



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 radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

Bakalářská práce

Vytvoření metodiky pro nezávislé ověření  
výpočtu monitorovacích jednotek pro  
onkologické oddělení Nemocnice České  
Budějovice a. s.

Vypracoval: Jana Adensamová  
Vedoucí práce: Mgr. Petr Malecha

České Budějovice 2016

## Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá plánováním radioterapie obecně a plánovacími systémy, které jsou používány na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s.

Plánovací systém je software, který slouží k výpočtům rozložení dávky v ozařovaném objemu pacienta a v kritických orgánech. V současnosti se na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. používá plánovací systém Eclipse od firmy Varian.

Tato práce je rozdělena na část teoretickou a na část praktickou. Teoretická část je rozdělena do pěti kapitol. V těchto kapitolách jsou shrnuty současné poznatky o radioterapii, plánování radioterapie a o plánovacích systémech.

V první kapitole je definován pojem radioterapie a její cíl. Dále se v této kapitole objevuje historický přehled radioterapie, kde se uvádí, že k objevení paprsků X došlo v roce 1895 a v 50. letech se zavedly vysokoenergetické kobaltové ozařovače do klinické praxe. S příchodem lineárních urychlovačů (1939) a počítačových plánovacích systémů se účinnost radioterapie mnohonásobně zvýšila.

Druhá kapitola se věnuje základnímu rozdělení radioterapie podle léčebného záměru. Je zde popsán princip zevní radioterapie (teleterapie), vnitřní radioterapie (brachyterapie), neoadjuvantní (předoperační), adjuvantní (pooperační) a nenádorové terapie. Zmiňují se zde o tom, co je jejich cílem a kdy jsou indikovány.

Ve třetí kapitole je již popsáno schéma plánování teleterapie. Důležité při plánování léčby radioterapií, je dodržování principu APARA („as precisely as readily achievable“ – tak přesné, jak je jen možné dosáhnout). Podkapitoly jsou rozděleny do základních kroků, které je třeba při plánování podniknout. Nejprve se provede lokalizace nádoru a zvolení správné polohy pacienta při ozařování. Požadavky na polohu jsou, aby byla stabilní, pohodlná, musí zajišťovat snadný přístup k cílovému objemu a snadnou reprodukci. Dalším krokem při plánování léčby je vyznačení cílových objemů a kritických orgánů, výběr zdroje záření a volba ozařovací techniky. Důležité při plánování léčby je i ozařovací pole a jeho velikost. Po vyhodnocení plánu následuje ověření plánování ozařování.

Čtvrtá kapitola popisuje program zajištění kvality v radioterapii, jehož součástí je také nezávislá kontrola výpočtu monitorovacích jednotek (MU). K tomuto účelu na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. slouží program DIAMOND.

V poslední, páté kapitole, je obecně popsán plánovací systém. K čemu slouží, co v něm lze vytvořit a co je potřeba po jeho instalaci změřit. Tato kapitola má dvě podkapitoly, které popisují současné softwary využívané na onkologickém oddělení v Českých Budějovicích. Jedná se o plánovací systém Eclipse od firmy Varian a software DIAMOND dodaný firmou PTW. U plánovacího systému Eclipse se věnují zejména popisu algoritmů a jejich využití. Popis programu DIAMOND je hlavně o kontrole MU a dávek u plánů spočítaných plánovacím systémem Eclipse.

Hlavními cíli této práce bylo vytvořit metodiku pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek a stanovit povolené odchylky.

Praktická část práce se zabývá především tvorbou metodiky práce v programu DIAMOND a ověření ozařovacích plánů vypočtených systémem Eclipse.

V kapitole „Výsledky“ je vytvořené schéma pro výpočet MU a dávek v programu DIAMOND. Jsou zde popsány jednotlivé kroky, kterými je třeba postupovat, aby k ověření mohlo dojít. Dále se v této kapitole nachází tabulka, kde jsou uvedeny výsledky ověření plánu pro techniku tangenciálních polí při ozařování karcinomu prsu. V dalších tabulkách jsou dávky vypočítané plánovacím systémem Eclipse a programem DIAMOND pro techniku IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy – radioterapie s modulovanou intenzitou) při ozařování karcinomu prostaty.

U techniky dvou tangenciálních polí byly spočteny odchylky MU mezi tím, co vypočítal plánovací systém Eclipse a co přepočítal software DIAMOND. U IMRT techniky sedmi polí (5 plných polí + 2 setupová pole) se stanovily odchylky dávky při výpočtu ozařovacího plánu. Tato technika sedmi polí (5+2) u IMRT se vybírala z důvodu jednoduchosti výpočtu.

Otázkou je, zda nezávislý výpočet monitorovacích jednotek pomůže k odstranění hrubých chyb při výpočtu ozařovacích plánů.

Klíčová slova:

radioterapie

plánovací systém

monitorovací jednotka

DIAMOND

Eclipse

## **Abstract**

The Bachelor's thesis deals with the planning of radiotherapy in general and with planning systems which are used at the Department of Oncology of České Budějovice Hospital, a.s.

A planning system is a software that is used to calculate the dose distribution of each beamlet in patients and critical organs. Currently, České Budějovice Hospital uses the Eclipse planning system by Varian.

The thesis is divided into a theoretical and a practical part. The theoretical part is divided into five chapters, which briefly summarizes knowledge on radiotherapy, the planning of radiotherapy, and planning systems.

The first chapter defines radiotherapy and its objectives. Furthermore, the chapter offers a historical overview of radiotherapy, stating that the discovery of X-rays took place in 1895, and that high-energy cobalt irradiators were introduced into clinical practice in the 1950s. With the advent of linear accelerators (1939) and computer planning systems, the effectiveness of radiotherapy increased many times.

The second chapter deals with the basic division of radiotherapy according to its medical objective. It describes the principle of external beam radiotherapy (teletherapy), internal radiotherapy (brachytherapy), neoadjuvant (preoperative), adjuvant (postoperative), and non-malignant therapy. It defines their objectives and when they are indicated.

The third chapter describes the planning of teletherapy. When planning radiotherapy treatment, it is important to adhere to the APARA principle ("as precisely as readily achievable"). The subchapters are divided into basic steps that are necessary to take in the planning of radiotherapy. First, the tumour is localized, and proper position of the patient for radiation exposure is chosen. Stability is included in the requirements for the position – in order to be comfortable, it must ensure easy access to the target volume and easy reproduction. The next step in treatment planning is the delineation of target volumes and critical organs, the selection of a radiation source, and the choice of radiation technique. Another important part in treatment planning is the radiation field and its size. After the plan has been evaluated, it must be verified.

The fourth chapter describes the program of quality assurance in radiotherapy, which also includes an independent control of the calculation of monitor units (MU). The Department of Oncology of České Budějovice Hospital uses the DIAMOND program for this purpose.

The last, fifth chapter describes planning systems in general. What it can be used for, what can be created with it, and what needs to be measured after its installation. This chapter has two subchapters that describe tools currently used at the Department of Oncology of České Budějovice Hospital. These include the Eclipse system by Varian and the DIAMOND software by PTW. In the Eclipse system, I describe particularly the algorithms and their use. The description of the DIAMOND software covers mainly the control of MU and doses in plans generated by the Eclipse program.

The main goal of the thesis was to develop a methodology for an independent verification of the calculation of monitor units and to determine the allowable deviations.

The practical part of the thesis deals primarily with the development of the methodology of working in the DIAMOND program and the verification of radiotherapy plans generated by the Eclipse system.

The chapter 'Results' offers a scheme for the calculation of MU and doses in the DIAMOND program. It describes individual steps which should be followed in order to allow for verification. Furthermore, it presents a table with results of the verification of the plan for tangential field technique in the irradiation of breast cancer. Other tables list the doses calculated by the Eclipse planning system and the DIAMOND program for IMRT technique (Intensity Modulated Radiation Therapy) in the irradiation of prostate cancer.

In the technique of two tangential fields, deviations of MU were calculated between the calculations made by the Eclipse planning system and those generated by the DIAMOND software. In the IMRT technique with seven fields (5 whole fields + 2 split fields), doses deviations were defined during the calculation of the irradiation plan. The technique of seven fields (5+2) was chosen because of the simplicity of calculation.

The question remains whether an independent calculation of monitor units will help to eliminate gross errors in the calculation of irradiation plans.

Key words:

radiotherapy

planning system

monitor unit

DIAMOND

Eclipse

## **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

.....



## **Poděkování**

Touto cestou bych ráda poděkovala svému vedoucímu práce Mgr. Petru Malechovi za odborné vedení, vstřícnost při konzultacích a cenné rady při zpracování této práce.

Dále bych chtěla poděkovat pracovníkům onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. za poskytování odborných rad.

# Obsah

1	TEORETICKÁ ČÁST .....	15
1.1	Radioterapie a její historie .....	15
1.2	Základní rozdělení radioterapie .....	16
1.3	Plánování teleterapie.....	17
1.3.1	Lokalizace nádoru a fixační poloha pacienta.....	18
1.3.2	Vyznačení cílových objemů a kritických orgánů .....	19
1.3.3	Výběr zdroje záření.....	20
1.3.4	Ozařovací pole .....	22
1.3.5	Volba ozařovací techniky .....	23
1.3.6	Vyhodnocení plánu .....	26
1.3.7	Ověření plánů složitých technik (IMRT).....	26
1.4	Zajištění kvality v radioterapii .....	27
1.5	Plánovací systémy .....	28
1.5.1	Plánovací systém Eclipse.....	29
1.5.2	Plánovací systém DIAMOND .....	33
2	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZA .....	36
2.1	Cíle práce .....	36
2.2	Hypotéza .....	36
3	METODIKA .....	37
4	VÝSLEDKY .....	38
4.1	Metodika práce v programu DIAMOND .....	38
4.1.1	Zobrazení pacienta (Patient View) .....	38
4.1.2	Supervisor Menu.....	44
4.1.3	QuickCalc Menu .....	45
4.1.4	Zobrazit menu (View Menu) .....	47
4.1.5	Menu nástrojů (Tools menu) .....	48
4.1.6	Záložka pacientů (Patients Pane).....	48
4.1.7	Souhrnné zobrazení (Sumary view).....	51
4.1.8	Zobrazení plánu pro fixní pole (Plan View - Fixed Field) .....	53

4.1.9 Zobrazení plánu IMRT (Plan View - IMRT) .....	63
4.2 Stanovení povolených odchylek pro akceptaci plánu.....	70
5 DISKUZE.....	75
6 ZÁVĚR .....	77
7 SEZNAM INFORMAČNÍCH ZDROJŮ .....	78
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	83

## Seznam použitých zkratek

<b>APARA</b>	As Precisely As Reasonably Achievable (tak přesné, jak je jen možné dosáhnout)
<b>CT</b>	Computed Tomography (výpočetní tomografie)
<b>DMLC</b>	Dynamický vícelistový kolimátor
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>IMPAC</b>	Integrated Oncology Management System
<b>IMRT</b>	Intensity Modulated Radiation Therapy
<b>kV</b>	kiloVolt
<b>MLC</b>	Multileaf Collimator (vícelistový kolimátor)
<b>MR</b>	Magnetic Resonance (magnetická rezonance)
<b>MU</b>	Monitor Unit (monitorovací jednotka)
<b>PET</b>	Pozitronová Emisní Tomografie
<b>QA</b>	Quality Assurance (zabezpečování jakosti)
<b>RTP</b>	Radiotherapy Treatment Planning
<b>SAD</b>	Source – Axis Distance (vzdálenost zdroj – osa rotace)
<b>SSD</b>	Source – Skin Distance (vzdálenost zdroj – kůže)
<b>TPS</b>	Treatment Planning System
<b>VMAT</b>	Volumetric Modulated Arc Therapy (volumetrická rotační IMRT)

# ÚVOD

Radioterapie je obor, který se zabývá léčbou onkologických onemocnění. Jejím cílem je ozáření vymezeného objemu v těle pacienta dávkou záření, která je uvedena v ozařovacím předpisu. Díky rozvoji výpočetní techniky dochází i k rychlému vývoji v oblasti plánovacích systémů pro radioterapii. Se zavedením nových postupů na radioterapeutická pracoviště se zdokonalilo i rozložení dávky v cílovém objemu, kterou lze přizpůsobit tvaru objemu pomocí vícelamelového kolimátoru (Multileaf Collimators MLC), kterým jsou vybaveny lineární urychlovače na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. U těchto technik je možné aplikovat vyšší dávky do cílového objemu při současném šetření okolních zdravých tkání a orgánů, což vede ke zlepšení výsledků léčby.

Nedílnou součástí radioterapie se stal program zajištění kvality (Quality Assurance, QA). Program vymezuje postupy, které je třeba dodržovat, aby se vyloučily veškeré nepřesnosti, které by mohly vést ke zhoršení léčby pacienta zářením. Součástí programu je i nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek (MU). K tomuto účelu slouží různé programy, které výpočet MU ověří. Na onkologickém oddělení nemocnice České Budějovice a. s. se pro výpočet ozařovacího plánu používal plánovací systém CadPlan, který byl v roce 2004 nahrazen modernějším programem Eclipse. Původní plánovací systém CadPlan však nebyl úplně vyřazen, ale nadále se používal pro ověření výpočtu provedeného systémem Eclipse. Program CadPlan je však již zastaralý a nemá výpočetní algoritmy pro moderní techniky (IMRT, VMAT - Volumetric Modulated Arc Therapy - volumetrická rotační IMRT, aj.) a je nahrazován plánovacím systémem DIAMOND, který je přímo určen pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek.

Bakalářská práce se zmiňuje obecně o plánování léčby v radioterapii a plánovacích systémech. Zaměření je provedeno na plánovací systém Eclipse, který je na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. využíván.

Cílem práce je vytvořit metodiku pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek v programu DIAMOND. Dalším cílem je stanovení povolených odchylek pro akceptaci plánů.

Důvodem výběru tématu práce je, že dosud nebylo v českém jazyce zpracováno a momentálně je aktuální.

# 1 TEORETICKÁ ČÁST

## 1.1 Radioterapie a její historie

Radioterapie je klinický obor zabývající se léčbou jak zhoubných (maligních), tak nezhoubných (benigních) nádorů pomocí ionizujícího záření. Ionizující záření je proudění hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které dokáže ionizovat atomy prostředí nebo excitovat jejich jádra. (32). Cílem radioterapie je dodat maximální dávku záření do postiženého místa s maximálním šetřením okolní zdravé tkáně (1).

Radioterapie vznikla na přelomu 19. – 20. století. Krátce po objevení paprsků X Conradem Roantgenem (1895) se začaly paprsky používat k léčbě nádorů a roku 1896 byl popsán první případ vyléčení nádoru pomocí záření, kdy se jednalo o vyléčení rakoviny prsu a kůže. Později se začaly prokazovat vedlejší účinky záření X. Prvních 25 let od objevení paprsků X se jejich léčebné užití spíše považuje za období průkopnické. V samých počátcích radioterapie nebyly žádné měrné jednotky záření, ani spolehlivé metody k měření dávek (17, 4).

Pokrok v oblasti radioterapie nastal díky manželům Curiovým. Ti roku 1898 objevili gamma záření 226 radia. V počátcích byl problém s vpravením dostatečného množství záření do nádoru, a to kvůli nedokonalému přístrojovému vybavení (4, 5).

K velkému skoku došlo v 50. letech se zavedením vysokoenergetických kobaltových ozařovačů do klinické praxe. Radium bylo nahrazeno bezpečnějšími umělými radioizotopy pro přímé zavádění do nádorů. Účinnost radioterapie se mnohonásobně zvýšila s příchodem lineárních urychlovačů (první se použil v roce 1939) a počítačových plánovacích systémů, které navíc umožňují trojrozměrné modelování rozložení dávky záření. Díky tomu došlo k využití nových zobrazovacích technik (CT – výpočetní tomografie, MR – magnetická rezonance) pro plánování radiační léčby (4, 5).

## 1.2 Základní rozdělení radioterapie

Radioterapie se podle léčebného záměru dělí na kurativní a paliativní radioterapii. Podle polohy zdroje na zevní (teleterapie) a vnitřní terapii (brachyterapie). Dále ji lze rozdělit na neoadjuvantní (předoperační), adjuvantní (pooperační) a nenádorovou terapii **(18)**. Cílem kurativní terapie je vyléčit nemocného i za cenu dočasné snížení kvality života **(7)**. Má tedy za úkol zničit nádorové buňky **(1)**. Její použití je často ještě v asymptomatické fázi onemocnění, tj. v době, kdy už známe diagnózu, ale pacient ještě nemá žádné potíže. Při paliativní radioterapii se klade důraz hlavně na odstranění obtíží pacienta a teprve v druhé řadě na pokus o likvidaci nádoru. Dalším účelem této terapie je snaha o co největší minimalizaci vedlejších účinků nádorového onemocnění a nežádoucích účinků radioterapie **(8)**.

V teleterapii je zdroj záření mimo tělo pacienta. V současnosti se k zevní terapii nejčastěji používají lineární urychlovače. Pro paliativní léčbu se používají také kobaltové ozařovače. Před zavedením megavoltážních kobaltových ozařovačů se na léčbu zářením využívalo terapeutických rentgenových přístrojů s nízkou energií záření. Nejvyšší dávka záření dosahovala na kůži a v dalších tkáňových vrstvách se záření zeslabovalo. Kůže tedy limitovala dávku do nádoru. Dnes se rentgenové ozařovače používají k léčbě kožních nádorů, k paliativnímu ozařování (například kožní metastázy) a v nenádorové terapii **(4)**.

Cílem neoadjuvantní (předoperační) radioterapie je zmenšit rozsah nádoru, zlepšit nebo umožnit chirurgický výkon (např. u lokálně pokročilých nádorů konečníku). Doba, kdy dochází k nástupu radioterapie po operaci, se liší v závislosti na použitém frakcionačním režimu. Příliš časná operace může vést ke zhoršenému hojení operačních ran, a naopak odložení operace vede k regeneraci jak zdravých, tak i nádorových buněk poškozených radioterapií. Výhodou neoadjuvantní radioterapie je očekávané zmenšení nádoru, a tím usnadnění operace, snížení výskytu lokální recidivy a regionálních či vzdálených metastáz. Nevýhodou této terapie je odklad chirurgické léčby, čímž se potenciálně zvyšuje riziko progresu u radiorezistentních nádorů **(9, 10)**.



Adjuvantní léčba se provádí až po chirurgickém výkonu. Jejím významem je ozáření předpokládané mikroskopické choroby u pacientů, kteří mají vysoké riziko recidivy. Výhodou této terapie je znalost definitivní histologie, a tím i její přesná indikace. Mezi nevýhody patří riziko vzniku peroperační diseminace nádorových buněk a zhoršení prokrvení ozařovaného objemu následkem chirurgického výkonu, což vede ke vzniku hypoxických radiorezistentních buněk **(10)**.

U nenádorové terapie jde o lékařské ozáření, které se provádí u nezhoubných onemocnění. Cílem je odstranění obtíží způsobených nezhoubným onemocněním a také zabránění zhoršení funkce postiženého orgánu. Ozařují se degenerativní choroby, kde je analgetický a protizánětlivý záměr. Nejčastěji se tento druh terapie používá u bolestí ostruhy kosti patní, u bolestí při pokročilých artrózách kloubů (např. koleno, rameno, kyčle) nebo při zánětech kloubů (např. tenisový loket). Nenádorová terapie se nasazuje až po vyčerpání ostatních konzervativních možností **(12, 11)**.

