA
CROSSPLANE_AXIS=X	PRAVDA
DEPTH_AXIS=Depth	PRAVDA
INPLANE_AXIS_DIR=GUN_TARGET	PRAVDA
CROSSPLANE_AXIS_DIR=LEFT_RIGHT	PRAVDA
DEPTH_AXIS_DIR=UP_DOWN	PRAVDA
ENERGY=6.00	PRAVDA
NOMINAL_DMAX=13.00	PRAVDA
SSD=1000.00	PRAVDA
SCD=450.00	PRAVDA
BLOCK=None	PRAVDA
WEDGE=App15x15	NEPRAVDA
FIELD_INPLANE=150.00	NEPRAVDA
FIELD_CROSSPLANE=150.00	NEPRAVDA
FIELD_TYPE=RECTANGULAR	PRAVDA
GANTRY=0.00	PRAVDA
GANTRY_UPRIGHT_POSITION=0	PRAVDA
GANTRY_ROTATION=CW	PRAVDA
COLL_ANGLE=0.00	PRAVDA
COLL_OFFSET_INPLANE=0.00	PRAVDA

COLL_OFFSET_CROSSPLANE=0.00	PRAVDA
SCAN_DEVICE=MP3	PRAVDA
SCAN_DEVICE_SETUP=BARA_LEFT_RIGHT	PRAVDA
ELECTROMETER=TANDEM	PRAVDA
RANGE_FIELD=AUTO	PRAVDA
RANGE_REFERENCE=AUTO	PRAVDA
DETECTOR=PLANE_PARALLEL_CHAMBER	PRAVDA
DETECTOR_SUBCODE=ROOS	PRAVDA
DETECTOR_RADIUS=0.00	PRAVDA
DETECTOR_NAME=PTW 34001 Roos	PRAVDA
DETECTOR_SN=0000	PRAVDA
DETECTOR_CALIBRATION=100000000.00	PRAVDA
DETECTOR_IS_CALIBRATED=0	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE=THIMBLE_CHAMBER	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_SUBCODE=SEMIFLEX	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_RADIUS=2.75	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_NAME=PTW 31010 Semiflex	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_SN=0000	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_IS_CALIBRATED=0	PRAVDA
DETECTOR_REFERENCE_CALIBRATION=300000000.00	PRAVDA
REF_FIELD_DEPTH=0.00	PRAVDA
REF_FIELD_DEFINED=ISOCENTER	PRAVDA
REF_FIELD_INPLANE=100.00	PRAVDA
REF_FIELD_CROSSPLANE=100.00	PRAVDA
REF_SCAN_POSITIONS=0.00;3.00;6.00;9.00;12.00;15.00;	PRAVDA
SCAN_CURVETYPE=PDD	PRAVDA
SCAN_OFFAXIS_INPLANE=0.00	PRAVDA
SCAN_OFFAXIS_CROSSPLANE=0.00	PRAVDA
SCAN_ANGLE=0.00	PRAVDA
SCAN_DIAGONAL=NOT_DIAGONAL	PRAVDA
SCAN_DIRECTION=NEGATIVE	PRAVDA
MEAS_MEDIUM=WATER	PRAVDA
MEAS_PRESET=REFERENCE_DOSEMETER	PRAVDA
MEAS_TIME=0.100	PRAVDA
MEAS_UNIT=A.U.	PRAVDA
PRESSURE=1013.20	PRAVDA
TEMPERATURE=20.00	PRAVDA
NORM_TEMPERATURE=20.00	PRAVDA
CORRECTION_FACTOR=1.0000	PRAVDA
EXPECTED_MAX_DOSE_RATE=5.00	PRAVDA

TASK_LIST=Tubus 25x25 Elektrony	NEPRAVDA
TASK_INDEX=1	PRAVDA
TASK_FILENAME=E6.025.0x25.0100App25x25None. mcc	NEPRAVDA

2.6 Diskuze

Při hodnocení našeho nezávislého měření, které jsme prováděli na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s., jsme se shodli, že může dojít k několika chybám. Rozdělili jsme je do dvou skupin. Do první skupiny jsme zařadili chyby v programu, které mohou vzniknout v důsledku složitosti vytváření nové fronta postupem podle PTW. Fronta pro elektronový svazek má 6695 programových kroků a tak je malá nepravděpodobnost chybného kroku, což bylo i ověřeno v praxi. Do druhé skupiny patří chyby v praxi, které vznikly v důsledku špatného nastavení.

Chyby v programu mohou vzniknout např. při nastavení parametrů. K největším chybám patří nesprávné pojmenování přístroje. I když jsme si správně nastavili všechny parametry, tím, že jsme zvolili jiný přístroj, jsme tyto parametry ztratili. Kdybychom tento soubor uložili, uložil by se pod správným názvem, avšak s chybnými parametry a potom by docházelo k chybnému měření. Další chyba, která může vzniknout v programu, je chyba při přesouvání nově vytvořených kopií. Tato kopie je zařazena k souborům s jinou energií (potom by nám neseděla s naší tabulkou vytvořenou v Excelu a chybně by nám ukazovala výsledek – PRAVDA x NEPRAVDA). Další chybou, která může nastat v programu je chyba při volbě aplikátoru nebo při zapomenutí nastavení polí. Tato, v podstatě, jednoduchá kontrola umožňuje snadno odhalit potenciální chyby ve frontě ještě předtím, než je použita k řízení měření pomocí programu Mephysto mc².