### **1.3 Plánování teleterapie**

Základním cílem v radioterapii je zničit nádor, a to rovnoměrným rozložením stanovené dávky do určeného objemu s maximálním šetřením okolní zdravé tkáně. Je tedy nezbytné dodržovat princip APARA („As Precisely As Reasonably Achievable“ – tak přesné, jak je jen možné dosáhnout). Celý průběh plánování léčby můžeme shrnout do několika kroků **(13)**. Je třeba určit cíle ozařování (kurativní, paliativní, adjuvantní, neoadjuvantní nebo kombinované s jinou léčbou) na základě typu a rozsahu nádoru a biologického stavu pacienta. Následně se stanoví cílové objemy a kritické orgány, určí se dávka a její časové rozložení, zvolí se zdroj záření a technika ozáření. Dále se vypracuje izodózní plán, který musí schválit lékař, dojde k simulaci ozařovacích polí, zadání dat a verifikaci na ozařovači. Důležitá je i dozimetrická kontrola ozáření, která se provádí u složitějších technik (např. IMRT) **(14)**.

### 1.3.1 Lokalizace nádoru a fixační poloha pacienta

Lokalizace nádoru určuje umístění nádoru v lidském těle a jeho vztah k okolním strukturám a referenčním bodům na kůži. Příprava k ozařování se provádí na simulátoru, což je rentgenový přístroj, který umožňuje vytvářet rentgenové snímky. Na simulátoru je pacient uložen do polohy, ve které se bude pokaždé ozařovat, a zároveň je zaměřena ozařovaná oblast, tím je provedena lokalizace. U povrchově ležících nádorů lokalizace není obtížná, ale u nádorů ležících v hloubce vyžaduje správná lokalizace dobré anatomické znalosti. Mezi způsoby lokalizace patří aspekce (vyšetření zrakem), palpáce (vyšetření pohmatem) a rentgenové vyšetření (nejčastěji užívaným způsobem je RTG simulátor, CT, MR, PET – pozitronová emisní tomografie, atp.) **(8, 23, 32)**.

Na kůži pacienta se zakreslí zaměřovací značky, které umožňují uložit pacienta při ozařování do stejné polohy. Na simulátoru se zvolí i správné fixační pomůcky **(13)**.

Poloha pacienta je jedním z hlavních faktorů správného provedení léčby. Měla by být stabilní, pohodlná a musí být přesně dokumentována, aby se zajistila reprodukovatelnost v průběhu celého plánovacího procesu a následné léčbě **(18, 15)**. Dále je třeba, aby zajistila snadný přístup k cílovému objemu. K zajištění polohy existuje řada fixačních pomůcek pro různé lokality (obličejové masky, klíny pro podložení hlavy, hrudníku, opěrky pod ruce, fixace nohou atd.). Části fixačních pomůcek, které přicházejí bezprostředně do styku s tělem pacienta, musí být z materiálu, který je zdravotně nezávadný a musí být omyvatelné **(3, 17)**.

Poté následuje provedení plánovacích CT řezů celou oblastí zájmu. Transverzální CT řezy s vyznačenou oblastí jsou přeneseny do plánovacího systému **(17)**.

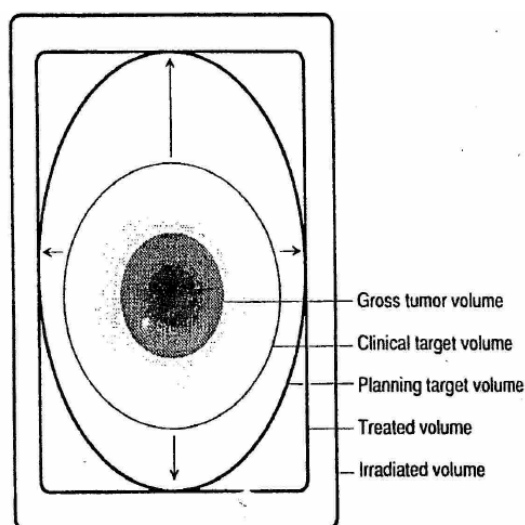
V plánovacím systému je možné provádět fúze s MR nebo PET CT. Tyto fúze slouží k přesnější lokalizaci cílových objemů a kritických orgánů **(13)**. CT obrazy se přenesou do plánovacích systémů a lékař na jednotlivých CT řezech, které jsou získané z lokalizace nádoru, vyznačí kontury cílových objemů a kritických orgánů **(23)**.

### 1.3.2 Vyznačení cílových objemů a kritických orgánů

Při plánování léčby je nutné nejprve stanovit klinický cílový objem, který zahrnuje makroskopicky prokázaný nádor (pokud existuje) a objemy s předpokládaným subklinickým šířením nádoru. Podle **ICRU Reportu č. 50** (International Commission on Radiation Units and Measurements – Mezinárodní komise pro jednotky a měření) se definují tři základní objemy (základní objemy jsou znázorněny na obrázku č. 1) **(17,23)**.

- a) **Nádorový objem** (GTV – Gross Tumor Volume) je objem nádoru, který je určený diagnostickými zobrazovacími metodami nebo klinickým vyšetřením **(17)**.
- b) **Klinický cílový objem** (CTV – Clinical Target Volume) je GTV i s lemem potencionálního mikroskopického šíření nádoru. Bezpečnostní lem kompenzuje nepřesnost způsobenou pohybem jednotlivých orgánů i celého pacienta a nepřesnost při nastavení ozařovacích parametrů i pacienta při ozáření **(17, 23)**.
- c) **Plánovací cílový objem** (PTV – Planning Target Volume) je CTV i s lemem, vyrovnávajícím nepřesnosti vyvolané pohybem (např. dýchání), změnou velikosti orgánu (naplnění močového měchýře), ale i nepřesnosti v nastavení pacienta **(17)**.
- d) **Léčený objem** (TV – Treated volume) znamená objem, který je obklopený izodózou, která je vhodná k dosažení léčebného záměru (většinou 95% izodóza) **(18)**.

**Ozářený objem** (IV – Irradiated volume) je objem, který obdrží více než 50% dávku, což je dávka významná vzhledem k toleranci zdravé tkáně **(18)**.



**Obrázek 1:** Definice cílového objemu podle ICRU 50 Report (28)

### 1.3.3 Výběr zdroje záření

V radioterapii lze využívat různých druhů záření a spekter jejich energie. Díky těmto charakteristikám záření je možné společně s dalšími faktory dopravit dávku do potřebné hloubky a vzdálenosti a zároveň ovlivnit průběh dávky ve tkáni (13).

V poslední době se v zevní radioterapii nejvíce používá lineární urychlovač. Podle toho, jak dochází ke způsobu urychlování elektronů, rozeznáváme vysokofrekvenční lineární urychlovač s elektrodami, s nosnou a stojatou vlnou. Urychlovače dokáží urychlovat elektricky nabitě částice na vysokou energii. Tyto částice jsou pak využívány k léčbě zhoubných nádorů. Dochází k tomu buď přímo (urychlené elektrony), nebo se využívá záření, které vzniká jejich dopadem na terčik (brzděné vysokoenergetické fotonové záření) (19).

Běžný lineární urychlovač má v dnešní době jednu nižší energii fotonů (6 MV), jednu vyšší energii fotonů (15 nebo 18 MV) a několik energií elektronů (např. 6, 9, 12, 16, 20 MeV, viz obr. č. 2). Svazek fotonů vystupuje z hlavice přístroje a je ohraničen a tvarován clonami kolimátoru. Centrální osa svazku záření u lineárních urychlovačů míří při jakékoliv poloze gantry do jednoho bodu – izocentra (tento bod je ve

vzdálenosti 100 cm od zdroje záření a při izocentrické technice ho umísťujeme do středu ozařovaného objemu). Výhodou izocentrické techniky je, že pacient může být ozařován několika poli, aniž by se musela měnit jeho poloha. Součástí přístroje je dálkově ovládaný polohovací stůl s posuvnou deskou a pro správné nastavení pacienta je ozařovna vybavena zaměřovacími lasery na stěnách ozařovny. Průsečíkem paprsků je izocentrum (17, 22).

Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice lze získat obraz ozařovaného pole pomocí elektronického detekčního zařízení Portal Vision od firmy Varian, kterým disponuje urychlovač TrueBeam. Portal Vision je aplikace, která podporuje získávání elektronových portálových snímků před, během nebo po ozáření a poskytuje nástroj pro záznam množství obrázků a také jejich přehled. Tím lze dosáhnout přesnějšího nastavení pacienta (24).



**Obrázek 2:** Lineární urychlovač TrueBeam firmy Varian (25)

### **Výpočet monitorovacích jednotek (Monitor Unit Calculation)**

Při provozu lineárního urychlovače je nutné zajistit odzáření požadované dávky a současně dodržet dávkový příkon. Lineární urychlovač je pulzní zařízení a nelze k realizaci dávky volit ten způsob, že se odzáří definovaný počet pulzů. K tomu, aby

bylo možné splnit uvedené požadavky, se zavedl pomocný údaj monitorovací jednotka (MU) (33).

Dozimetrický systém převádí napěťovou odezvu z dozimetru na frekvenci. Frekvence těchto pulzů je úměrná dávkovému příkonu a každý pulz odpovídá 1 cMU. Kalibrace přístroje se provádí tak, že 100 MU odpovídá dávce 1 Gy v referenčních podmínkách (6). Konečný počet MU je spočítán z předepsané dávky, normalizace plánu, váhy polí, normalizace polí a z normalizačního faktoru určeného algoritmem pro výpočet dávky (27).

Je vhodné, aby pracoviště také ověřovalo IMRT plány pomocí nezávislého výpočtu dávky nebo monitorových jednotek výpočetním programem. Výpočetní programy je třeba před prvním použitím ověřit porovnáním s výsledky z plánovacího systému i s naměřenými dozimetrickými daty (34). Displeje, na nichž se ukazují údaje systému monitorování dávky, musí být jasně čitelné, umístěné blízko sebe, musí na nich být zobrazen předvolený počet monitorovacích jednotek a jejich počet se musí zobrazovat vzestupnými číslicemi. V případě, že dojde k výpadku hlavního napájení, který způsobí přerušování nebo ukončení ozařování, musí být údaj o počtu MU v okamžiku výpadku čitelný po dobu nejméně 20 minut (35).

### 1.3.4 Ozařovací pole

Ozařovací pole lze charakterizovat jako oblast specifického tvaru, která se promítá na kůži pacienta a kterou prochází vymezený svazek záření. Vzdálenost ozáření se určuje buď k izocentru (SAD - Source – Axis Distance), tj. k ose rotace ramena ozařovače, nebo ke kůži (SSD - Source – Skin Distance). Je-li použita technika SSD, je nutné vyznačit vstupní bod na kůži pacienta, od něhož se daná vzdálenost odměřuje. Pokud se použije ozáření s pevnou vzdáleností SAD, je třeba určit body na kůži pacienta, pomocí nichž se zaměřuje izocentrum. Velikost pole např. určuje křivka, která

spojuje body s 50% dávkou ležící v rovině kolmé k ose svazku záření a je možné ji stanovit i dozimetricky (21,23).

Velikost by měla být taková, aby primární svazek záření zasáhl celé nádorové ložisko. Pole je možné tvarovat pomocí clon a tubusů. Nejprve se vymezí svazek záření do pravoúhlého tvaru, lze ho dále přizpůsobit nepravidelnému tvaru nádorového ložiska pomocí vykrývacích bloků, které jsou zhotoveny individuálně pro každého pacienta. Moderní alternativou pro fotonové záření je vícelamelový kolimátor, který se využívá ke konformní radioterapii. Clony u MLC jsou rozděleny do několika tenkých lamel. Ty nezávisle na sobě mění svoji pozici, a tak mohou přizpůsobit tvar svazku záření tvaru cílového objemu. Tvarování ozařovacích polí umožňuje zvýšení dávky v nádorovém ložisku bez rizika poškození okolních zdravých tkání a orgánů (21, 23).

### 1.3.5 Volba ozařovací techniky

Správnou volbou ozařovací techniky se sníží objem ozáření zdravých tkání a je možné dodržet toleranční dávky kritických orgánů, které se vyskytují v blízkosti nádorového ložiska. V zevní radioterapii se ozařovací techniky mohou dělit podle počtu a upořádání polí, další skupinou jsou speciální ozařovací techniky (13). Při volbě počtu ozařovaných polí a jejich uspořádání hraje velkou roli zkušenost radioterapeuta a plánujícího fyzika, u kterých je důležitá úroveň jejich znalostí jednotlivých technik ozařování (16). Uspořádání polí je buď koplanární (v jedné rovině), nebo non – koplanární (ve více rovinách). U počtu polí záleží na typu léčby, lokalizaci tumoru a jeho rozsahu, na kritických orgánech, ale i stavu pacienta a vybavení pracoviště (13).

- a) **Ozařovací technika jednoho pole** je nejjednodušší technikou ozařování. U kurativní radioterapie se používá pro ozařování kůže a ložisek v podkoží. Dále se používá u nenádorové radioterapie a u paliativního ozařování (recidivy na kůži nebo podkoží). Pro ložiska, která jsou uložena hluboko v těle pacienta, se používají techniky více polí (20).

- b) **Ozařovací techniky dvou polí** jsou konvergentní (sbíhavá), kontralaterální (protilehlá) a tečná (tangenciální). U **konvergentních polí** svírají paprsky ozařovacích svazků určitý úhel. Tato technika se užívá u cílových objemů, které lze ozařovat pouze z jedné strany. Nevýhodou těchto polí je vznik maxima dávky, který v podstatě nikdy neleží na průsečíku centrálních paprsků. Tuto nevýhodu eliminují klínové filtry a umožňují tak homogennější rozložení hloubkové a ložiskové dávky. U **protilehlých polí** leží centrální paprsky polí na stejné ose. U této techniky je nejnižší celková (objemová, integrální) absorbovaná dávka záření. Při použití této techniky záleží na velikosti pole, energii záření a vzdálenosti SSD. Pro techniku **tangenciálních polí** je charakteristický šikmý vstup centrálních paprsků do ozařovaného objemu. Používá se při ozařování prsu nebo hrudní stěny po ablaci prsu.
- c) **Kombinace tří polí** se používá u nádorů, které jsou v hloubce těla, k šetření kůže a zdravých orgánů. Centrální paprsky mohou mezi sebou svírat různé úhly. Patří sem Y technika a T technika. U techniky Y svírají centrální paprsky úhel 120 nebo 180 stupňů. Využívá se zejména u nádorů mediastina a ledvin. U T techniky svírají centrální paprsky úhel 90 stupňů. Jsou to dvě protilehlá pole a třetí je na ně kolmé. Používá se např. u nádorů žaludku a rekta.
- d) **Čtyři pole** jsou vždy dvě protilehlá pole na sebe kolmá nebo konvergentní. Patří sem technika BOX a technika křížový oheň. U **techniky BOX** leží centrální paprsky protilehlých polí (2+2) v rovině vitální a frontální. Používá se hlavně při ozařování pánve (gynekologické nádory). U **techniky křížový oheň** svírají centrální paprsky určitý úhel s rovinou sagitální a frontální. Pole (2+2) jsou protilehlá (14).
- e) **Technika pěti a více polí** se nejčastěji využívá u trojdimenzionální konformní radioterapie s modulovanou intenzitou svazku záření (IMRT), a to při optimalizaci izodózního plánu tam, kde je třeba vyrovnat konvexity



cílového objemu (karcinom prostaty, nádory hlavy a krku, nádory prsu, mozku) (20).

Ozařovací techniky vždy přizpůsobujeme konkrétnímu případu – individuální plánování (16).

**Konformní radioterapie** (trojrozměrná konformní radioterapie – 3D) patří ke standardní léčebné metodě. Ozařovaný objem je přizpůsobený nepravidelnému trojrozměrnému tvaru cílového objemu. U této techniky je možné ozářit cílový objem, který bude mít minimální lem a bude menší ozáření zdravých tkání (13). Cílem této radioterapie je zvýšit lokální kontrolu tumoru, a tím zlepšit přežití a zároveň nezhoršit kvalitu života pacienta (20). Pro 3D plánování se používají trojrozměrné zobrazovací vyšetření, tedy CT, MR, event. PET vyšetření (13).

**Technika IMRT** je vyspělejší forma konformní radioterapie. U této techniky je kromě přizpůsobení svazku záření tvaru cílového objemu upravena také intenzita (fluence) svazku záření. Díky této technice je možné ozařovat i geometricky složitější cílové objemy. IMRT umožňuje i ozáření s rozdílným rozložením dávky v cílovém objemu. Při přípravě ozařovacího plánu pro IMRT je prováděno tzv. inverzní plánování (13).

U inverzního plánování se do plánovacího systému zadá pouze rozložení polí, energie svazku, požadavky na výslednou dávkovou distribuci a plánovací systém sám navrhne optimální parametry svazku (velikost pole, dávkový příkon a poloha lamel MLC popř. jejich pohyb). Vstupními daty pro výpočet dávkové distribuce tedy nejsou parametry svazků, ale hodnoty požadovaných dávkových distribucí v cílovém objemu a kritických orgánech a váhové faktory, které jsou přiřazené jednotlivým požadovaným parametrům. Pacient je ozařován fotonovými svazky s modulovanou intenzitou, tedy s nehomogéním rozložením fluence fotonů. U konvenčního plánování se nejprve definuje ozařovací technika a všechny parametry svazku (velikost pole, poloha lamel MLC, dávkový příkon atd.), provede se výpočet a poté lze hodnotit výslednou dávkovou distribuci vypočtenou plánovacím systémem (23).

### 1.3.6 Vyhodnocení plánu

Ozařovací plány se vyhodnocují:

- a) Vizualně prohlížením a porovnáváním 3D distribucí dávek pro rozhodnutí, který z alternativních plánů bude pro ozařování použit **(26)**.
- b) Kvantitativně použitím nástrojů pro měření dávky – hodnota dávky v bodě, profil dávky **(26)**.
- c) Reduktivně pomocí histogramů dávka-objem, které shrnují celkovou dávku dodanou strukturám. Údaje histogramu dávka-objem lze prohlížet ve statistickém formátu společně s hodnotami konformity dávky **(26)**.
- d) Sečtením plánů pro ujištění, že aplikovaná dávka je akceptovatelná, když ozařování zahrnuje více plánů **(26)**.

Údaje dávkové distribuce jsou označeny buď jako absolutní (Gy) dávka, nebo jako relativní (%) dávka **(26)**.

### 1.3.7 Ověření plánů složitých technik (IMRT)

Chceme-li ověřit přesnost plánování ozařování před prováděním aktuálního ozařování pacienta, mohou se v plánovacím systému Eclipse vytvořit z plánů ozařování plány verifikační. Fotonové verifikační plány se vytvoří pomocí některé z následujících metod: ověření pomocí fantomu a ověření pomocí predikce portálové dávky **(26)**.

Fotonová pole, která jsou obsažená ve verifikačním plánu, mají stejnou geometrii a příslušenství jako jejich protějšky v původním plánu s výjimkou kyvů a velkých polí IMRT, která mohou být ve verifikačních plánech rozdělena. Aktuální fluence (pro plány IMRT), počet MU a pohyby DMLC (dynamický MLC) v polích ve verifikačním plánu jsou stejné jako u jejich protějšků v původních polích. Používá-li fotonový

verifikační plán stejnou strukturu jako původní plán, naplánovaná SSD se zkopíruje do verifikačního plánu. Pokud byl plán propojen s předpisem radioterapie, propojení se zkopíruje do verifikačního plánu. Referenční body se do verifikačního plánu z původního plánu nekopírují. Pro každý verifikační plán vytvořený pro fantom je třeba definovat, zda se všechna pole uloží do stejného verifikačního nebo každé pole do samostatného verifikačního plánu. Pro všechny verifikační plány se také definuje, zda se mají zachovat tabulky tolerancí a otáčení gantry, kolimátoru a ozařovacího stolu (26).

Při tvorbě verifikačních plánů, kde se používá stejná predikce portálové dávky, se všechna pole uloží do stejného verifikačního plánu. Verifikační plán a původní plán jsou vzájemně odděleny, to znamená, že změny provedené v původním plánu se ve verifikačním plánu neprojeví. Kromě toho ozařovač, energii a dávkový příkon není možné ve verifikačním plánu upravovat (26).

## 1.4 Zajištění kvality v radioterapii

Program zajištění kvality (Quality Assurance, QA) je v dnešní době nedílnou součástí radioterapie. Tento program definuje postupy, které je třeba dodržet, aby se eliminovaly veškeré nepřesnosti, které by mohly vést k ne úplně optimální léčbě zářením. O takovou léčbu se jedná tehdy, když cílový objem neobdrží předepsanou dávku záření a/nebo dochází k nadměrné expozici zdravých tkání s následným růstem morbidit. Dle zákona č. 18/1997 musí mít každé pracoviště radiační onkologie v České republice vypracován program QA, který vychází z mezinárodních a národních doporučení. Program QA zahrnuje kvalitu přístrojů, dozimetrii, kontrolu procesu plánování a dokumentaci (ozařovací protokol, léčebná strategie) (22).

Součástí programu zajištění kvality v radioterapii je i nezávislá kontrola výpočtu ozařovacích plánů. U jednoduchých plánovacích technik (např. technika jednoho přímého pole, technika BOX) jsme schopni na základě různých tabulek a fyzikálních charakteristik svazku odhadnout předpokládaný počet MU. U složitějších technik (např.

IMRT, VMAT) nelze takto jednoduše odhadnout správnost výpočtu plánů, a proto se k tomuto účelu používají různé programy pro nezávislou kontrolu výpočtu ozařovacích plánů (např. program DIAMOND od výrobce PTW - Freiburg) **(31)**.

## 1.5 Plánovací systémy

Plánovací systém je software, který obsahuje parametry ozařovače. Jeho úkolem je výpočet rozložení dávkové distribuce v ozařovaném objemu pacienta a v kritických orgánech. Do systému se vkládají grafická data o pacientovi (tj. sada CT – řezů), ze kterých se rekonstruuje 3D model těla pacienta včetně všech vnitřních struktur **(1)**.

S plánovacími systémy pracuje radiologický fyzik, který najde pro cílový objem vhodné polohy zdroje a ozařovací pole, tak aby se do cílového objemu dodala předepsaná dávka za maximálního šetření okolní zdravé tkáně **(1)**. Plánovací systém není zdrojem ionizujícího záření, ale na jeho přesnosti a spolehlivosti významně závisí celková přesnost radioterapeutické léčby pacienta **(2, 23)**.

Po instalaci každého ozařovacího přístroje je potřeba změřit sadu dat, která se musí zadat do plánovacího systému, aby tento program uměl provádět výpočet dávky pro daný ozařovací přístroj (např. procentuální hloubkové křivky, profily svazku, faktory velikosti polí, klínové faktory atd.). Po zadání těchto dat do plánovacího systému je třeba provést výpočet dávky v jiné konfiguraci, než bylo naměřeno a tyto výpočty ověřit opět změřením na daném přístroji. Pak je teprve možno s tímto přístrojem v plánovacím systému počítat **(23)**.

## 1.5.1 Plánovací systém Eclipse

Plánovací systém Eclipse se používá k plánování ozařování externím svazkem záření pomocí fotonových, elektronových a protonových svazků záření. Systém Eclipse je používán pro prohlížení 3D snímků, definování nádorů a jiných anatomických struktur, nastavení pole, výpočet dávky, virtuální simulaci a vyhodnocení plánu. Je rozdělený do různých aplikací, z nichž každá je stanovená pro určité účely v různých fázích plánování léčby (např. aplikace *Selection* je určena pro importování a tvorbu snímků pacienta, zatímco aplikace *External Beam Planning* a *Plan Evaluation* nabízejí nástroje pro plánování léčby a vyhodnocení dokončených ozařovacích plánů) (26).

Plánovací systém Eclipse obsahuje mnoho algoritmů a modelů:

- a) **Acuros XB** je pokročilý algoritmus pro výpočet dávky, který se zabývá dvěma strategickými potřebami externího plánování fotonovými svazky: přesností a rychlostí. Acuros XB používá sofistikovanou techniku k vyřešení Lineární Boltzmannovy transportní rovnice a přímo vysvětluje účinky heterogenity ve výpočtech dávek (27).
- b) **AAA – Anizotropní Analytický Algoritmus (Anisotropic Analytical Algorithm)** je algoritmus, který používá Monte Carlo modelování zvláště pro primární zdroje fotonů, pro rozptýlené fotony a elektrony rozptýlené na clonách vymezující svazek. Je to algoritmus pro výpočet účinků dávky. Tato funkce používá jádra fotonového svazku v několika bočních směrech a vypočítá dávku pro tkáňové heterogenity (27).
- c) **Algoritmus Monte Carlo pro elektrony (Electron Monte Carlo (eMC) Algorithm)** je algoritmus, který zavádí Monte Carlo modely pro výpočet dávkové distribuce u vysokoenergetických elektronových svazků. Skládá se ze dvou modelů: Transportní model (Macro Monte Carlo – MMC), který počítá transport elektronů a dávku dodanou v každém bodě a z modelu IPS (Initial Phase Space), který popisuje elektrony a fotony uvolňující se z hlavičky urychlovače (27).

- d) **Model zdroje fotonového záření (Photon Beam Source Model)** je používán pouze při výpočtu dávky algoritmem AAA nebo Acuros XB. Při konfiguraci Acuros XB mohou být použita data pro algoritmus AAA a naopak (27).
- e) **Konfigurace fotonových svazků (Configuration of Photon Beams)** u modelu zdroje fotonového záření se ke stanovení modelu u základního lineárního urychlovače používají Monte Carlo simulace záření, generované v hlavici urychlovače. Parametry modelu se získají pro každý klinický svazek pomocí programu pro konfiguraci modelu zdroje. Tyto parametry jsou definovány jako fluence a energetické spektrum, které jsou specifické pro každou ozařovací jednotku a energii. Vstupy programu pro konfiguraci modelu zdroje jsou měřená data svazku a parametry, které jsou buď definované uživatelem, nebo převzaty z knihovny parametrů. Parametry popisují geometrii měření svazku a fyzikální charakteristiky svazku. Pro konfiguraci modelu zdroje mohou být do Eclipse importovány soubory s naměřenými daty nebo se mohou použít Varian Eclipse Beam Data dodaná výrobcem (27).
- f) **Modelování klinických svazků fotonového záření (Clinical Beam Modeling of Photon Beams)** – u klinických svazků záření hraje roli model zdroje fotonového záření, který má následující součásti: primární zdroj fotonů, sekundární zdroj fotonů, zdroj kontaminace elektrony, fotony rozptýlené na pevných klínech. Zdroje jsou charakterizovány řadou parametrů získaných při konfiguraci modelu zdroje. Primární zdroj je v modelu fotonového záření bodový a je umístěn v rovině terčíku. Zdroj modelu brzděného fotonového záření vzniká v terčíku tak, že se nerozptyluje na hlavici přístroje. U sekundárního zdroje fotonů jde o fotony vzniklé při interakci fotonů v hlavici urychlovače, především flattening filter (homogenizační filtr), primární a sekundární clony. Modelování sekundárního zdroje se nepoužívá u FFF (flattening free filter) svazků, neboť ve svazku není přítomen homogenizační filtr (27).

**g) Algoritmy pro optimalizaci dávky (Dose optimisation algorithms)** jsou algoritmy pro optimalizaci dávky. V Eclipse je používáno několik algoritmů pro optimalizaci dávky:

- Dose volume optimizer (DVO) algoritmus, který stanovuje optimální tvar a intenzitu pole (27).
- Plan geometry optimisation (PGO) algoritmus vybírá správné úhly polí na základě uživatelem zadaných požadavků (27).
- Progressive revolution Optimiser (PRO) algoritmus vytváří plány VMAT nebo Rapid Arc, a to na základě dávkově – objemových požadavků (27).
- Multi resolution dose calculation (MRDC) algoritmus umožňuje rychlý odhad dávky u algoritmů DVO, PGO a PRO ke zvýšení přesnosti optimalizace (27).

Plánovací systém Eclipse je schopen při tvorbě IMRT a VMAT plánů vytvořit konformní dávkovou distribuci pomocí optimalizace modulace intenzity svazku, a to na základě uživatelem zadaných požadavků na výslednou fluenci. Na začátku může plánovací systém všechny fluence považovat za nulové nebo může pokračovat v optimalizaci předchozí. Optimalizace mění tuto fluenci s každou interakcí a vypočítává dávku z fluencí po každé změně. VMAT pole používají DMLC, různé dávkové příkony a různé rychlosti gantry. PRO algoritmus generuje sekvenci kontrolních bodů, u kterých definuje pozici lamel MLC a počet MU na stupeň jako funkci úhlu gantry. Počet MU na stupeň je zakódován v souboru DICOM spolu s jejich váhou, což definuje zvýšení počtu MU mezi kontrolními body vzhledem k celkovému počtu MU na pole (27).

Tato informace je přenesena na přístroj a kontrolní systém přístroje určí, jaký musí být dávkový příkon a rychlost gantry, aby byl plán správně proveden. Poté, co je vypočtena dávka, ukáže plánovací systém odhad hodnot dávkového příkonu a rychlost gantry ve Field Properties a MLC properties. Tyto hodnoty jsou odhadem a nejsou součástí informací odesílaných na urychlovač. V Eclipse je finální výpočet dávky pro

IMRT a VMAT pole založen na fluencích. Kromě toho některé optimalizační algoritmy dávají své výsledky také jako fluence (27).

- h) LMC – algoritmus pro výpočet pohybu lamel (Leaf Motion calculator)** je program pro výpočet DMLC (předpis pro pohyb lamel MLC), který je potřebný pro dodání dávky definované optimální fluence. Kvůli fyzikálním a mechanickým vlastnostem DMLC, může zařízení předpis pro pohyb DMLC dodat z aktuální fluence pouze tak, že aproximuje požadovanou optimální fluenci. LMC podporuje dvě techniky dodání dávky technikou IMRT: technika Sliding Window (SW) a Multiple Static Segments (MSS) technika (27).
- i) Kyvy v dodání fluencí (Arc Fields in Fluence Delivery)** jsou modelovány jako součet jednotlivých pomocných polí se statickým úhlem gantry. Každé z těchto pomocných polí reprezentuje rozmezí úhlu gantry v kyvu. Pozice lamel a dávkový příkon uvnitř tohoto úhlového rozmezí jsou interpolovány a tím je vypočtena průměrná fluence. Pak se předpokládá, že tato průměrná fluence je dodána z pevného úhlu gantry pro každé pomocné pole. Dávka pro celý kyv je součtem dávek ze všech pomocných polí (27).
- j) Algoritmus pro výpočet portálové dávky (Portal Dose Calculation Algorithm - PDC)** je používán pro výpočet portal dose images pro pole, která obsahují fluence a jako součást verifikace IMRT plánů před léčbou (viz kapitola “Ověření plánů”). Tato verifikace s použitím portal imager se provádí, aby byla ověřena přesnost plánování fluence spočítané plánovacím systémem s fluencí dodanou DMLC. Porovnání se provádí pomocí absolutního modu portálové dozimetrie. Protože fluence nemůže být měřená přímo, a protože odezva detektoru je citlivá na energii fotonů, PDC umožňuje porovnání plánované fluence a fluence změřené. PDC může být také použit pro VMAT a kyvy (27).

Pro algoritmus AAA a Acuros XB jsou známá tato omezení:

- Přesnost AAA v plicích: AAA podhodnocuje dávku v plicích a nadhodnocuje dávku ve vodě ekvivalentní tkáni za plícemi u energií 4 MV a 6 MV a pro pole větší nebo rovno  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . Pro 6 MV jsou chyby menší než 3% v maximu dávky



na centrální ose svazku. Pro energii 10 – 20 MV a pole menší než 5x5 cm<sup>2</sup> AAA nadhodnocuje dávku v plicích. Chyby se zvětšují, když se zmenšuje velikost pole a denzita plic. Pro 18 MV a pole 3x3 cm<sup>2</sup> je maximální chyba při denzitě 1,85 g/cm<sup>3</sup>, cca 7% maximální dávky pole (27).

- Přesnost AAA a Acuroc XB pro statické MLC pole: pro energii 18 MV mají AAA a Acuros XB tendenci podhodnotit dávky v menších hloubkách pro některé statické MLC tvary. V hloubce 3 cm může chyba dosáhnout 3% lokální dávky. Pro energii 6 MV, mohou AAA a Acuros XB podhodnotit dávku ve větších hloubkách ( $\geq 20$  cm) pro určité statické MLC tvary. Chyby jsou výraznější u prodloužených tvarů (například ve tvaru písmene H). Chyby mohou dosáhnout až ~ 4% z lokální dávky (27).
- Přesnost AAA a Acuros XB pro pevné klíny: Přesnost je obvykle do 3% z maximální dávky nebo do 3 mm v oblastech s vysokým gradientem dávky. Větší chyby lze pozorovat v build-up oblasti nízké energie (4 MV) a vysoké energie (18 MV a 20 MV). Pro vysokoenergetické fotonové svazky mohou být pozorovány větší rozdíly dávky také mimo okraj pole pro velké velikosti pole ( $\geq 15 \times 15$  cm<sup>2</sup>). (27).

Přesnost modelu eMC jsou obvykle 3% maximální dávky (27).

## 1.5.2 Plánovací systém DIAMOND

DIAMOND je software pro výpočet dávky v bodě. Jeho úkolem je nezávislé ověřování a výpočet monitorovacích jednotek nebo dávky z léčebného plánu, vytvořené systémem pro plánování léčby Varian Eclipse, Philips Pinnacle a CMS Xio. Tyto plánovací systémy využívají CT snímky na identifikaci struktury a výpočet předepsaných dávek do nádoru a zároveň jsou šetrné k jiným zdravotním strukturám, uvedeným v plánu. Jakmile je plán vytvořený, schválený fyzikem a byla určena dávka

v bodě, software DIAMOND použije specifikace plánu a nezávislý soubor naměřených dat z ozařovacího přístroje pro ověření dávky a výpočet dávky v bodě. Pro výpočet nejsou nutné CT snímky. Výpočty RapidArc vyžadují DICOM Structure file, který obsahuje obrys pacienta založený na CT snímku. DIAMOND je schopen výpočtu pouze, když má všechny potřebné informace. Informace jsou buď v elektronickém souboru DICOM, který je importován, nebo je informace zadána operátorem. Některé plány mohou mít několik bodů zájmu a každý bod musí mít dostatek informací pro výpočet. Po schválení fyziků je plán obvykle zaslán elektronicky (DICOM RT soubor) do verifikačního systému. Tento soubor má obvykle všechny informace o každém svazku, aby mohl DIAMOND provést kontrolní výpočet, včetně souřadnic každého bodu vzhledem k izocentru **(31)**.

Výsledky výpočtů jsou následně vytištěné v souhrnu nebo v podrobné zprávě, která je vhodná pro pacientův chorobopis. Software napomáhá snižovat počet chyb standardizací metody výpočtů. V případě IMRT, DIAMOND poskytuje prostředky pro nezávislé výpočty, které by bylo velmi náročné dělat ručně nebo pomocí tabulky. Ověřováním ozařovacích plánů tímto softwarem se nemyslí nahrazování QA procesů, které jsou založeny na měřicích procedurách s použitím filmů a detektorů. Tento software je QA nástroj, který napomáhá odhalovat chyby předtím, než je plán schválen k léčbě **(31)**.

Z tohoto programu nelze exportovat soubory do standartních plánovacích a verifikačních systémů, které slouží k ozařování pacientů, aby nebylo možno tento program použít jako primární plánovací systém. Specifické údaje ozařovače a údaje o pacientech jsou ukládány do souborů počítače s programem DIAMOND, nikoliv do verifikačního systému pro řízení vlastního ozařování pacientů **(31)**.

Takže, DIAMOND vypočítá dávku pro IMRT pole a monitorovací jednotky pro konvenční pole. Výpočty DIAMOND pro konvenční pole a plány jsou navrženy pro výpočet monitorovacích jednotek s použitím specifické dávky a jiných podmínek. Výpočty DIAMOND pro IMRT byly navrženy k ověření dávky měřené ve zvoleném bodě s využitím všech podmínek a modulace MU clony a / nebo MLC. Vzhledem

k tomu, že ověřování IMRT vyžaduje měření dávky, dá se DIAMOND použít ke snížení potřebných měření na ověření plánu **(31)**.

## **2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZA**

### **2.1 Cíle práce**

**Cíl 1:** Vytvoření metodiky pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek.

**Cíl 2:** Stanovení povolených odchylek.

### **2.2 Hypotéza**

Nezávislý výpočet monitorovacích jednotek pomůže k odstranění hrubých chyb při výpočtu ozařovacích plánů.

### **3 METODIKA**

Praktická část práce se zabývá popisem metodiky pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek. Je zde vytvořeno schéma jednotlivých kroků, které je třeba provést, aby ověření mohlo být zrealizováno. Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. mi byl poskytnut prostor pro práci s programem DIAMOND. Po jeho spuštění jsem postupně za pomoci zkušených fyziků sepsala jednotlivé kroky, které je potřeba provést, aby byl ozařovací plán z plánovacího systému Eclipse ověřen. K dispozici byl i základní návod o programu DIAMOND. Následně se provedl výpočet několika plánů pro dvě nejběžnější ozařovací techniky (technika tangenciálních polí u karcinomu prsu a technika IMRT ze 7 polí u karcinomu prostaty) a na základě tohoto výpočtu se stanovily odchylky mezi tím, co vypočítal plánovací systém Eclipse a tím, co vypočítal program DIAMOND a následně se nastavila se tolerance těchto odchylek.

Metodika bude sloužit jako podklad pro pracovníky onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. pro práci s programem DIAMOND.

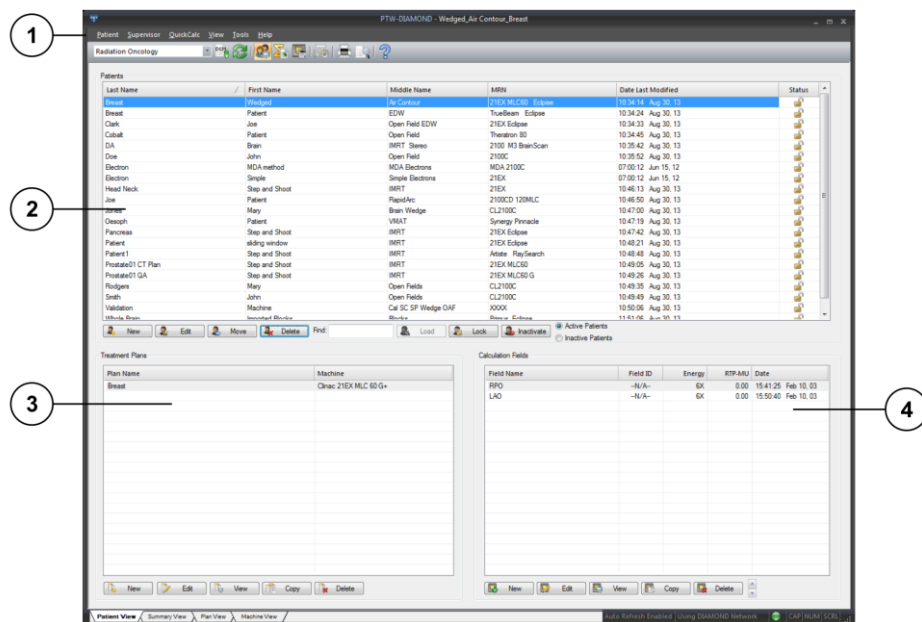
## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Metodika práce v programu DIAMOND

V této části práce je vypsána metodika práce pro nezávislé ověření výpočtu MU v programu DIAMOND.