Mezi chyby, které mohou vzniknout v praxi v důsledku nesprávného nastavení, patří např. chybně zvolené příslušenství – např. velikost tubusu. Pokud bychom zvolili jiný tubus, pacient by byl ozářen chybně. Další chyba, která mohla nastat při měření, je z důsledku pohybu fantomu (při nastavování ozařování jsme s ním museli pohybovat), tak mohlo dojít k nepřesnostem při měření.

2.7 Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo pořízení datového souboru pro zadání zdroje ionizujícího záření (lineární urychlovač) do výpočetního systému DIAMOND. Tento cíl jsem splnil a potvrdil tím i hypotézu mé bakalářské práce, která zněla: Postupem podle metodiky ad 2.4. lze zkrátit jak dobu pro přípravu měření, tak dobu vlastního měření parametrů svazků ionizujícího záření lineárního urychlovače pro jeho zadání do výpočetního systému DIAMOND.

Při tomto nezávislém měření jsme nakonec došly k závěru, že naše metodika obnáší mnohem méně chyb než metodika od firmy PTW. Nevýhodou při používání metodiky od firmy PTW je především časová náročnost, která je způsobena stále se opakujícím nastavováním parametrů. Při užívání naší metodiky může během měření dojít k chybám, ale tyto chyby nejsou tak velké jako při používání metodiky od firmy PTW. Navržený postup kontroly pomocí programu Microsoft Excell umožňuje snadné nalezení chyb a jejich jednoduché odstarnění. Proto se nadále bude na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. v praxi používat metodika ad. 4.

3 Seznam informačních zdrojů

- 1) Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně: Linkos. *Www.linkos.cz* [online]. 2006 [cit. 2017-06-06]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/radioterapie-1/zdroje-a-biologicke-ucinky-zareni/#historie>
- 2) PETERA, Jiří. *Moderní radioterapeutické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. ISBN 80-7013-266-3
- 3) SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPÁ. *Moderní radioterapeutické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999. ISBN 80-7013-267-1.
- 4) *ConVERTER: Marie Curie-Sklodovská* [online]. 2002 [cit. 2017-06-06]. Dostupné z: <http://www.converter.cz/fyzici/curie-sklodowska.htm>
- 5) HYNKOVÁ, L., H. DOLEŽALOVÁ a P. ŠLAMPÁ. *Radioterapie - učební texty pro studenty 5. roč. LF MU Brno: Klinická radiační onkologie* [online]. [cit. 2017-06-07]. Dostupné z: <https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:Q5BBPm1tLiUJ:https://www.mou.cz/radioterapie-ucebni-texty-pro-studenty-5-roc-lf-mu-brno/f16+&cd=3&hl=cs&ct=clnk&gl=cz>
- 6) DOBBS, Jane, Ann BARETT a Daniel ASH. *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal, 1992, 6, 302 s.
- 7) *Radioterapie. Onkokurz* [online]. Praha 2 - Nové Město: 1 LF UK a VFN, 2016 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: http://www.onkokurz.cz/lekce/28/176/_obsah/
- 8) Degree & Profession International Awards: The on-line database for Your Degree Project Show your work to the professional world. : *A MORPHING TECHNIQUE TO ESTIMATE LUNG CANCER DEFORMATION DUE TO BREATHING IN RADIOTHERAPIC TREATMENT* [online]. [cit. 2017-06-07]. Dostupné z: <http://www.florence-expo.com/show/project.asp?idut=2626>
- 9) *Radiation-therapy-review.com: Treatment volume* [online]. [cit. 2017-06-08]. Dostupné z: http://www.radiation-therapy-review.com/Treatment_Volume.html
- 10) STANOVENÍ A HODNOCENÍ DÁVEK PACIENTŮ PŘI LÉKAŘSKÉM OZÁŘENÍ V RADIOTERAPII. In: *Státní ústav radiační ochrany, v. v. i.: National Radiation Protection Institute* [online]. [cit. 2017-06-26]. Dostupné z: https://www.suro.cz/cz/lekarske/Navrh_na_stanoveni_a_hodnoceni_pridavnych_davek_VD.pdf/view?searchterm=1%C3%A9ka%C5%99sk%C3%A9+stanoven%C3%AD+a+hodn