#### 4.1.1 Zobrazení pacienta (Patient View)

Uživatelské rozhraní se skládá z hlavního panelu pacienta a primárního výpočetního panelu s podřízenými okny pro provoz všech hlavních funkcí. *Patient View* (Zobrazení pacienta) je možné vidět na obrázku č. 3, kde 1 je lišta menu, 2 okno pacienta, 3 okno ozařovacího plánu a 4 okno pro výpočet pole. *Patient View* je tedy složeno z těchto čtyř hlavních částí s podřízenými okny pro vkládání dat, panelů nástrojů, tlačítek, rozevíracího seznamu pro výběr institucí a navigačních tabulek.



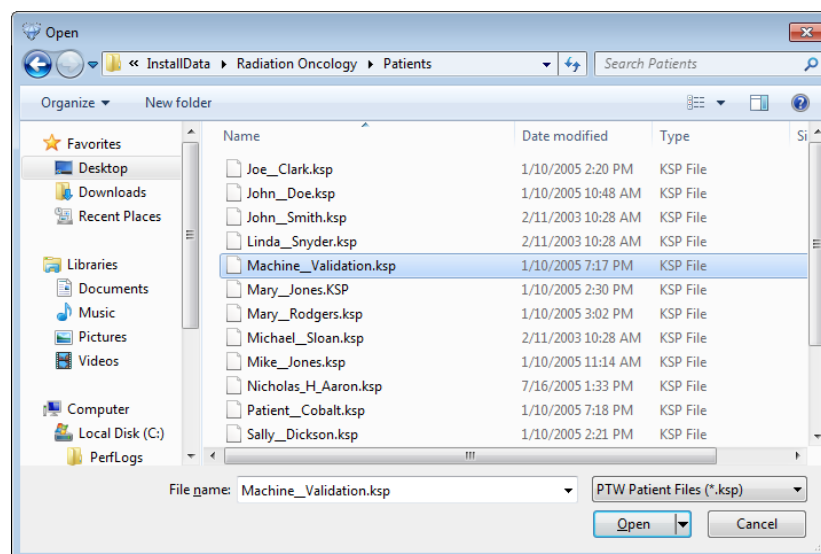
Obrázek 3: Zobrazení pacienta (30)

### Import/export pacientů (Import /Export Patients)

Import/export lze provádět v *Patient Menu* (Menu pacienta). Z prohlížečícího okna (viz obr. č. 4) se importují všichni pacienti. Program zobrazí okno prohlížeče, kde je možné vyhledat soubory pacientů, kteří mají být importováni. Pokud složka obsahuje soubor, který je třeba importovat, klikne se na název ve složce, soubor se označí a stiskne se *Open*.

Pro import adresáře s pacienty se zvolí *Import DIAMOND Patient Directory*. Zobrazí se okno prohlížeče. Otevře se složka *DIAMOND Data \ Patients*. Označí se složka *Patients* a stiskne *OK*. Všichni pacienti ve složce se následně objeví v panelu pacientů. Pacient, který byl importován z CD, se zobrazí na panelu pacientů jako neaktivní pacient (30). Zvolí se tedy možnost *View Inactive Patients* a stiskne *Activate*. Nyní je třeba zvolit možnost *View Active Patients*.

Pokud má být pacient exportován, tak se označí v *Patient menu* a zvolí se *Export DIAMOND Patient File*. Při exportování souboru pacienta je třeba zvolit *DIAMOND* formát a musí se určit, kam má být soubor uložen (31).



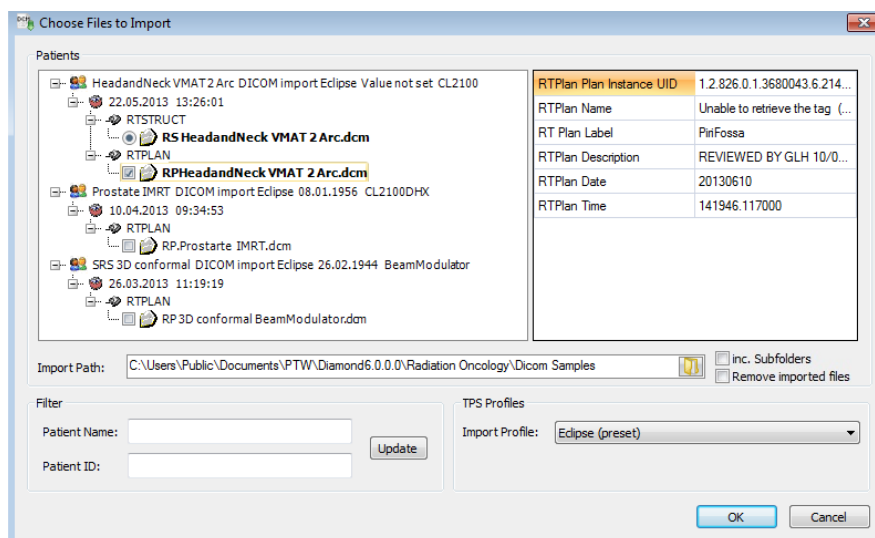
**Obrázek 4:** Prohlížeč okno importu složky pacienta (30)

### Import plánů (Import Plan)

Soubory importované z RTP systémů nebo verifikačních systémů mohou být importovány do softwaru DIAMOND kvůli druhotnému ověření výpočtů monitorovacích jednotek. Plány mohou být konvenční a IMRT. Importovat lze dva typy souborů léčby: DICOM RT a IMPAC RTP. Soubory DICOM RT jsou vytvářeny RTP systémy a plány IMPAC RTP verifikačními systémy (31).

V *Patient menu* se klikne na *Import Plan* a zvolí se cesta, odkud se bude importovat (viz obr. č. 5). Dále se otevře *tree view* pacienta, aby se zobrazily soubory struktur a plánu. Vybere se soubor plánu nebo soubor se strukturami, který se má importovat. Je možné také importovat několik souborů plánů od jednoho pacienta s jedním souborem struktur. Není možné importovat více než jeden soubor se strukturami v jednom kroku. V okně *Filter* lze zadat jméno pacienta a ID. V okně *TPS (treatment planning system) Profiles* je třeba vybrat plánovací systém, ve kterém byl plán vytvořen. Po nastavení všech položek se stiskne *OK*. Pokud je třeba vymazat soubory DICOM RT automaticky po importu, zaškrtně se políčko *Remove DICOM RT files after import*. Toto políčko je možné mít aktivované trvale při nastavení v *Nastavení uživatelů a vlastností (Setup Users and Preferences)* (31).





**Obrázek 5:** Okno pro výběr složky k importu (30)

### Archivace pacientů (Archive Patient (s))

Lze archivovat jednoho pacienta nebo skupinu pacientů. Tito pacienti jsou pak odebráni ze seznamu pacientů v *Patient view*. Pokud je třeba si znovu prohlédnout pacienta, musí se provést import archivovaného pacienta (30). Klikne se na něj levým tlačítkem myši, aby se označil. Otevře se *Patient menu* a vybere *Archive Patient (s)*. Zobrazí se okno pro archivaci. Najde se složka, kam archivovat záznamy pacientů v DIAMONDU, stiskne se *OK*. Jsou dvě cesty jak archivovat více než jednoho pacienta najednou:

- Přidržením klávesy *Ctrl* a označením pacientů v jakémkoliv pořadí. Pak se otevře *Patient menu*, vybere *Archive Patient (s)* a složky kam archivovat, stiskne se *OK*.
- Levým tlačítkem myši se klikne na pacienta. Podrží se klávesa *Shift*. Klikne se na dalšího pacienta v seznamu pod prvním pacientem, který byl označen, přičemž se stále drží klávesa *Shift* a následovně se postup opakuje jako u klávesy *Ctrl*.

Je vhodné mít vypracovaný nějaký plán archivace (měsíčně, týdně). Odezva softwaru je rychlejší, pokud je v *Patient view* méně než 50 pacientů. Lze též

přednastavit trvale adresář, kam se budou pacienti archivovat, a to pomocí *Setup Users Preferences*. Tyto dva způsoby označení je možné použít i u jiných funkcí systému DIAMOND (30).

### **Odemčení pacientů (Unlock Selected Patient)**

Pacient může být uzamčen, pokud dojde z nějakého důvodu k chybě při výpočtu. Pokud pacient nebude řádně ukončen nebo program nebude řádně ukončen, při příštím otevření se bude pacient jevit jako uzamčený (30). Označí se pacient, stiskne pravé tlačítko myši a klikne se na *Unlock Patient*. Pacient může být rovněž uzamčen, pokud s ním pracuje jiný uživatel na jiném přístroji, což na oddělení onkologie v Nemocnici České Budějovice a. s. není možné, jelikož je zde jen jedna instalace.

### **Možnosti tisku (Print Options)**

Lze vytisknout *Photon Beam Plan Summary Report* a lze využít *Print Preview* a *Print Setup*. Pokud se má vytisknout souhrnná zpráva fotonového pole nebo IMRT plán pro účely srovnání, tak se v zobrazení plánu zvolí *Patient View*. Pak se vybere buď *Print Preview*, nebo *Print Setup* (30). Souhrnná zpráva fotonového pole obsahuje informace všech polí výpočtu plánu (viz obr. 6). Dále je třeba vybrat tiskárnu a upřesnit nastavení. Pro tisk se stiskne *OK*. Pro ukončení bez tisku *Cancel*.

Patient: Mary_R	Photon Beam Plan Summary	PTW Freiburg GmbH
MRN: 0	Radiation Oncology	Diamond (TM) v5.01.02.184
Plan: Start AP/PA		Page 1 of 1
Printed: 01/15/2007 02:43:17		

	AP	PA
Date	03/26/2001 21:59:13	03/26/2001 21:59:43
Prescription		
Total Dose/ Fractions	200.00/1	200.00/1
Isodose Line (%)	100.00	100.00
Beam Weighting	50.00	50.00
Dose per Fraction	100.00	100.00
Machine & Modifiers		
Unit Name	CL2100 C 6-18	CL2100 C 6-18
Energy	6MV Photons	6MV Photons
SSD @ ACP	86.0	86.0
Collimator:X1,X2/Y2,Y1	5.0,5.0/5.0,5.0	5.0,5.0/5.0,5.0
Wedge.Desc	No Wedge	No Wedge
Wedge:Ang/Omt	-n/a- / -n/a-	-n/a- / -n/a-
Blocking	No Blocks Selected.	No Blocks Selected.
Active Calculation Point		
Clarkson/Sector Angle	no/-n/a-	no/-n/a-
Dose (cGy)	100.00	100.00
SSD (cm.)	86.0	86.0
Off Axis X,Y cm.	0.0,0.0	0.0,0.0
Patient Coord Isocenter	--N/A--	--N/A--
Patient Coord Calc Point	--N/A--	--N/A--
Geo/Eff Depth(cm.)	14.0/14.0	14.0/14.0
Results		
Open/Treated Field EQS@SPD	10.00/10.00	10.00/10.00
Off Axis Factor	1.0000	1.0000
Wedge Factor	1.0000	1.0000
Block Tray/Factor	No Tray/1.0000	No Tray/1.0000
Modifier Factor	1.0000	1.0000
Sc/Sp	1.0000 / 1.0000	1.0000 / 1.0000
Notes	Sc Calc: PEV method	Sc Calc: PEV method
TMR	0.6640	0.6640
IVSQR	1.0302	1.0302
MU/tx: Treat/(Calc)	147/(146.18)	147/(146.18)
RTP MU/tx for this Field	147	-N/A-
Field Percent Diff (%)	-0.0%	-N/A-
Arc Degrees/MU per Deg	0.0/-n/a-	0.0/-n/a-
Monitoring		
Dose at Dmax		
Acceptable Range (+/- 0.00%)		
Diode Reading		
SSD to Diode/Notes		
Initials/Date		

### Obrázek 6: Souhrnná zpráva fotonového svazku pro fixní pole (30)

Detailní zpráva fotonového pole obsahuje více informací o jednom poli v plánu. Při jejím tisku je postup stejný jako v předešlém odstavci. Možnosti tisku jsou dostupné v menu správce pod *Setup Users and Preferences*. Jestliže se provádějí jakékoliv změny v tisku, je třeba být přihlášen jako uživatel (30). Klikne se na menu *Setup Users and Preferences*, následně na *Next* a objeví se panel *Setup Network Preference*. Lze také zvolit *Set All Institutions Preferences to Match Current* a nastavit všechny preference institucí tak, aby se shodovaly s aktuálním nastavením.

- Datum výpočtu: zvolí se tisk data výpočtu, aktuální datum nebo aktuální datum výpočtu souhrnné zprávy fotonového pole a detailní zprávy pole.
- Datum tisku: nastavit zobrazení nebo nezobrazení data v souhrnné zprávě fotonového pole a detailní zprávě pole ve vytištěných zprávách.
- Grafika: Zapnout / vypnout tisk grafického pole kolimátoru v detailní zprávě pole.
- Velikost písma: nastavení velikosti písma použitého ve všech zprávách.

- IMRT Segmenty: tisknout nebo netisknout ikony IMRT segmentů v detailní zprávě pole.
- Výpočet procentního rozdílu: je možné zobrazit a vytisknout rozdíl mezi výpočtem softwaru DIAMOND a RTP v zobrazení plánu jak pozitivní, tak negativní v závislosti na daných nastaveních.
- Nastavit všechny preference institucí, aby se shodovaly s aktuální: použije se nastavení tisku pro jednu nebo všechny instituce.
- Uložit nastavení: pro uložení nastavení tisku se pokračuje tlačítkem *Next*, dokud se nedojde k poslednímu panelu *Setup Network Preferences*. Tento panel má tlačítko *Finish*, které se stiskne a volby se uloží.

Funkce *Print-to-Image* (Tisk do obrázku) je obsažena na instalačním CD. Je třeba vytisknout instalační instrukce v složce *Print-to-Image*, které se nachází na instalačním CD a nainstalovat funkci jako běžnou tiskárnu (30). Tato funkce slouží k ukládání zpráv vygenerovaných softwarem DIAMOND do obrázkových souborů typu Tif. Obrázkový soubor Tif je možné importovat do elektronických tabulek systému záznamu a ověřování jako je například IMPAC (31). Zprávy softwaru DIAMOND se dají ukládat i jako soubory PDF. Nicméně, systémy záznamu a ověřování převážně nejsou schopny importovat PDF soubory přímo. Zpráva se ze softwaru DIAMOND dá vytisknout jako soubor Adobe PDF a následně uložit jako obrazový soubor (30).

### 4.1.2 Supervisor Menu

Pokud chce uživatel vybírat ze všech možností, musí být přihlášen jako Supervisor. (30). Po výběru této položky se zobrazí dialogové okno. Pro pohyb mezi okny se použijí tlačítka *Next*, *Back*. Pro dokončení a uložení všech změn se stiskne *Finish*. Pokud se provedou změny např. jen v jednom okně, a pak se zmáčkne *Cancel* nebo se okno uzavře křížkem, změny se neuloží. Je třeba pokračovat tlačítkem *Next*, dokud se nezobrazí *Finish*.

V prvním okně lze nastavit síťové nastavení. Ve druhém okně zobrazení a tisk dokumentu pro výpočet a další detaily tisku (např. velikost písma, grafiku kolimátoru), tolerance dávky pro IMRT plány a ostatní plány, a další nastavení. Ve třetím okně lze nastavit uživatele. Jestliže je vyžadováno, aby musel každý uživatel zadat heslo pokaždé, když spustí program, je třeba označit *Require Users to Login to use DIAMOND*. Jsou dvě možnosti jak vyžadovat po uživateli heslo:

- Supervisor zaškrtně nebo nezaškrtně *Users need to Login v Supervisor menu*.
- Supervisor zaškrtně nebo nezaškrtně *Require Users to Login to use DIAMOND v Setup Users okně (30)*.

Zadání uživatele: klikne se na *Add* a zadají se hodnoty do označených políček (Jméno, Příjmení, heslo atd.). Je možné zadat všem nějaké univerzální heslo a jednotliví uživatelé si jej pak změni. Ke změně hesla je potřeba se opět přihlásit jako Supervisor a editovat údaje o uživateli. Přihlašovací jméno uživatele, který je přihlášen, bude vytištěno na *Reportu*, který se vytiskne z *Patient view*, *Summary view* nebo *Plan view*.

Ve čtvrtém okně je nastavení importu. V pátém a šestém okně je nastavení adresářů pro import pacientů, přístrojů a archiv. Zde lze také nastavit, aby se soubory automaticky vymazaly po importu. V sedmém okně lze nastavit podpisové vzory. Po projití všech oken se objeví tlačítko *Finish*. Pak se teprve změny uloží.

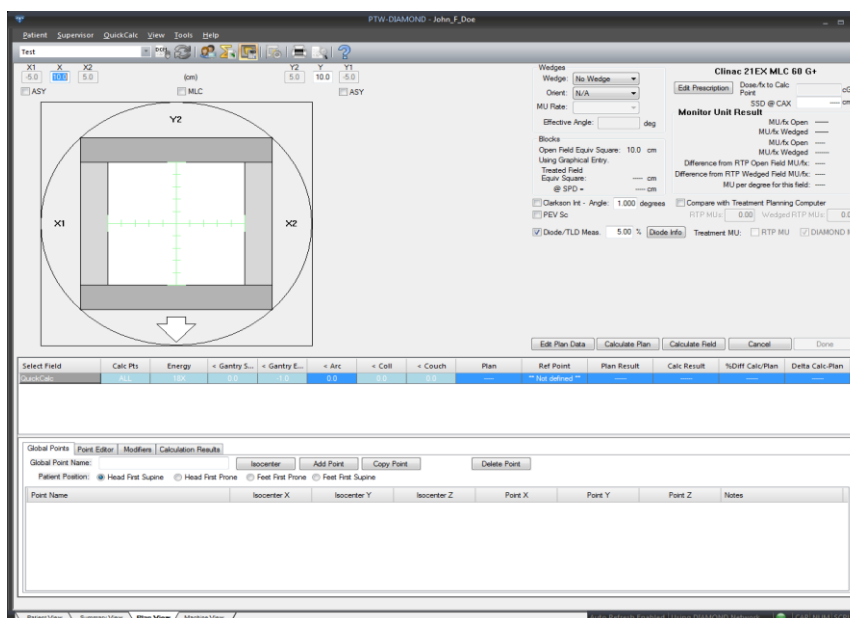
### 4.1.3 QuickCalc Menu

Tato funkce nabízí možnost rychlého ověření výpočtu, který nevyžaduje data pacienta. *QuickCalc* může být vytvořen pro energie fotonů nebo elektronů. *QuickCalc* nelze uložit, ale detailní zpráva fotonového pole a detailní zpráva elektronové pole z *QuickCalc* se dají vytisknout (30).

### a) Rychlý výpočet fotonových polí (Photon QuickCalc)

- V menu *QuickCalc* se zvolí *Photon* a ozařovač a stiskne se *OK*. Zobrazí se *QuickCalc* panel pro výpočet fixního pole (viz obr. č. 7) a je možné vypočítat MU fotonu bez příslušného pacienta.
- Zvolí se tabulka editování bodů (*Point Editor Tab*) a stiskne *New Point*.
- Dále se zadá SSD (např. 87.1), geometrická a efektivní hloubka (např. 12.9) a stiskne se *OK*.
- Následně *Edit Prescription*.
- Zadá se podíl dávky (např. 1,8 Gy).
- Klikne se na *OK*.
- Pak by tlačítko *Calculated Field* mělo blikat. Stiskne se *Calculated Field*.

Na panelu výpočtu (*Calculation screen*) se klikne na *Print* nebo *Print Preview* a vytiskne se detailní zpráva fotonového pole. Výpočty *QuickCalc* se v softwaru DIAMOND nedají uložit, takže vtištěním se vytvoří jediný záznam výpočtu.



Obrázek 7: QuickCalc panel pro výpočet fixního pole (30)

#### **b) Rychlý výpočet elektronových polí (Electron QuickCalc)**

Vypočítá MU elektronu bez příslušného pacienta.

- V menu *QuickCalc* se zvolí *Electron* a ozařovač a stiskne *OK*. Zobrazí se *QuickCalc* panel výpočtu Pole (*Field*) / Dávky elektronu (*Point Dose Electron Calculation*).
- Pro uskutečnění výpočtu se vloží dávka a stiskne *Calculated Field*.

Na panelu výpočtu se vybere *Print* nebo *Print Preview* a vytiskne se detailní zpráva elektronového pole.

#### **c) Rychlý výpočet elektronů metodou M. D. Andersona (Electron QuickCalc M. D. Anderson)**

Tato metoda se používá, když uživatel nechce použít data o pacientovi, ale když už má nějaká data o ozařovači (31).

- Vybere se *Elektron* v *QuickCalc* menu, dále ozařovač, který má v sobě data o svazcích a stiskne se *OK*. Lze naimportovat vzorový ozařovač s daty z instalačního CD.
- Zobrazí se okno, kde se zadá dávka – *Refresh* – proběhne výpočet dávky. Je zaškrtnuto i *Correct Skin Collimation* (30).

#### **4.1.4 Zobrazit menu (View Menu)**

V okně *View* lze přepínat na zobrazení pacienta, plánu, pole a přepínat na zobrazení ozařovače (uživatel musí být přihlášen jako Supervisor).

### 4.1.5 Menu nástrojů (Tools menu)

Zobrazuje se ve všech třech hlavních obrazovkách: *Patient View*, *Plan View* (*Calculation screen*) a *Machine View*.

- **Převodník souřadnic pacienta (Patient Coordinate Converter)** se používá k převodu souřadnic pacienta z plánu do souřadnic z pohledu svazku (*beam's eye view* – BEV) (30). Vybere se *Machine*, zadají se souřadnice pacienta (*Patient Coordinates*), Úhel přístroje (*Machine Angles*) a SSD nebo hloubka. Klikne se tlačítko *Convert Patient to BEV*. Nástroj spočítá souřadnice z pohledu svazku (*beam's eye view*) X a Y. Toto okno nemá vliv na výpočet a je pouze informativní.
- **Převodník stupnic (Custom Angle Converter)** převádí úhly na ozařovači mezi různými stupnicemi. Také na výpočet nemá vliv a je pouze informativní (30).

### 4.1.6 Záložka pacientů (Patients Pane)

Zobrazuje jméno, identifikační číslo, datum a čas, kdy byl pacient naposledy otevřen nebo modifikován. S pacientem lze pracovat pomocí tlačítek *Nový pacient* (*New Patient*), *Upravit pacienta* (*Edit Patient*), *Přesunout pacienta* (*Move Patient*), *Neaktivní pacient* (*Inactive Patient*), *Najít pacienta* (*Find Patient*) a *Vymazat pacienta* (*Delete Patient*), s možností přepínat mezi aktivními a neaktivními soubory pacientů. Ovládací tlačítka mají následující funkce:

- *Nový pacient* – stiskne se *New Patient* a spustí se panel *Create a new Patient*.
- *Upravit pacienta* (*Edit Patient*) - umožňuje spravovat informace souboru existujícího pacienta v okně podobnému panelu *Create a new Patient*.



- Přesunout pacienta - přesunout pacienta do jiného zařízení. Zařízení musí být nejprve vytvořeno v seznamu pomocí panelu *Move Patient to New Treatment Center*.
- Vymazat pacienta - vymaže soubor pacienta ze seznamu v *Patient View*. Soubor pacienta po vymazání nelze obnovit. Je možné vymazat jednoho nebo skupinu pacientů. Pokud se má vymazat jeden pacient, klikne se na něj levým tlačítkem myši a označí se. Stiskne se *Delete Patient*. Pacient bude odstraněn ze seznamu pacientů v *Patient View*.

### **Zamknout pacienta (Lock Patient)**

Tato vlastnost se používá, aby se zabránilo dalším uživatelům upravovat soubor pacienta v prostředí s více uživateli. Normálně se to během úprav pacienta / plánu / pole nemusí dělat, protože software si automaticky "uzamkne" pacienta (30). Pokud je pacient uzamčen, tak bude mít toto tlačítko název *Unlock Patient*.

### **Neaktivní pacient (Inactivate Patient)**

Neaktivní pacient má nastavený soubor pacienta jako *read only* (jen pro čtení) a je odstraněn ze seznamu aktivních pacientů. Soubor pacienta se nevymaže. Detaily výpočtů se dají zobrazit a vytisknout v modu *View Inactive Patients* pomocí tlačítka *View Field* (Zobrazení pole), ale nejsou povoleny žádné úpravy. Výpočty zůstanou takové, jak byly původně provedeny (30).

### **Aktivní pacient (Activate Patient)**

Reaktivováním pacienta změnou statusu souboru a obnovou se přidá do aktivního seznamu pacientů. Pokud je pacient reaktivován, výpočty mohou být revidovány při zpřístupnění *View Field*. Pokud se změnila dřívější data ozařovače, plán pro ozařovací bude N / A (30). Pokud si uživatel přeje zachovat předešlý léčebný záznam pacienta, měl by být vložen nový plán pro novou léčbu pacienta.

### **Upravit pacienta (Edit Patient)**

Umožňuje spravovat informace existujícího souboru pacienta pomocí okna podobného panelu *Create Patient*. Tato funkce koresponduje s tlačítkem *Edit Patient* v Okně pacienta na panelu Pacienta.

### **Odemknutí pacienta (Unlock Patient)**

Uživatel může uzamknout pacienta kvůli úpravě. Někdy i software DIAMOND uzamkne pacienta a to i v případě, že dojde k chybě v programu. Tato možnost odemkne pacienta, nehledě nato jak byl pacient uzamčen.

### **Záložka ozařovacího plánu v zobrazení pacienta (Treatment Plans Pane in Patient View)**

Ozařovací plány - v této části je možné zadávat názvy plánů nebo je upravovat. Dostupné funkce pro upravování plánu jsou: Nový plán (*New Plan*), Upravit plán (*Edit Plan*), Kopírovat plán (*Copy Plan*) a Vymazat plán (*Delete Plan*).

- *New*: vytvoření nového plánu zadáním názvu plánu a zvolením ozařovače.
- *Edit*: upravit název plánu, změnit ozařovač.
- *Copy*: je to vhodný nástroj na přenášení pacienta k jinému ozařovači.
- *Delete*: Umožňuje odstranění plánů.

### **Výpočty polí v zobrazení pacienta (Calculation Fields Pane in Patient View)**

V této části je možné zadávat nebo upravovat výpočty pole. Dostupné funkce jsou: Nový (*New*), Upravit (*Edit*), Zobrazit (*View*), Kopírovat (*Copy*) a Odstranit (*Delete*). Výpočty pole jsou podřízeny zvolenému plánu v *Plan Field*. Zobrazené parametry ve výpočtech pole jsou Název pole (*Field name*), ID pole (*Field ID*), Energie (*Energy*) a Čas/Datum (*Time/Date*). Uživatel může změnit velikost jednotlivých sloupců.

Pro kopírování protilehlých polí jako první pole, druhé pole, třetí pole a čtvrté pole, se nejprve označí první pole. Podrží se klávesa *Shift* a klikne se levým tlačítkem myši na čtvrté pole. Všechna čtyři pole budou označena.

Když se stiskne tlačítko *Copy*, všechna pole se zkopírují. Pro kopírování pouze prvního, třetího a pátého pole, se klikne na první pole, pak se podrží klávesa *Ctrl* a levým tlačítkem myši se klikne na třetí a páté pole. První, třetí a páté pole bude označeno. Stisknutím *Copy* se pole zkopírují (30). Ten samý postup se použije, když uživatel bude chtít pole odstranit (stiskne klávesu *Delete*).

#### 4.1.7 Souhrnné zobrazení (Summary view)

Pro zobrazení výsledků výpočtu je třeba použít záložku *Summary View*. Má dvě části: *Non IMRT Summary* pro práci s plány fixního pole (viz obr. č. 8) a *IMRT Summary* pro IMRT plány.

Vrchní část souhrnného zobrazení obsahuje sloupce, které zobrazují výsledky výpočtů. Sloupce jsou odlišné pro fixní pole a IMRT plány. Sloupce pro fixní pole obsahují: Název pole (*Field Name*), Energii (*Energy*), Plán dávky (*Plan Dose*), Referenční bod (*Ref Point*), Plánované MU (*Plan MU*), Vypočtené MU (*Calc MU*), Procentuální rozdíl vypočtené/plánované dávky (*% Diff Calc / Plan*), Posunutí vypočtené/plánované dávky (*Delta Calc-Plan*) a Poznámky (*Notes*).

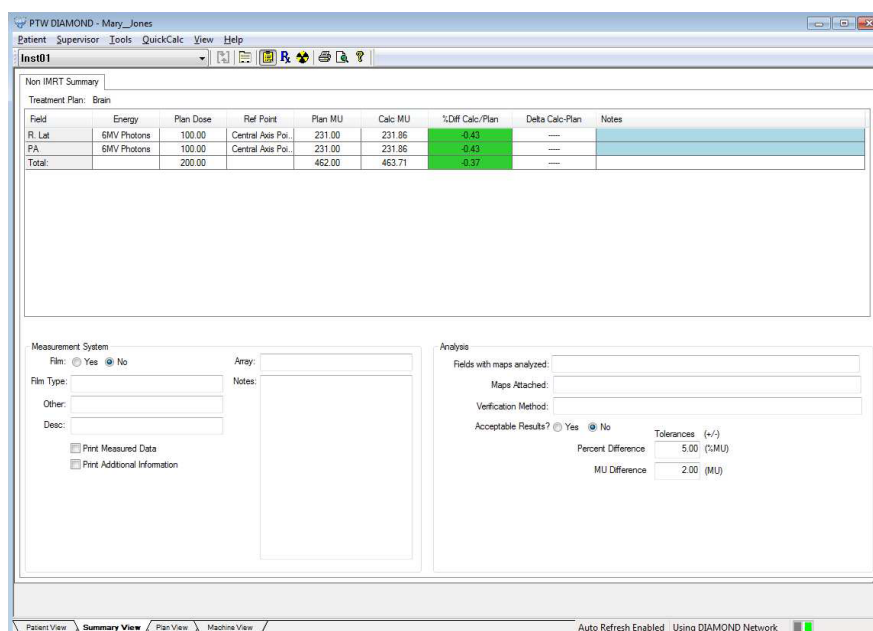
Sloupce pro IMRT souhrn obsahují: Název pole (*Field Name*), Energii (*Energy*), Plánované MU (*Plan MU*), Referenční bod (*Ref Point*), Plán dávky (*Plan Dose*), Vypočtení dávky (*Calc Dose*), Procentuální rozdíl vypočtené/plánované dávky (*% Diff Calc / Plan*), Procentuální rozdíl vypočtené/průměrné dávky (*% Diff Calc / Meas*), Posun vypočtené/průměrné dávky (*Delta Calc-Meas*) a Poznámky (*Notes*).

Spodní část souhrnného panelu *IMRT Summary* umožňuje vstup jiných QA měření jako je například film nebo výsledky pole detektorů a následující data:

- Film (ano/ne) (*Film Yes/No*),
- Typ filmu (*Film Type*),
- Jiná měření (*Other measurements*),
- Popis (*Description*),

- zaškrťovací políčko pro Tisk naměřených dat (*Check box to Print Measured Data*),
- zaškrťovací políčko pro Tisk dodatečných informací (*Check box to Print Additional Information*),
- Poznámky (*Notes*),
- Seskupení (*Array*),
- Seznamy polí s analyzovanými mapami (*List Fields with maps analyzed*),
- Připojené mapy (*Maps Attached*),
- Přijatelnost výsledků (*Acceptability of the results*),
- Tolerance rozdílu v procentech (5 %) (*Percent Difference Tolerance (5 %)*),
- Tolerance rozdílu v dávce (0,02 Gy) (*Dose Difference Tolerance (0,02 Gy)*).

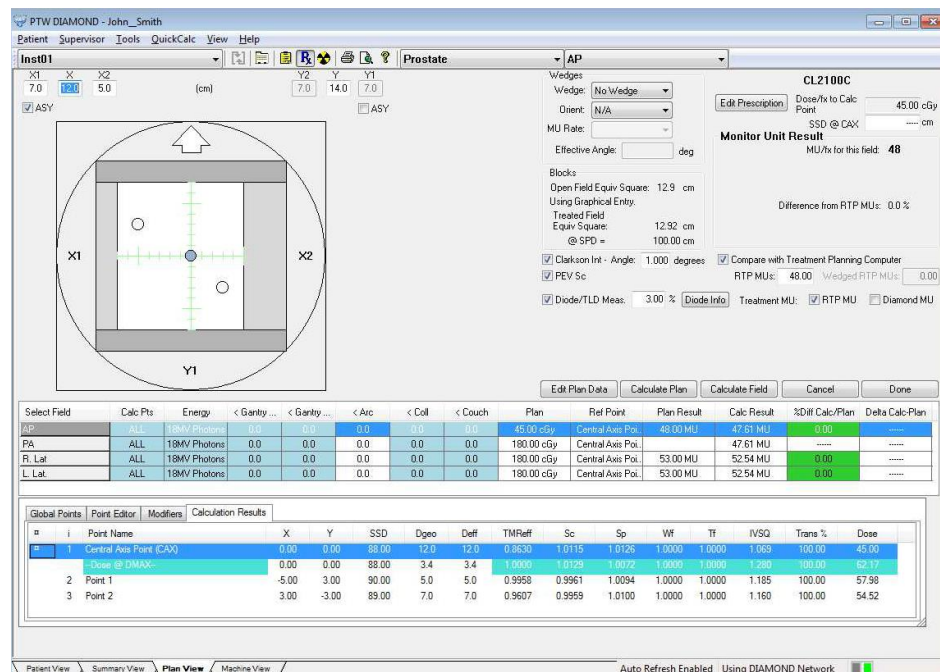
Tolerance se dají upravovat podle potřeby. Buňky v zeleném splňují tolerance a buňky v červeném jsou mimo tolerance. Pro přidání poznámky do zprávy se myší zvolí sloupec poznámek (poslední sloupec) a napíše se poznámka, která se zobrazí ve zprávě (30).



**Obrázek 8: Non – IMRT Summary (30)**

## 4.1.8 Zobrazení plánu pro fixní pole (Plan View - Fixed Field)

Pro přístup do *Plan View* (viz obr. č. 9) se zvolí pacient, plán a klepne se na záložku *Plan View* nebo lze kliknout na ikonu na panelu nástrojů. Další možností je také v *Patient View*, v záložce pro výpočet polí (*Calculation Fields*), dvakrát kliknout na existující fixní pole. Uživatel se dostane do dvou panelů pro výpočet fotonů. Jeden panel je pro výpočty fixních polí a druhý je pro IMRT plány (30). *Plan View* se skládá ze záložek: *Global Points*, *Point Editor*, *Modifiers* (klíny, bloky), *Calculation results*.



Obrázek 9: Plan View pro fixní pole (30)

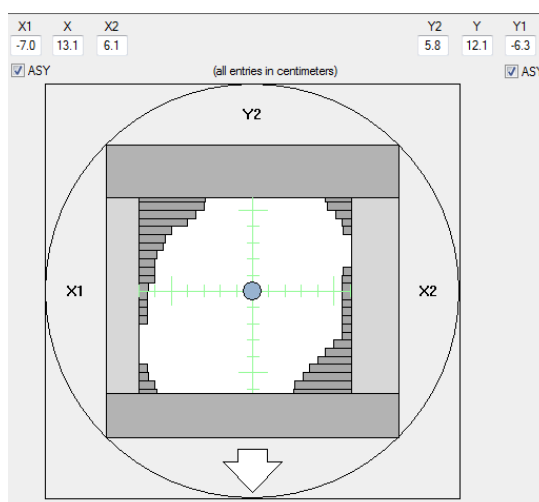
### Záložka kolimátor (Collimator Pane)

U kolimátoru lze nastavit horizontální a vertikální clony (viz obr. 10).

- **Horizontální clony:** Zadá se horizontální (X) nastavení clony. Pokud je dostupná nezávislá schopnost clony, tak kliknutím na políčko *ASYM* se aktivuje asymetrické nastavení políček (X1 a X2), která slouží k zadávání asymetrických nastavení clony (30).

- **Vertikální clony:** Zadá se vertikální (Y) nastavení clony. Pokud je dostupná nezávislá schopnost clony, tak kliknutím na políčko *ASYM* se aktivuje nastavení políček (Y2 a Y1), sloužících k zadávání asymetrických nastavení clony (30).

Kolimátor je natočen do příslušné pozice, kdy šipka směřuje nahoru a clony X jsou napravo a nalevo. Když se úhel kolimátoru nastaví na jiné úhly, graficky se otáčí do zvolené pozice. Pokud se zadají hodnoty clony X nebo Y nebo kombinaci X1, X2 nebo Y1, Y2, které přesahují limit ozařovače, obdrží uživatel zprávu o chybě. Pokud tuto zprávu obdrží, musí zadat správné hodnoty (30). Pokud se změnila hodnota clony a stále dostává zprávu o chybě, pak musí stisknout záložku *Patient View* a ukončit tento výpočet.



**Obrázek 10:** Zobrazení kolimátoru (30)

### Záložka klíny (Wedges Pane)

Klíny a dostupné orientace se tvoří, když jsou data ozařovače zadaná do programu DIAMOND (31). V rozbalovacím menu se zvolí žádný klín nebo požadovaný klín. Když se zvolí klín, Panel pro výběr klínu (*Select the Wedge Orientation*) bude požadovat určení orientace. Zobrazí se popis zvoleného klínu, efektivní úhel a orientace. Symbol klínu a směr orientace se zobrazí u příslušné clony kolimátoru.

## **Výpočet dynamických klínů (Enhanced Dynamic Wedge (EDW) Calculations)**

Klíny a dostupné orientace se tvoří při zadávání údajů do lineárního urychlovače, ne do softwaru DIAMOND. Program může provést výpočet s dynamickými klíny (EDW) dvěma způsoby. Přímá metoda výpočtu používá výhradně tabulek koeficientů GSTT (*Golden Segmented Treatment Table*), které jsou dodány výrobcem ozařovače. EDW výpočty se mohou také spoléhat na naměřené údaje. V tomto případě může být výpočet založen na naměřených klínových faktorech a naměřených klínových profilech (30).

Po rozhodnutí jakou metodu použít, se označí buď možnost Použít přímý výpočet (*Use Direct Calculation*), nebo Použít pro výpočet naměřená data (*Use Measured Data*), která se nachází v poslední části panelu Možnosti výpočtu (*Calculation Options*) v Zobrazení ozařovače (*Machine View*).

## **Clarksonova integrace**

Software DIAMOND může pro výpočty použít modifikovanou metodu Clarksonovy integrace. Clarksonova integrace je rozptyl ve fantomu (rozptyl v pacientovi).