- 11) ČOUPEK, Petr. Vývoj radioterapie: Časopis Klinická onkologie. *Editorial* [online]. 2013, **26**(6), 1 [cit. 2017-06-26]. ISSN 1802-5307. Dostupné z: www.linkos.cz
- 12) KOHLOVÁ, Tereza. Základní principy radiační onkologie/radioterapie. *Onkologická péče*, 2005, roč. 9, č. 3, s. 1-6. ISSN: 1214-5602.
- 13) 3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA: Univerzita Karlova. In: *Radioterapie* [online]. [cit. 2017-07-09]. Dostupné z: <https://www.lf3.cuni.cz/3LF-838-version1-radioterapie.pdf>
- 14) *WE ARE MACMINALL.: What is radiotherapy?* [online]. Anglie, 2017 [cit. 2017-07-09]. Dostupné z: <http://www.macmillan.org.uk/information-and-support/treating/radiotherapy/radiotherapy-explained/what-is-radiotherapy.html>
- 15) ŠIFFNEROVÁ, Hana. RADIOTERAPIE I.: doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „B5345 - Specializace ve zdravotnictví“ studijního oboru „Radiologický asistent“ [online]. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2007 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochranyobyvatelstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijniobor-radiologicky-asistent
- 16) Imaging phantom. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2017-07-15]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Imaging_phantom
- 17) PTW-FREIBURG. Uživatelský manuál DIAMOND: Riadiaci softvér pre výpočet dávky Verzia 5.2 alebo vyššia. Freiburg, 2015
- 18) ADENSAMOVÁ, Jana. *Vytvoření metodiky pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek pro onkologické oddělení Nemocnice České Buudějovice a.s.* [online]. České Budějovice, 2016 [cit. 2017-07-15]. Dostupné z: [file:///C:/Users/Lucie/Downloads/BP_-_Adensamova%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/Lucie/Downloads/BP_-_Adensamova%20(1).pdf). Jihočeská univerzita České Budějovice. Vedoucí práce Mgr. Petr Malecha
- 19) *Uživatelský manuál MEPHYSTO mc2: Verze 1.7 nebo vyšší Základní verze* [online]. [cit. 2017-07-15]. Dostupné z: <file:///C:/Users/Lucie/Desktop/baklarka%20martas/MEPHYSTO-software-ČJ.pdf>
- 20) PTW-FREIBURG. User Manual DIAMOND: Dose Calculation Management Software S070020 Version 6.0 or higher. Freiburg, 2015
- 21) 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: 978-80-2549742-5
- 22) Rentgenové záření. In: *Wikipedie: Otevřená encyklopedie* [online]. [cit. 2017-07-15]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenov%C3%A9_z%C3%A1r%C5%99en%C3%A1D
- 23) KYPLOVÁ, Jaroslava. *Základy radioterapie: E-learningový výukový materiál pro studium biofyziky v 1.ročníku 1.LF UK* [online]. In: . [cit. 2017-07-16]. Dostupné z: http://ubi.lf1.cuni.cz/file/5768/Zaklady_radioterapie.ppt

- 24) *Radiobiologie: Simulace* [online]. [cit. 2017-07-20]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/6-kapitola/614/6147.html>
- 25) *Canadian Cancer Society: Simulation for external beam radiation therapy* [online]. [cit. 2017-07-20]. Dostupné z: <http://www.cancer.ca/en/cancer-information/diagnosis-and-treatment/radiation-therapy/external-beam-radiation-therapy/simulation/?region=on>
- 26) KUKAČKOVÁ, Lucie. *Rozdíl mezi naplánovanou a skutečnou naměřenou dávkou pod bolusem z nového materiálu*. České Budějovice, 2016. Bakalářská. Jihočeská univerzita. Vedoucí práce Petr Malecha.
- 27) *Vojenské zdravotnické listy: Nové metody radioterapie* [online]. Praha, 2008, **77**(3) [cit. 2017-07-20]. Dostupné z: http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:tcrzSYKWj9MJ:www.pmfhk.cz/VZL/VZL3_2008/04-Kol%25E1%25F8ov%25E1.pdf+%&cd=2&hl=cs&ct=clnk&gl=cz
- 28) Kobaltový ozařovač a cesiový ozařovač. In: *Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně* [online]. [cit. 2017-07-23]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/slovnicek/kobaltovy-ozarovac-a-cesiovy-ozarovac/>
- 29) Zdroje ionizujícího záření využívané v lékařství: Kobaltové a cesiové ozařovače. In: *Radiobiologie* [online]. [cit. 2017-07-23]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/4-kapitola/43/431.html>
- 30) Kobaltové a cesiové ozařovače: Cesiové ozařovače. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2017-07-23]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Kobaltov%C3%A9_a_cesiov%C3%A9_ozarovac%C5%99ova%C4%8De
- 31) *Radiační ochrana DOPORUČENÍ ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V RADIOTERAPII: BEZPEČNÉ POUŽÍVÁNÍ MODERNÍCH RADIOTERAPEUTICKÝCH METOD* [online]. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2014 [cit. 2017-08-03]. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:JVnZrNZtfu4J:https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/Doporuceni_Bezpecnost_2014.pdf+%&cd=1&hl=cs&ct=clnk&gl=cz

3. Přílohy

Příloha č. 1 Tubus o velikosti 5 x 5 cm

Příloha č. 2 Ionizační komora 340 01 ROOS od firmy PTW

Příloha č. 1: Tubus o velikosti 5 x 5 cm



Příloha č. 2: Ionizační komora 340 01 ROOS od firmy PTW