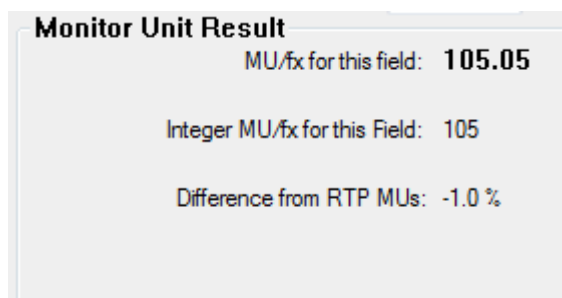
1. Pokud je zapnutá, rozptyl ve fantomu je integrace vzdálenosti okrajů léčebného pole.
2. Pokud je vypnutá, rozptyl se určí pomocí tabulky ekvivalentních čtvercových polí (30).

V panelu možnosti výpočtu (*Calculation Options*), který se nachází v zobrazení ozařovače, je možné předtím, než se ověří ozařovač, nastavit standardní úhel. Clarkson se dá pro konvenční pole vypnout a zapnout. Pro IMRT pole je Clarkson vždy zapnut (30).

## **Výsledek monitorovacích jednotek (Monitor Unit Result)**

Po dokončení výpočtu se zobrazí okno s výsledným počtem MU. Toto okno obsahuje různé informace podle typu výpočtu (otevřené pole, pole s klínem atd.).

Pokud se budou porovnávat vypočtené MU s plánem z plánovacího systému (TPS), zaškrtně se políčko *Compare with Treatment Planning Computer*. Zadájí se MU plánu pro otevřené pole do políčka RTP MU. Pokud je použit dynamický klín s nestandardním klínovým úhlem, tak se zpřístupní políčko *Weged RTP MU (24)*. Do tohoto políčka se zadají MU z plánu. Detailní zpráva fotonového pole bude nyní obsahovat hodnoty RTP a procentuální rozdíl (viz obr. 11).



**Obrázek 11:** Výsledek MU s procentuálním rozdílem (30)

### **Úprava dat plánu (Edit Plan Data Button)**

Importované soubory DICOM a RTP nemusí mít všechny potřebné informace pro výpočet. Data jako energie, SSD, hloubka nebo koordináty pacienta mohou vyžadovat úpravu, aby se shodovaly se zprávou TPS. Faktor modulace pro pevné kompenzační plány se nikdy neimportuje. Pokud tato data chybí nebo nesouhlasí se zprávou TPS, pak některé nebo všechny informace musí být zadány manuálně. Pro upravování následujících dat: dávka, MU, geometrická hloubka, efektivní hloubka a modulační faktor pro všechna pole, se stiskne *Edit Plan Data (31)*.

### **Tlačítko pro výpočet plánu (Calculate Plan Button)**

Pro výpočet všech polí se stiskne tlačítko *Calculate Plan*. Při výpočtu každého pole se data aktualizují a ve sloupci Vybrat pole (*Select Field*) se zobrazí další pole. Pokud výpočet pole není správný, tak se okamžitě ukončí. K selhání výpočtu může dojít dvěma způsoby:



1. Data ozařovače nejsou kompletní – mělo by se zkontrolovat nastavení ozařovače.
  2. Pokud chybí proměnné výpočtu, měly by se zkontrolovat proměnné v *Plan View*.
- Také je možné upravit pole a pokusit se o výpočet plánu znovu (30).

Další možností je vypočítat individuální pole, které bylo zvoleno v seznamu výběru pole stisknutím tlačítka *Calculate Field*. Toto tlačítko se nachází v *Plan View* a bliká, když nastane změna požadující přepočtu MU. Pro návrat do *Patient View* bez uložení výpočtu se stiskne tlačítko *Cancel*. Pro návrat do *Patient View* a uložení výpočtu tlačítko *Done*.

### Záložka pro volbu polí (Select Field Pane in Plan View)

Mezi poli je možné se pohybovat označením pole ve sloupci *Select Field*. Názvy některých sloupců není vidět, dokud se manuálně sloupec neotevře.

V *Plan View* jsou dostupné tyto sloupce.

- První Zvolit pole (*Select Field* – viz obr. 12) - sloupec obsahuje název každého pole. Mezi těmito poli se může přesouvat klinutím na název pole v tomto sloupci.

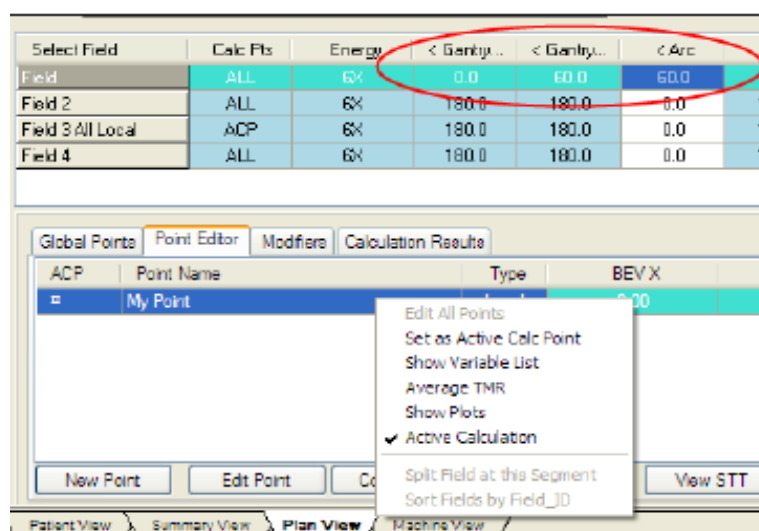
Select Field	Calc Pts	Energy	< Gantry Start	< Gantry End	< Arc
I01A01	ACP	6X	30.0	130.0	100.0 CW
I01A02	ACP	6X	30.0	120.0	90.0 CW
I01A03	ACP	6X	30.0	110.0	80.0 CW
I01A04	ACP	6X	250.0	330.0	80.0 CW
I01A05	ACP	6X	240.0	330.0	90.0 CW

**Obrázek 12:** Sloupec Zvolit pole (30)

- Body výpočtů (*Calc Pts*) - tento sloupec obsahuje pro každé pole dvě možnosti *ACP* a *ALL*. *ACP* poukazuje na aktivní body výpočtu. *ALL* poukazuje na všechny body, které byly vytvořeny v tabulce v sekci Obecné body (*Global Points*), v *Plan View* pod sloupcem *Select Field* a na všechny lokální body, které byly vytvořeny v okně *Point Editor*. V mnoha případech (zvláště při IMRT) může výpočet úplného plánu se všemi body trvat

značnou dobu. Možnosti *ALL* / *ACP* jsou zde proto, aby pro většinu případů zkrátily čas výpočtu (30).

- Energie (*Energy*) – v tomto sloupci lze ze seznamu dostupných energií použitých v ozařovači a plánu zvolit energii.
- Počáteční úhel ramene (*Gantry Start*) – do tohoto sloupce se zadávají počáteční úhly rotace ramene pro pole. Do sloupce *Gantry End* je automaticky zadán stejný úhel.
- Konečný úhel ramene (*Gantry End*) - v tomto sloupci je možné nastavit nebo změnit konečný úhel ramene pro pole.
- Oblouk (*Arc*) - hodnota pole ve sloupci *Arc* je rozdíl mezi hodnotou počátečního úhlu a konečného úhlu ramene. Program spočítá průměrnou hodnotu TMR (Tissue maximum ratio) pro hloubky v intervalech mezi počátečním a konečným úhlem ramene (30). Jednoduché kyvy jsou charakterizovány fixním úhlem rotace kolimátoru, fixní velikostí pole a fixními bloky / MLC během celého oblouku. Nejprve se určí počáteční a konečný úhel ramene pro vytvoření oblouku (viz obr. 13).



**Obrázek 13:** Určení počátečního a konečného úhlu ramene (30)

Pravým tlačítkem myši se klikne na *Point Editor* a v menu se zvolí Zprůměrování TMR (*Average TMR*). Zobrazí se panel Výpočet průměrné hodnoty TMR (*Calculate an Average TMR Value*, viz obr. 13). 60 - stupňový oblouk uveden v příkladu výše (viz obr. 13) může být rozdělen do 15 stupňových segmentů. Hloubky pro každý segment mezi počátečním a konečným úhlem mohou být zadány do dialogu *Calculate an Average TMR Value*. 60 - stupňový oblouk byl rozdělen do 15 stupňových segmentů po 15, 30, 45, a 60 stupních. Do políčka označeného jako *Enter next Depth* se zadá hloubka 15 stupňů. Stiskne se *Average In*. Na panelu se ve sloupci TMR objeví hodnota TMR. Pokračuje se zadáváním hloubek. Pro označení hloubky se na ni klikne myší a pro vymazání se stiskne *Delete*. Po zadání všech hloubek se klikne na políčko *Use Average TMR in Calculation* a zmáčkne se *OK*. Okno *Calculate an Average TMR Value* by se mělo zavřít. V *Patient View* by mělo blikat tlačítko *Calculated Field*, které se zmáčkne a výpočet použije průměr hodnoty TMR. Stupně oblouku a MU / stupně budou zobrazeny v Souhrnné a detailní zprávě. Je-li aktivována funkce *Arc*, zobrazí se v *Plan View* v sekci *Monitor Unit Result* řádek *MU per degree for this field*.

Calculate an Average TMR Value

Current Fieldsize: 12.92

Enter next Depth:

Depth	TMR
11.00	0.7636
12.00	0.7349
13.00	0.7082

Running Total: 2.2068

Number of Depths: 3

Average TMR: 0.7356

Use Average TMR in Calculation

**Obrázek 14:** Panel Výpočet průměrné hodnoty TMR (30)

Alternativou je zadání průměrné hloubky do tabulky *Point Editor* stisknutím *New Point* nebo *Edit Point* na panelu výpočtu. Do tabulky *Point Editor* lze zadat průměrnou

SSD. Pokud se průměrná hloubka a průměrná SSD nezná, je možné vypočítat průměrné TMR v softwaru DIAMOND (30).

Další sloupce v Plan View jsou:

- Stůl (*Couch*) – v tomto sloupci je možné zadat nebo upravit úhel rotace stolu.
- Plán (*Plan*) – v tomto sloupci se zobrazí dávky, které byly importovány nebo manuálně zadané v okně *Edit Prescription*.
- Referenční bod (*Ref Point*) – zde se zobrazí název aktivního bodu výpočtu.
- Výsledek plánu (*Plan Result*) -zde se zobrazí hodnota MU plánu. Tato hodnota může být importována nebo může uživatel v políčku *Compare with Treatment Planning* označit Porovnat (*Compare*) a zadat do políčka hodnotu RTP MU.
- Výsledek výpočtu (*Calc Result*) - hodnota MU vypočtená softwarem DIAMOND.
- Procentuální rozdíl výpočtu/plánu (*%Diff Calc/Plan*) – v *Plan View* je možné zobrazit a vytisknout rozdíl mezi výpočtem softwaru DIAMOND a RTP (viz obr. 15) jako pozitivní nebo negativní v závislosti na daném nastavení. O pozitivní rozdíl se jedná, jestliže byl výsledek výpočtu softwaru DIAMOND větší než výsledek plánu. Procentuální rozdíl hodnoty výpočtu / plánu je negativní, když je výsledek výpočtu softwaru DIAMOND menší jako výsledek plánu (30).
- *Delta Calc – Plan* - sloupec zobrazuje absolutní hodnotu, tedy o kolik je výsledek výpočtu softwaru DIAMOND menší než výsledek plánu (30).

Plan Result	Calc Result	%Diff Calc/Plan	Delta Calc-Plan
232.39 MU	231.00 MU	0.87	-----
231.99 MU	231.00 MU	0.43	-----

**Obrázek 15:** Procentuální rozdíl výpočtu/plánu (30)

## Zvolení obecného bodu výpočtu (Global Point)

Každý plán vyžaduje nějaký bod výpočtu. Obecné body se nastavují výhradně v tabulce Obecných bodů (*Global Points tab*) v *Plan View*.

Sloupec *Global Points* obsahuje Název bodu (*Point Name*), Izocentrum X (*Isocenter X*), Izocentrum Y (*Isocenter Y*), Izocentrum Z (*Isocenter Z*), Bod X (*Point X*), Bod Y (*Point Y*), Bod Z (*Point Z*) a Poznámky (*Notes*) (viz obr. 16). *Global Points* mohou být importovány nebo vytvořeny.

Obecné body se používají pro všechny výpočty polí v ozařovacím plánu. Každé další nově vytvořené pole v rámci plánu bude mít automaticky přidáné obecné body výpočtu do seznamu bodů výpočtů. Změny provedené v obecných bodech jsou automaticky aktualizovány pro pole v plánu. Nicméně, pole budou muset být přepočítána, aby bylo dosaženo efektu aktualizace (31).

Seznam obecných bodů lze řadit abecedně a to kliknutím na hlavičku jakéhokoliv sloupce, který má více než jeden vytvořený bod. Někdy bude potřeba řady pravidelně rozmístěných bodů ve směru osy X nebo Y, aby bylo možné porovnávat profily, atd. Také lze třídit série bodů vzestupně nebo sestupně v některém z rozměrů souřadnic. Opětovné kliknutí na záhlaví sloupce bude přepínat třídění ze vzestupných na sestupné. Modrá barva znamená, že sloupec se dá upravovat (31). Stisknutím tlačítka *Isocenter* lze přidat bod s charakteristikou izocentra, jehož všechny koordináty budou 0.

Tlačítko Přidat bod (*Add Point*) lze využít pro přidání bodu výpočtu. Zadá se název do políčka Název globálního bodu (*Global Point Name*) a stiskne se *Add Point*. Zadájí se souřadnice izocentra, souřadnice bodu a případně poznámky. Je možné psát přímo do buňky a měnit název bodu, hodnoty souřadnic nebo poznámky. Na pohyb mezi řádky a sloupci se používají šipky na klávesnici. Také je možné stisknout klávesu *Enter* nebo *Tab* a automaticky se přesouvat po tabulce.

Tlačítko Kopírovat bod (*Copy Point*) lze použít, chce-li uživatel kopírovat existující bod. Označí jej a stiskne *Copy Point*. K nově zkopírovanému bodu se automaticky přiřadí výraz *Copy of* (bod byl vytvořen kopií z...). Chce-li uživatel změnit jeho jméno, jednoduše ho napíše do buňky názvu bodu.

Také je možné nastavit Lokální body výpočtu (*Local Points*). Tyto body se nastavují výhradně v Tabulce upravování bodů (*Point Editor Tab*) v *Plan View*. Lokální body se zadávají do okna bodu výpočtu, které se spouští pomocí tlačítka *New Point Button* na tabulce upravování bodů v *Plan View* (30).

The screenshot shows a software interface with a tabbed menu at the top containing 'Global Points', 'Point Editor', 'Modifiers', and 'Calculation Results'. Below the tabs, there is a 'Global Point Name:' text box, followed by buttons for 'Isocenter', 'Add Point', 'Copy Point', and 'Delete Point'. Underneath, the 'Patient Position:' section has four radio button options: 'Head First Supine' (selected), 'Head First Prone', 'Feet First Prone', and 'Feet First Supine'. The main part of the interface is a table with the following data:

Point Name	Isocenter X	Isocenter Y	Isocenter Z	Point X	Point Y	Point Z	Notes
Dose Pt4	3.3300	-70.7200	-8.0000	2.4000	-74.6700	-4.8000	
Dose Pt5	3.3300	-70.7200	-8.0000	2.2900	-73.3100	-3.2000	

**Obrázek 16:** Záložka všeobecného bodu (30)

### Záložka pro úpravu bodů v Zobrazení plánu (Point Editor Tab in Plan View)

Tato záložka zobrazuje všechny body bez ohledu na to, zda jsou to body globální nebo lokální pro každé pole a umožňuje s nimi manipulovat (31). Záložka obsahuje tyto sloupce: *ACP* symbol označující aktivní bod výpočtu, Název bodu (*Point Name*), Typ (*Type*), *BEV X* (*BEV* = beams-eye-view), *BEV Y*, *SSD*, *Geo Dpth*, *Eff Dpth* a *Dose*.

Hodnoty mohou být importovány nebo zadány manuálně (31). Pokud chce uživatel upravit buňku, označí ji myší a začne psát (lze použít pouze u modrých položek). Když se vytvoří seznam, aktivní bod výpočtu se automaticky nastaví na první bod v seznamu. Obvykle již při importu souboru. Aktivní bod výpočtu lze změnit pravým kliknutím myši na bod výpočtu v tabulce a prvek v menu aktivního bodu se přepne k uživateli vybranému bodu. Pro každé pole je možné mít odlišné aktivní body výpočtu. Status aktivního bodu se uloží a zůstane v plánu pro každé pole.

### Vzdálenost ke shodě (Distance to Agreement)

*Distance to Agreement* (DTA) je nástroj, který umožňuje výpočet dávky v bodech kolem bodu zájmu zvyšováním hodnot určenými uživatelem v milimetrech na ose X, Y a Z. Jeho účelem je zjistit, zda vylepší malá změna v pozici bodu výpočtu shodu s plánovacím systémem. Software vyhodnotí dávku v šesti bodech při zohlednění

plného rozptylu a označí bod s nejlepší shodou. Pokud je shoda v rámci přípustné tolerance, uživatel může změnit souřadnice bodu nebo jen zaznamenat do zprávy vzdálenost ke shodě (DTA) a posoudit vypočtený rozdíl (30).

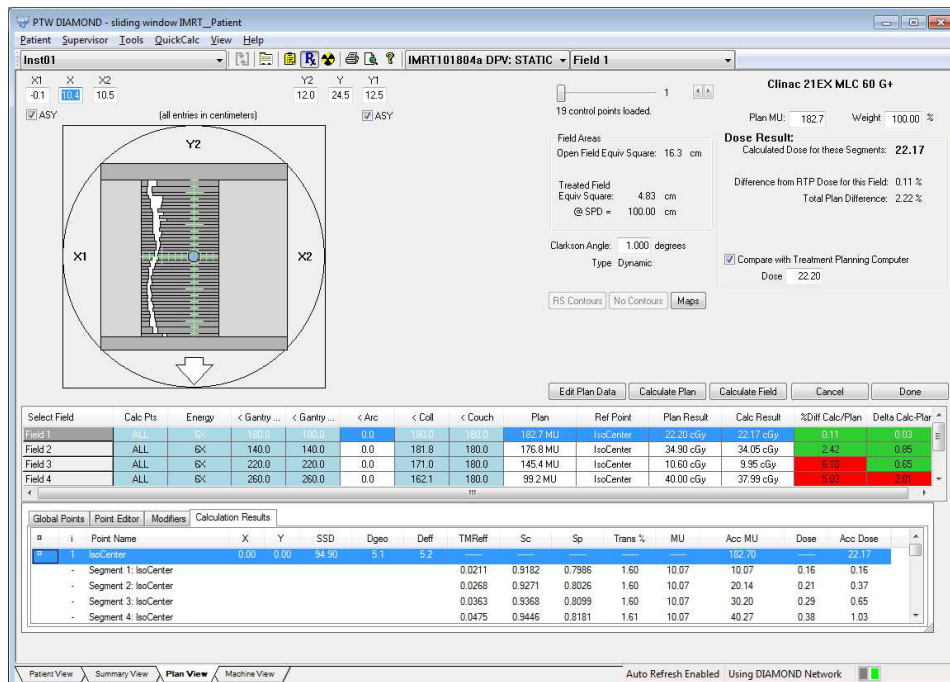
#### 4.1.9 Zobrazení plánu IMRT (Plan View - IMRT)

Možnost IMRT poskytuje schopnost vypočítat dávku pro importovaný IMRT plán. Výpočet se provádí pomocí modifikované metody Clarksonovy integrace, která bere v úvahu transmisi MLC a rozptyl na kolimátoru (30).

Importované pole určuje, které okno výpočtu v *Plan View* bude otevřeno. Výpočet se spustí pomocí následujících kroků:

- Vybere se pole v záložce *Calculation Field* v *Plan View* a klepne na ikonu Rx na panelu nástrojů.
- Dvojklikem na existující pole v záložce *Calculation Field*.
- Vybráním pole v záložce *Calculation Field* a stisknutím tlačítka *View*.
- Stisknutím tlačítka *New* v záložce *Calculation Field*, zadáním názvu pole, zvolením energie.

Hlavní rozdíl mezi panelem výpočtu pro fixní pole a panelem pro IMRT výpočet je, že v panelu IMRT nejsou funkce jako klíny a bloky, protože se nedají aplikovat do IMRT plánů. Funkce *Clarkson* nesmí být vypnuta v okně výpočtu IMRT. Data dostupná v tabulce Výsledky výpočtu (*Calculation Results*) jsou také odlišné (30). V okně IMRT výpočtu jsou navíc k dispozici fluence a dávkové mapy. MU plánu, váha a výsledek dávky jsou zobrazeny vpravo nahoře v *Plan View* (viz obr. 17). MU plánu je hodnota MU vypočítané plánovacím systémem Eclipse. Výsledek dávky (*Dose Results*) vypočítá software DIAMOND. V okně *Dose* se zobrazí dávka z plánovacího systému Eclipse.



Obrázek 17: Zobrazení plánu IMRT (30)

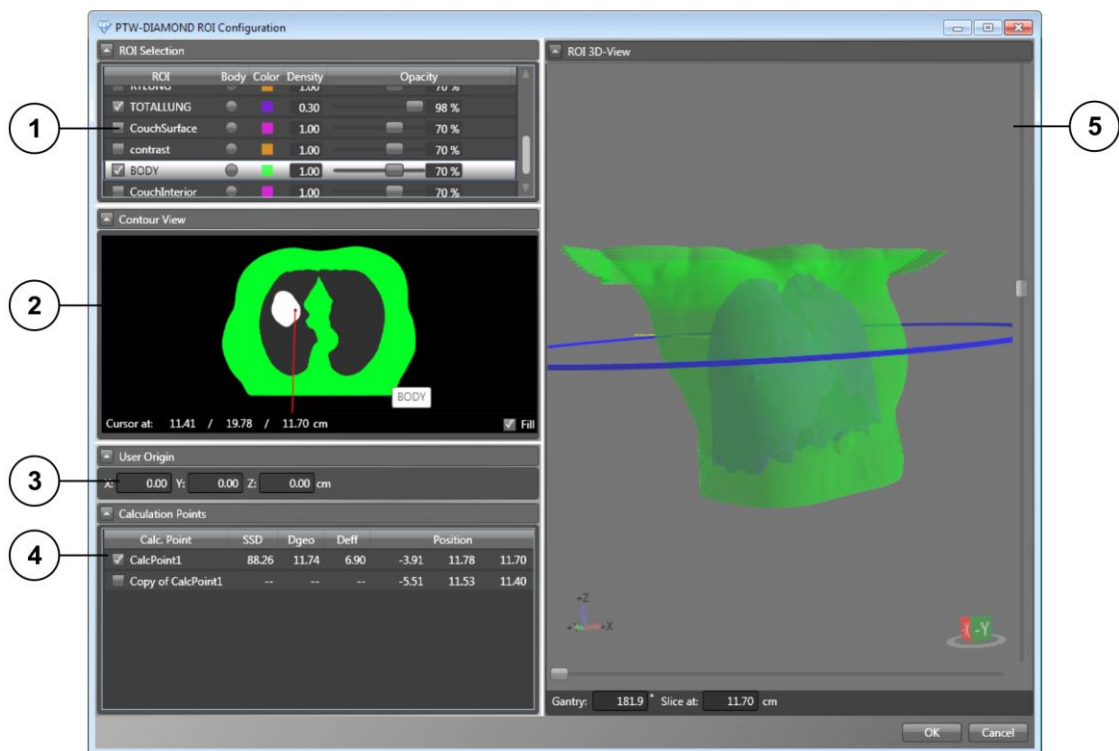
### Posuvník segmentů (Segments Slider)

V *Plan View* je k dispozici posuvná lišta, takže uživatel se může pohybovat mezi jednotlivými segmenty. Je třeba vzít v úvahu, že první segment každého léčebného plánu se nepočítá. Má MU frakci 0.0000 a nepřispívá ničím k celkové dávce. Je to spíše takový *setup segment* (nastavovací segment). Proto se může stát, že ve zprávě z TPS je vidět 200 segmentů v softwaru DIAMOND jen 100 segmentů (30).

### Správce kontur (ROI Contours Manager)

Na obrázku č. 18 je zobrazen správce kontur v programu DIAMOND, kde pod číslem 1 je záložka pro Výběr oblasti zájmu (*ROI Selection pane*), pod 2 záložka pro Zobrazení oblasti zájmu (*Contour View pane*), 3 je záložka pro Nastavení počátku souřadnic (*User Origin pane*), 4 záložka Bodů výpočtu (*Calculation Points pane*) a pod číslem 5 je záložka pro 3D Zobrazení oblasti zájmu (*ROI 3D-View pane*).





**Obrázek 18: Správce kontur (30)**

### **1. Záložka pro výběr oblasti zájmu (ROI Selection pane)**

V této záložce je zobrazen seznam dostupných oblastí zájmu zadaných v nastavení programu. Zde je potřeba danou oblast zájmu zaškrtnout, pokud ji uživatel chce zobrazit v 3D zobrazení nebo ji použít k výpočtu. Když se na daný ROI klikne levým tlačítkem myši a označí se, lze upravit jeho denzitu. Je možné také změnit jeho průhlednost ve 3D zobrazení (přepsáním dané hodnoty) (30).

### **2. Záložka pro zobrazení oblasti zájmu (Contour View pane)**

V tomto okně se zobrazí kontura každého aktivního ROIe ve 2D obrázku. Zaškrtně-li uživatel políčko *Fill*, zobrazí se mu kontura jako linie nebo jako plochy.

V tomto okně lze obraz zvětšit. Ukazatel myši se nastaví do středu otáčení a bude se pohybovat kolečkem myši.

### **3. Zálůžka počátku souřadnic (User Origin pane)**

V této zálůžce je možné změnit souřadnice počátku souřadnic

### **4. Zálůžka bodů výpočtu (Calculation Points pane)**

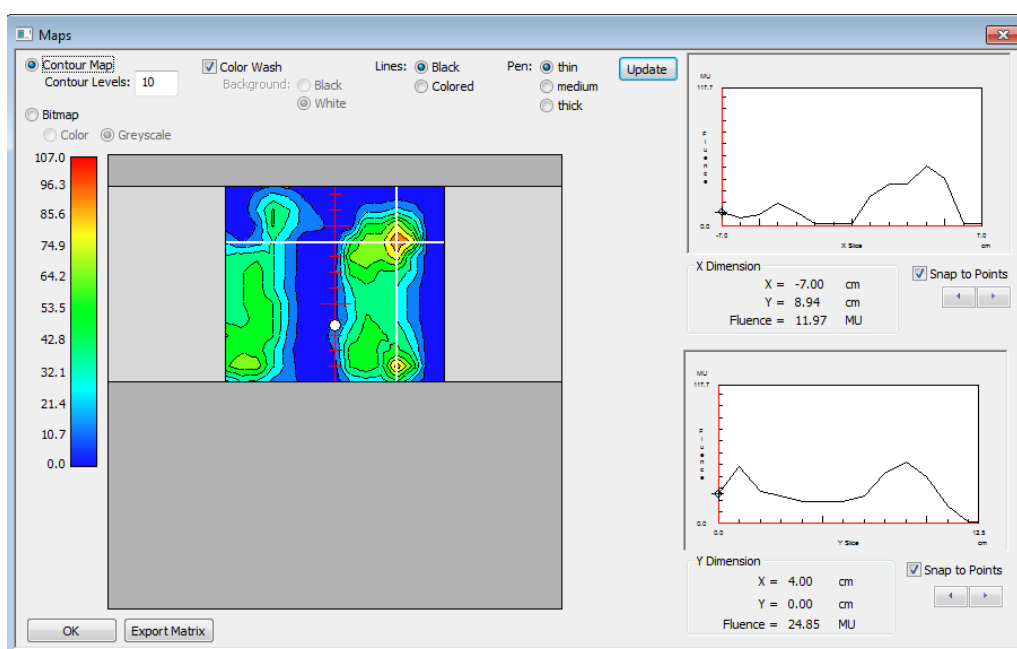
Seznam bodů výpočtu obsahuje dostupné body, ve kterých lze provést výpočet. Spočítané vzdálenosti SSD a hloubky bodů závisejí na úhlu gantry a na vybrané oblasti zájmu (ROI) a jeho denzitě.

### **5. Zálůžka 3D zobrazení oblasti zájmu (ROI 3D-View pane)**

Zde je vidět aktivní ROI se zadanou průhledností v trojrozměrném zobrazení

### **Tlačítko pro výpočet map (Calculate Maps Button)**

Pro zobrazení panelu Panel pro nastavení fluencí/dávkových map (*Fluence / Dose Mapping Setup panel*) se stiskne tlačítko *Calculate Maps*. Vybere se typ mapy a rozlišení, stiskne se *OK* a vypočítá se příslušná mapa. Doba potřebná pro výpočet dávkových map s vyšším rozlišením je ovlivněna velikostí pole, nastavením Clarksonové integrace v souboru ozařovače a počtem segmentů v poli, kde každý bod musí být integrovaný pro každý segment. Pokud se vyžaduje mapa s vysokým rozlišením (viz obr. 19), může se probíhající výpočet minimalizovat na pozadí a uživatel zatím může pracovat na jiných zadáních **(31)**.



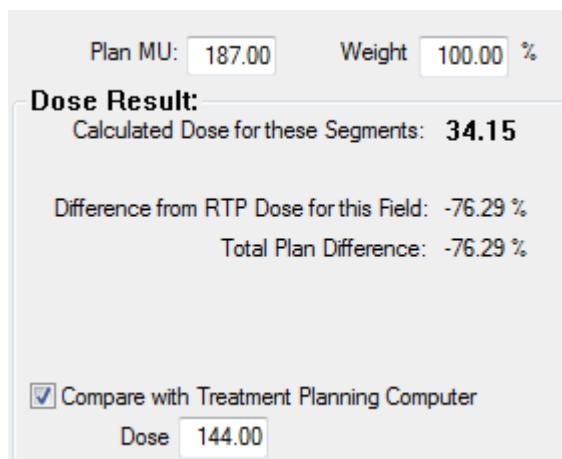
**Obrázek 19:** Mapa fluence nebo dávky (30)

Dávková mapa může být vytvořena jako kontura nebo rastrový obrázek ve velkém rozlišení. Rastrový obrázek může být vytvořen barevný nebo černobílý (30). Okno nabízí možnost výběru barvy s černým nebo bílým pozadím. Tlačítka umožňují uživateli nastavit barvu a šířku kontur. S použitím myši se zvolí profil na levé straně panelu v dávkové mapě (viz obr 19 – bílé čáry) a tento profil se zobrazí na pravé straně panelu. Když kurzor myši přejde do požadovaného bodu zájmu na mapě nebo profilu, zobrazí se příslušná dávka nebo fluence pro tento bod. Pokud se kurzorem myši přejde do požadovaného bodu a zaškrtně se políčko *Snap to Point*, je možné použít tlačítka šipek na klávesnici pro pohyb doprava a doleva pro posun po mapě. Tlačítko *Export Matrix* umožňuje exportovat textový soubor pro import do tabulky ke srovnání naměřených dat a jejich analýzu (30).

### Záložka výsledky dávky (Dose Result Pane)

V *Plan View* vpravo nahoře jsou zobrazeny MU plánu, váha a výsledek dávky. MU plánu je MU vypočítané RTP systémem (Eclipse). Výsledky dávky (*Dose Results*) jsou vypočítány v softwaru DIAMOND. Vypočtená dávka je zobrazena standardně,

procentuální rozdíl a rozdíl celkového plánu se zobrazí v okně *Dose Result*. Lze označit políčko Porovnat s plánovacím systémem (*Compare with Treatment Planning Computer*). V okně *Dose* se zobrazí dávka z plánovacího systému Eclipse (viz obr. 20).



Plan MU: 187.00      Weight 100.00 %

**Dose Result:**  
Calculated Dose for these Segments: 34.15

Difference from RTP Dose for this Field: -76.29 %  
Total Plan Difference: -76.29 %

Compare with Treatment Planning Computer

Dose 144.00

**Obrázek 20:** Okno s předpisem a výsledkem dávky (30)

### **Rozdělení pole v segmenty (Split Field at this Segment)**

MLC má rozpětí limitované na 30 cm, je osazeno na nosníku a zakrývá pole o velikosti 40cm (30). Pokud je pole větší než 30 cm, posuvné okno pole musí být rozděleno do dvou polí, protože není nutné vypnout svazek během přesunu. Z tohoto důvodu mohou být pole rozdělena v určitém segmentu do dvou polí (30). Vybere se před posunem poslední segment a zvolí se možnost rozdělit (*split*), aby software DIAMOND rozdělil pole na dvě části, vypočítal MU a dávku pro každou část.

### **Tabulka výsledků výpočtů pro IMRT pole (Calculation Results Tab IMRT)**

Hlavičky sloupců v tabulce výsledků výpočtů obsahují (viz obr. 21):

- Symbol ve sloupci zcela vlevo indikuje aktivní bod použitý na MU výpočet.
- *i* indikuje sekvenční číslo bodu.
- Název bodu. Segmenty jsou také zobrazeny v tomto sloupci.
- X souřadnice bodu (měřeno v DSP).
- Y souřadnice bodu (měřeno v DSP).

- SSD měřeno paralelně k centrální ose.
- Dgeo: Zadaná geometrická hloubka (skutečná hloubka).
- Deff: Zadaná efektivní hloubka (na kompenzaci plicní nebo kostní hustoty).
- TMReff: *The Effective Tissue Maximum Ratio*, kde výpočet používá Clarksona a ozařovač použitý ve výpočtu má data svazku na základě TMR tabulky.
- TPReff: *The Effective Tissue Phantom Ratio*, kde výpočet používá Clarksona a ozařovač použitý ve výpočtu má data svazku na základě TPR tabulky.
- Sc: Vypočtený faktor rozptylu kolimátoru.
- Zp: Faktor rozptylu fantomu za specifických podmínek
- Trans%: Celkový přenos bodů, Produkt clony, Přenos, Přenos bloku a Listový přenos MLC
- Mu: Monitorovací jednotky na segment.
- Acc MU: Nahromaděné monitorovací jednotky.
- Dose: Dávka na segment.
- Acc Dose: Nahromaděná dávka.

Global Points			Point Editor		Modifiers		Calculation Results									
□	i	Point Name	X	Y	SSD	Dgeo	Deff	TMReff	Sc	Sp	Trans %	MU	Acc MU	Dose	Acc Dose	
■	1	IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	---	---	---	---	---	182.70	---	20.25	
-		Segment 1: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.0219	0.8234	0.7992	1.62	10.07	10.07	0.15	0.15	
-		Segment 2: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.0270	0.8236	0.8029	1.63	10.07	20.14	0.18	0.33	
-		Segment 3: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.0371	0.8240	0.8104	1.66	10.07	30.20	0.26	0.59	
-		Segment 4: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.0485	0.8247	0.8184	1.73	10.07	40.27	0.34	0.93	
-		Segment 5: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.0726	0.8288	0.8338	2.14	10.07	50.34	0.52	1.45	
-		Segment 6: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.5035	0.9139	0.8975	49.06	10.07	60.41	4.28	5.73	
-		Segment 7: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.9008	0.9982	0.9482	100.00	10.07	70.48	8.84	14.58	
-		Segment 8: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.5051	0.9193	0.8887	50.00	10.07	80.55	4.28	18.86	
-		Segment 9: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.0311	0.8223	0.8052	1.60	9.29	89.83	0.20	19.06	
-		Segment 10: IsoCenter	0.00	0.00	94.90	5.10	5.10	0.0267	0.8223	0.8071	0.83	9.29	99.12	0.17	19.23	

**Obrázek 21:** Tabulka výsledků výpočtů (30)

## 4.2 Stanovení povolených odchylek pro akceptaci plánu

Ověření výpočtu plánů bylo uskutečněno u 20 pacientů pro nejběžnější techniky, tedy pro techniku dvou tangenciálních polí při ozařování prsu a pro techniku IMRT při ozařování prostaty. Pacienti byli vybráni a ověřováni zpětně, aby se žádným způsobem nemohlo zasáhnout do plánů pacientů, kteří se momentálně ozařovali. Proto byli pro ověření plánů vybráni pacienti, u kterých již ozařování skončilo.

Nejprve se provedlo vyexportování plánu z plánovacího systému Eclipse a tento plán byl naimportován do programu DIAMOND. Provedl se nezávislý výpočet a stanovily se odchylky mezi oběma systémy. U tangenciálních polí by odchylka měla být u většiny pacientů do 3%, maximálně však do 5%.

V tabulce č. 1 jsou uvedeny výsledky ověření plánu pro techniku tangenciálních polí. Pacienti byli anonymizováni, proto jsou ve sloupci Pacient uvedeny čísla od jedné do dvaceti. Ve druhém a třetím sloupci tabulky jsou uvedeny počty MU pro laterální a mediální pole, které vypočítal plánovací systém Eclipse. V dalším sloupci jsou výsledné MU vypočítané programem DIAMOND. Ve sloupcích odchylka je vypočítaná procentuální odchylka počtu MU pro laterální a mediální pole, která udává rozdíl výpočtu MU v systému Eclipse a v programu DIAMOND.

$MU_{E1}$  v tabulce je zkratka počtu MU pro laterální pole a  $MU_{E2}$  pro mediální pole spočítaných v plánovacím systému Eclipse.  $MU_{D1}$  a  $MU_{D2}$  jsou zkratky pro počet monitorovacích jednotek pro laterální a mediální pole spočítaných v programu DIAMOND.  $O_1$  a  $O_2$  jsou odchylky počtu MU spočítané programem DIAMOND.

**Tabulka č. 1: Výpočet odchylky MU pro techniku tangenciálního pole při ozařování karcinomu prsu**

Pacient	Eclipse		DIAMOND		Odchylka v %	
	MU <sub>E1</sub>	MU <sub>E2</sub>	MU <sub>D1</sub>	MU <sub>D2</sub>	O <sub>1</sub> v %	O <sub>2</sub> v %
1	162	192	164	197	1,3	2,7
2	115	150	112	147	-2,3	-1,7
3	149	123	151	125	1,6	1,8
4	155	184	161	192	3,9	4,3
5	151	179	150	177	-0,5	-0,9
6	116	157	114	153	-1,4	-2,3
7	101	128	103	130	1,7	1,9
9	119	141	116	139	-2,5	-1,7
10	110	146	115	151	4,2	3,5
11	195	169	197	171	0,8	1,2
12	156	211	160	215	2,6	1,9
13	154	176	157	179	1,6	1,6
14	181	177	176	172	-2,7	-3,0
15	97	139	98	143	1,3	3,0
16	159	183	166	189	4,2	3,5
17	150	169	152	170	1,0	0,6
18	165	172	169	177	2,5	3,1
19	109	133	108	132	-0,7	-1,0
20	155	173	158	176	2,0	1,6

*Zdroj: vlastní výzkum*

V tabulce č. 2 jsou uvedeny dávky spočítané plánovacím systémem Eclipse u techniky IMRT při ozařování karcinomu prostaty pro první až sedmé pole u dvaceti pacientů (5 plných polí + 2 setupová pole). Dávky v posledních dvou polích jsou nižší. Jedná se o tzv. treatment setupy, což jsou dvě kolmá pole, která se používají k vytvoření

snímků při nastavení pacienta. Tato pole mají rovněž přiřazen určitý počet MU a dávka z těchto polí se započítává do celkové dávky.

Velikost dávky se liší v závislosti na stadiu choroby nebo na tom, zda se jedná o dávku pro celkový plán nebo o dávku pro boost. Jelikož se však v této práci zabývám výpočtem procentuálních odchylek, není velikost dávky v tomto případě důležitá.

**Tabulka 2: Dávky vypočítané plánovacím systémem Eclipse u techniky IMRT při ozařování karcinomu prostaty z pěti polí**

Pacient	Dávky vypočítané systémem Eclipse pro:						
	1. pole	2. pole	3. pole	4. pole	5. pole	6. pole	7. pole
1	13,574	14,835	14,369	13,932	15,63	0,894	1,777
2	5,721	6,639	6,95	5,769	5,247	0,37	0,498
3	14,313	16,919	16,362	13,669	14,84	0,949	1,138
4	5,565	6,161	6,431	5,592	6,054	0,373	0,449
5	15,778	10,424	9,57	14,354	13,56	0,791	0,894
6	11,306	14,94	14,791	11,584	11,48	0,786	0,954
7	6,742	6,597	5,939	5,588	6,285	0,4	0,477
8	6,155	6,322	6,146	6,238	5,395	0,371	0,447
9	12,839	14,554	14,978	12,26	12,69	0,819	0,918
10	12,492	15,072	14,748	12,04	14,3	0,84	1,016
11	14,393	16,618	16,23	13,824	15,31	0,936	1,133
12	14,369	16,618	16,23	13,824	15,31	0,936	1,133
13	11,06	21,793	25,106	4,452	12,91	0,906	1,108
14	6,036	5,994	6,036	5,993	5,87	0,374	0,448
15	5,323	5,15	4,93	5,427	5,083	0,325	0,388
16	10,084	9,806	9,863	10,123	9,973	0,622	0,746
17	5,504	4,884	4,485	5,779	5,422	0,326	0,389
18	9,936	9,231	8,811	10,97	11,05	0,623	0,755
19	6,229	6,174	6,302	6,328	5,583	0,371	0,446
20	11,935	14,416	14,314	11,909	12,09	0,798	0,956

*Zdroj: vlastní výzkum*



V tabulce č. 3 jsou rovněž vypsané dávky u techniky IMRT při ozařování karcinomu prostaty pro první až sedmé pole u dvaceti pacientů spočtené programem DIAMOND. Pro techniky IMRT a VMAT program DIAMOND počítá dávky v nějakém bodě. V této práci bylo jako zájmový bod zvolené izocentrum. V něm byly spočítány dávky z jednotlivých polí.

**Tabulka 3: Dávky vypočítané plánovacím systémem DIAMOND u techniky IMRT při ozařování karcinomu prostaty ze sedmi polí**

	Dávky vypočítané programem DAIMOND pro:						
Paient	1. pole	2. pole	3. pole	4. pole	5. pole	6. pole	7. pole
1	13,778	15,176	14,671	14,183	16,034	0,898	1,791
2	5,830	6,785	7,117	5,861	5,320	0,372	0,508
3	14,127	16,767	16,051	13,382	14,464	0,936	1,130
4	5,626	6,260	6,553	5,659	6,181	0,377	0,458
5	16,330	10,726	9,924	14,928	13,725	0,814	0,922
6	11,623	15,314	15,190	11,804	11,696	0,803	0,973
7	6,803	6,650	6,010	5,672	6,354	0,404	0,482
8	6,026	6,196	5,992	6,101	5,298	0,367	0,443
9	13,044	14,801	15,218	12,493	12,779	0,828	0,930
10	12,792	15,464	15,028	12,221	14,583	0,844	1,026
11	14,350	16,468	16,035	13,617	15,095	0,929	1,121
12	14,240	16,518	16,068	13,658	15,187	0,930	1,119
13	11,491	22,403	25,884	4,630	13,392	0,929	1,153
14	6,151	6,132	6,193	6,131	6,040	0,381	0,453
15	5,137	4,985	4,698	5,308	4,946	0,315	0,381
16	10,225	9,933	10,041	10,194	10,113	0,624	0,747
17	5,598	4,977	4,512	5,900	5,444	0,331	0,397
18	9,996	9,388	8,820	11,069	11,296	0,632	0,759
19	6,310	6,211	6,434	6,353	5,689	0,374	0,452
20	12,198	14,791	14,543	12,040	12,387	0,804	0,966

*Zdroj: vlastní výzkum*

V tabulce č. 4 jsou vypočítané odchylky dávky, které byly zjištěny kontrolou plánu, vytvořeného v plánovacím systému Eclipse, programem DIAMOND.

**Tabulka 4: Odchylky dávek mezi hodnotami spočítanými plánovacím systémem Eclipse a programem DIAMOND.**

	Odchylky dávek spočítané z plánovacího systému DIAMOND v %						
Paient	1. pole	2. pole	3. pole	4. pole	5. pole	6. pole	7. pole
1	1,5	2,3	2,1	1,8	2,6	0,5	0,8
2	1,9	2,2	2,4	1,6	1,4	0,6	2,1
3	-1,3	0,9	1,9	-2,1	-2,5	-1,4	0,7
4	1,1	1,6	1,9	1,2	2,1	1,1	1,9
5	3,5	2,9	3,7	4	1,2	2,9	3,1
6	2,8	2,5	2,7	1,9	1,9	2,1	2
7	0,9	0,8	1,2	1,5	1,1	0,9	1
8	-2,1	-2	-2,5	-2,2	-1,8	-1,2	-0,9
9	1,6	1,7	1,6	1,9	0,7	1,1	1,3
10	2,4	2,6	1,9	1,5	2	0,5	1
11	-0,3	-0,9	1,2	-1,5	-1,4	-0,8	1,1
12	-0,9	-0,6	-1	-1,2	-0,8	-0,6	-1,2
13	3,9	2,8	3,1	4	3,7	2,5	4,1
14	1,9	2,3	2,6	2,3	2,9	1,9	1,2
15	-3,5	-3,2	-4,7	-2,2	-2,7	-3,1	-1,9
16	1,4	1,3	1,8	0,7	1,4	0,3	0,2
17	1,7	1,9	0,6	2,1	0,4	1,4	2
18	0,6	1,7	0,1	0,9	2,2	1,4	0,5
19	1,3	0,6	2,1	0,4	1,9	0,8	1,4
20	2,2	2,6	1,6	1,1	2,5	0,7	1

*Zdroj: vlastní výzkum*

## 5 DISKUZE

Vytvoření metodiky pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek bylo provedeno na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. za pomoci zkušených fyziků. Ve výsledcích (kapitola 4) je podrobně popsán metodický postup při práci v programu DIAMOND. Při tvoření metodiky byl k dispozici i návod k programu, u kterého bylo zjištěno, že je nekompletní a zabývá se především instalací a uvedením do provozu a pro praktické použití je téměř nepoužitelný. Návod byl dodán v anglickém a slovenském jazyce. Jelikož překlady prováděl někdo, kdo zcela problematice nerozuměl, v mnoha směrech nedávaly slovenské překlady smysl. Proto byla metodika tvořena přímo s programem DIAMOND.

Dříve se ověření plánů vypočítané plánovacím systémem Eclipse provádělo v plánovacím systému CadPlan. Program CadPlan neumí techniku inverzního plánování, která se používá u moderních technik, a proto v něm nemohly být kontrolovány plány u technik IMRT a VMAT. Tento program také nelze nainstalovat na jiný počítač (z důvodů zastaralosti programu a licenčních práv). Na stávající počítač však nejsou k dispozici náhradní díly. Stejně tak na něm není možné provést zálohu dat, jelikož CadPlan umí zálohovat pouze na magnetické pásky, které je velmi těžké sehnat (prakticky se tento typ magnetických pásek již komerčně nevyrábí) a jiné zálohovací medium by bylo vzhledem k zastaralosti počítače velmi těžké nainstalovat (rok výroby počítače 2000).

Vzhledem k výše uvedeným nedostatkům byl plánovací systém CadPlan nahrazen modernějším programem DIAMOND, který je přímo určen pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek nebo dávky z léčebného plánu. DIAMOND má modernější a uživatelsky příjemnější rozhraní. Dokáže archivovat na v současnosti běžná zálohovací media a umí používat techniku inverzního plánování, která je nezbytná pro moderní techniky. Očekává se, že v půlce roku 2016 bude schválen nový atomový zákon a na něj navazující prováděcí vyhlášky, kde bude nezávislé ověřování výpočtu MU vyžadováno.

Druhým cílem práce bylo stanovení povolených odchylek pro akceptaci plánu. Tabulka č. 1 uvádí výsledky ověření plánu pro techniku tangenciálních polí při ozařování karcinomu prsu. K výpočtu byla použita data o počtu MU u dvaceti pacientek. Odchytky MU spočítaných systémem Eclipse a následně ověřených programem DIAMOND byly u většiny pacientů do 3 %, maximálně však do 5%. Z těchto výsledků vyplývá, že 5% toleranční odchylka dosud používaná při kontrole jednoduchých plánů plánovacím systémem CadPlan bude přijatelná i při ověření programem DIAMOND. Největší odchylka MU v kladném směru je 4,3 % a v záporném směru je -2,7 %.

V tabulce č. 2 je vypsána dávka vypočítaná plánovacím systémem Eclipse pro dvacet pacientů s karcinomem prostaty, kteří byli ozáření technikou IMRT z sedmi polí (5+2),.

V tabulce č. 3 je uvedena dávka vypočtená programem DIAMOND pro tytéž pacienty.

Odchytky dávek pro jednotlivá pole jsou vypočteny v tabulce č. 4. Největší odchylka dávek v kladném směru je 4% a v záporném směru je -4,7 %.

Cíle práce byly splněny a hypotéza byla potvrzena. Nezávislé ověření výpočtu MU bude s programem DIAMOND uživatelsky příjemnější a pomůže k odstranění hrubých chyb při výpočtu plánů. Kontrola složitějších technik, které se používají čím dál tím častěji, povede ke zlepšení kontroly plánovacího systému a zároveň povede k odstranění hrubých chyb při výpočtu plánů. Díky těmto kontrolám se mnohonásobně zvýší kvalita péče o pacienty, neboť budou moci být provedeny kontroly plánů pro složitější techniky.

## 6 ZÁVĚR

V rámci bakalářské práce, která byla zaměřena na vytvoření metodiky pro nezávislé ověření výpočtu monitorovacích jednotek, byly stanoveny dva cíle.

Prvním cílem bylo vytvoření samostatné metodiky v programu DIAMOND, který je přímo určen pro ověření výpočtu MU. Tento cíl byl splněn. Vytvořená metodika je uvedena v kapitole “Výsledky“. Druhým cílem bylo stanovení povolených odchylek pro akceptaci plánů. I tento cíl byl splněn. Provedlo se ověření MU pro dvacet pacientek ozařovaných technikou dvou tangenciálních polí pro oblast prsu a ověření dávek pro dvacet pacientů s karcinomem prostaty ozařovaných technikou IMRT ze sedmi polí (5+2). Tyto výsledky byly zpracovány a uvedeny v tabulkách rovněž v kapitole “Výsledky“.

Hypotéza zněla, zda nezávislý výpočet monitorovacích jednotek pomůže k odstranění hrubých chyb při výpočtu ozařovacích plánů. Díky stanoveným odchylkám byla potvrzena.

V souvislosti s očekávaným novým atomovým zákonem, ve kterém bude nezávislé ověření výpočtu MU vyžadováno, bude tato bakalářská práce sloužit jako podklad pracovníkům onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice. Kontrola MU a dávek bude u všech plánů prováděna v programu DIAMOND a bude se postupovat dle odchylek, které byly stanoveny.

## 7 SEZNAM INFORMAČNÍCH ZDROJŮ

1. ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. ISBN 8020013083.
2. RADIAČNÍ OCHRANA, červen 2004: *ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V RADIOTERAPII: PLÁNOVACÍ SYSTÉMY PRO 3D KONVENČNÍ RADIOTERAPII*. SÚJB [online]. [cit. 2016-03-29] Dostupné z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/31\\_Doporuceni\\_plan\\_systemy\\_v5.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/31_Doporuceni_plan_systemy_v5.pdf)
3. DOROTÍK, Jan. *Radioterapeutické přístroje*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 8073682206.
4. Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně. [Http://www.linkos.cz/](http://www.linkos.cz/) [online]. Hradec Králové: LF UK a FN Hradec Králové, 2006 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/radioterapie-1/zdroje-a-biologicke-ucinky-zareni/>
5. 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/](http://www.onkokurz.cz/lekce/28/176/_obsah/)
6. BERKOVSKÝ, Petr. Poznámky z hodiny: *Přístrojová technika v radioterapii*. 2015
7. 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-ochrany-obyvatelstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvatelstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent)
8. ZÁMEČNÍK, Jiří. *Radioterapie*. Vyd. 2. Praha: Avicenum, 1990. ISBN 8020100512.

9. TOMÁŠEK, Jiří. *Onkologie: minimum pro praxi*. Praha: Axonite CZ, 2015. ISBN 9788088046011.
10. BINAROVÁ, Andrea. *Radioterapie*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. ISBN 9788073687014
11. NENÁDOROVÁ RADIOTERAPIE. *Nemocnice Havlíčkův Brod* [online]. Havlíčkův Brod: Nemocnice Havlíčkův Brod, 2006 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.onhb.cz/article.asp?nArticleID=194&nLanguageID=1>
12. Nenádorová terapie - Terapeutický rentgenový ozařovač Gulmay. *THOMAYEROVA NEMOCNICE* [online]. Praha 4: © Thomayerova nemocnice, 2011 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.ftn.cz/pacientum-a-verejnosti/oddeleni-a-kliniky/onkologicka-klinika-11f-uk/radioterapie/radioterapie-pristroje/nenadorova-terapie-terapeuticky-rentgenovy-ozarovac-gulmay/>
13. HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA. *Radiační onkologie - učební texty*. Brno: Masarykův onkologický ústav, 2009. ISBN 978-808-6793-139.
14. MAZUCHOVÁ, Hana. *Plánování léčby a příprava ozařovacího plánu v radioterapii*. Olomouc, 2011. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta Zdravotnických Věd, Ústav radiologických metod. Vedoucí práce MUDr. Yvona Klementová.
15. DOBBS, J., A. BARRETT a D. ASH. *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal, 1992. ISBN 80-900235-8-4.
16. SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA. *Moderní radioterapeutické metody*. Brno: Institut pro další vzdělání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1999. ISBN 80-7013-267-1.
17. ŠLAMPA, Pavel, et al. *Radiační onkologie*. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-469-0.
18. KOLARZOVÁ, Magdalena. *Zobrazovací techniky v radioterapii*. Brno, 2013. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita, Lékařská Fakulta. Vedoucí práce MUDr. Hana Doleželová, Ph.D.

19. ŠIFFNEROVÁ, Hana. *Radioterapie II.: 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-ochrany-obyvateilstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateilstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent)
20. DOLEČKOVÁ, Miluše. *Radioterapie III.: 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-ochrany-obyvateilstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateilstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent)
21. KOCOUREK, Michal. *Zhodnocení problematiky verifikace izodózního plánu - postavení ozařovacích polí na simulátoru Acuity*. České Budějovice, 2009. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta. Vedoucí práce RNDr. Petr Berkovský.
22. KOHLOVÁ, Tereza. Základní principy radiační onkologie/radioterapie. *Onkologická péče*, 2005, roč. 9, č. 3, s. 1-6. ISSN: 1214-5602.
23. MEDKOVÁ, Stanislava. Plánování zevní radioterapie. *Onkologická péče*, 2005, roč. 9, č. 3, s. 7-9. ISSN: 1214-5602.
24. STÝBLOVÁ, Eva a Hana FIŠÁKOVÁ. Význam verifikačních systémů v radioterapii. *Praktická radiologie*, 2010, roč. 15, č. 1, s. 15-17. ISSN: 1211-5053.
25. TrueBeam Radioterapie System™. *Varian Medical Systems* [online]. United States: Copyright, Varian Medical Systems, Inc., 2015 [cit. 2016-03-29].



- Dostupné z: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>
26. VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC. *Návod k použití systému Eclipse: Plánování léčby pro externí svazek záření*. Finsko, 2013. Tento dokument byl původně vydán v angličtině.
  27. VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC. *Eclipse Algorithms Reference Guide*. Finsko, 2013.
  28. Fadime Akman. *DEÜ Tip Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dali* [online]. Izmir: DEÜ Tip Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dali, 2003 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: [http://kisi.deu.edu.tr/fadime.akman//kaynak/ders/RT\\_hedef\\_volum\\_ICU.pdf](http://kisi.deu.edu.tr/fadime.akman//kaynak/ders/RT_hedef_volum_ICU.pdf)
  29. CHOUROVÁ, Alena. *Poznámky z hodiny: Radioterapie 2*. 2015
  30. PTW-FREIBURG. *User Manual DIAMOND: Dose Calculation Management Software S070020 Version 6.0 or higher*. Freiburg, 2015.
  31. PTW-FREIBURG. *Užívateľský manuál DIAMOND: Riadiaci softvér pre výpočet dávky Verzia 5.2 alebo vyššia*. Freiburg, 2015.
  32. DEUTREIX, A., B. BJÄRNGARD, A. BRIDIER, B. MIJNHEER, J. SHAW a H. SVENSSON. *Monitor unit calculation for high energy photon beams*. Brusel: ESTRO, 1997. ISBN 90-804532-2.
  33. KUMPOVÁ, Ivana. *Plánování terapie ionizujícím zářením*. Brno, 2012. Diplomová. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
  34. RADIAČNÍ OCHRANA, 2014. Doporučení: *ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V RADIOTERAPII: BEZPEČNÉ POUŽÍVÁNÍ MODERNÍCH RADIOTERAPEUTICKÝCH METOD*. SÚJB [online]. [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske\\_ozareni/doporuceni\\_RT/Doporuceni\\_Bezpecnost\\_2014.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/Doporuceni_Bezpecnost_2014.pdf)

35. RADIAČNÍ OCHRANA, květen 1998. Doporučení: *ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V RADIOTERAPII: URYCHLOVAČE ELEKTRONŮ*. Zbraslav: Ústav jaderných informací Zbraslav, a.s. [online]. [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/4\\_urychlovace\\_elektronu.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/4_urychlovace_elektronu.pdf)

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Definice cílového objemu podle ICRU 50 Report (28)	20
Obrázek 2: Lineární urychlovač TruBeam firmy Varian (25)	21
Obrázek 3: Zobrazení pacienta (30)	39
Obrázek 4: Prohlížeč okno importu složky pacienta (30)	40
Obrázek 5: Okno pro výběr složky k importu (30)	41
Obrázek 6: Souhrnná zpráva fotonového svazku pro fixní pole (30)	43
Obrázek 7: QuickCalc panel pro výpočet fixního pole (30)	46
Obrázek 8: Non – IMRT Summary (30)	52
Obrázek 9: Plan View pro fixní pole (30)	53
Obrázek 10: Zobrazení kolimátoru (30)	54
Obrázek 11: Výsledek MU s procentuálním rozdílem (30)	56
Obrázek 12: Sloupec Zvolit pole (30)	57
Obrázek 13: Určení počátečního a konečného úhlu ramene (30)	58
Obrázek 14: Panel Výpočet průměrné hodnoty TMR (30)	59
Obrázek 15: Procentuální rozdíl výpočtu/plánu (30)	60
Obrázek 16: Záložka všeobecného bodu (30)	62
Obrázek 17: Zobrazení plánu IMRT (30)	64
Obrázek 18: Správce kontur (30)	65
Obrázek 19: Mapa fluence nebo dávky (30)	67
Obrázek 20: Okno s předpisem a výsledkem dávky (30)	68
Obrázek 21: Tabulka výsledků výpočtů (30)	69