

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

**Ozařovací technika Rapid Arc - optimalizace verifikačních metod
ozařovacích plánů a kontroly kvality plánovacího systému.**

Alena Kusá

Bakalářská práce

2014

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Alena Kusá**
Osobní číslo: **Z11102**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Ozařovací technika Rapid Arc - optimalizace verifikačních metod ozařovacích plánů a kontroly kvality plánovacího systému**
Zadávací katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Sběr informací a studium literatury.
2. Stanovení cílů a metod práce.
3. Konzultace s vedoucím práce.
4. Vypracování teoretické části.
5. Vypracování praktické části.
6. Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

1. HYNKOVÁ, L., ŠLAMPÁ, P. **Základy radiační onkologie**. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012, 247 s. ISBN 978-80-210-6061-6
2. BINAROVÁ, A. **Radioterapie**. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009, 253 s. ISBN 978-80-7368-701-4
3. DOROTÍK, J. **Radioterapeutické přístroje**. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2006, 113 s. ISBN 80-7368-220-6
4. WEBB, S. **Intensity-modulated radiation therapy**. Bristol: Institute of Physics Pub, 2001. ISBN 0-7503-0699-8
5. VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **Varian medical systems** [online]. Varian Medical Systems, Inc. 3100 Hansen Way Palo Alto, CA 94304-1038, 1999, 2013 [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://www.varian.com/us/index.html>
6. ULLMANN, V. **Jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína** [online]. [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

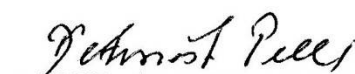
Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Karel Nechvíl


Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: **1. října 2012**

Termín odevzdání bakalářské práce: **9. května 2014**


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Silnicích dne 17.1. 2014

Alena Kusá

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěla poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Karlu Nechvílovi za ochotu, cenné rady a odborné vedení, které mi poskytl při vypracování teoretické i praktické části bakalářské práce.

ANOTACE

Práce je věnována stručnému přehledu ozařovacích technik, historii radioterapie a dělení ozařovacích přístrojů. Zahrnuje i ozařovací techniky používané v současné době (IMRT, Rapid Arc). Praktická část se zabývá testy zajištění kvality lineárního urychlovače s technikou Rapid Arc a verifikací plánovacího systému.

KLÍČOVÁ SLOVA

lineární urychlovač, Rapid Arc, IMRT, zajištění kvality, plánovací systém

TITLE

Rapid Arc Radiation Technology - optimizing the verification methods of irradiation plans and quality control of the planning system.

ANNOTATION

The work is devoted to a brief overview of irradiation techniques, history of radiotherapy and radiation equipment division. Includes irradiation techniques currently used (IMRT, Rapid Arc). The practical part deals with quality assurance tests of linear accelerator technology with Rapid Arc and verification planning system.

KEYWORDS

linear accelerator, Rapid Arc, IMRT, quality assurance (QA), treatment planning system (TPS)

OBSAH

0	ÚVOD	11
1	Cíl.....	12
2	TEORETICKÁ ČÁST	13
2.1	Historie radioterapie ¹	13
2.2	Definice radioterapie ⁴	15
2.3	Dělení radioterapie ¹	15
2.3.1	Kurativní radioterapie (radikální) ¹	15
2.3.2	Paliativní radioterapie ¹	15
2.3.3	Adjuvantní radioterapie (zajišťovací) ¹	16
2.3.4	Neoadjuvantní radioterapie ¹	16
2.3.5	Nenádorová radioterapie ¹	16
2.3.6	Radioterapie v kombinaci s ostatními léčebnými metodami ¹	16
2.4	Využívané záření ¹	17
2.5	Přístroje využívané v zevní radioterapii ¹ ,	17
2.5.1	Lineární urychlovač ^{1, 5} ,	17
2.5.2	Cyberknife ^{1,5}	21
2.5.3	Radioizotopové ozařovací přístroje ^{1,5}	22
2.5.4	Rentgenové ozařovací přístroje ^{1,5}	22
2.6	Další zdroje záření v zevní radioterapii ^{1,5}	22
2.7	Ozařovací techniky ^{1,5}	22
2.7.1	Velkoobjemové ozařování ^{1,5}	23
2.7.2	Celotělové ozařování (TBI - Total Body Irradiation) ^{1,5}	23
2.7.3	Polotělové ozařování (HBI - Hemibody Irradiation) ^{1,5}	23
2.7.4	Ozáření lymfatických oblastí ¹	23
2.7.5	Pohybové ozařování ^{1,5}	24
2.7.6	Stereotaktické ozařování ^{1,5}	24

2.7.7	Tomoterapie ^{1,5}	25
2.7.8	Radioterapie řízená obrazem (IGRT - Image Guided Radiation Therapy) ¹	25
2.7.9	Konformní radioterapie ^{1,5}	26
2.8	Radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT) ^{1,4,5,}	27
2.8.1	Techniky aplikace ozařovací techniky IMRT ^{1,4,5,7,8}	27
2.8.2	Princip IMRT ^{1,4,5,7,8}	29
2.8.3	Úvodní nastavení parametrů urychlovače pro IMRT ⁷	29
2.8.4	Zkoušky provozní stálosti ^{1,7}	30
2.8.5	Plánování radioterapie IMRT technikou ^{1,5,7,8}	30
2.8.6	Dozimetrické ověření IMRT plánu ⁷	31
2.8.7	Klinické možnosti uplatnění IMRT a vlastnosti IMRT při jeho používání ⁷	35
2.8.8	Pacienti vhodní pro IMRT ⁷	36
2.8.9	Výhody a nevýhody IMRT ⁵	36
2.9	Rapid Arc ^{1,}	37
2.9.1	Výhody a nevýhody Rapid Arc ^{9,10}	38
3	PRAKTICKÁ ČÁST ^{9,10,, , 13, 14, 15, 16}	39
3.1	Metodika	40
3.2	Plánovací systém Eclipse	41
3.3	Testy související s nastavením ozařovače	41
3.3.1	Test 1: Přesnost pozice DMLC při Rapid Arc	42
3.3.2	Test 2: Přesné řízení dávkového příkonu a rychlosti gantry v průběhu používání Rapid Arc	43
3.3.3	Test 3: Přesné ovládání rychlosti lamel MLC při Rapid Arc	44
3.3.4	Program Epiqa	45
3.4	Testy související s jednotlivými ozařovacími plány – dozimetrická verifikace patientských ozařovacích plánů ^{12, , 15}	46
3.5	Nezávislé ověření plánovacího systému Eclipse (RadCalc)	51
3.5.1	Vstupní parametry pro výpočet dávky v programu RadCalc	52

4	DISKUZE	56
5	ZÁVĚR	58
6	POUŽITÁ LITERATURA	59

SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

Obrázek 1 Lineární urychlovač ⁹	19
Obrázek 2 Lineární urychlovač Clinac 2100 firmy Varian pro Rapid Arc s cone beam CT.....	19
Obrázek 3 Lineární urychlovač Clinac 2100 firmy Varian	20
Obrázek 4 Výsuvný portál umístěný na urychlovači Clinac 2100 firmy Varian, slouží k verifikaci TPS i ověřování QA přístroje	20
Obrázek 5 Hlavice urychlovače Clinac 2100 firmy Varian s multileafkolimátorem	21
Obrázek 6 Lamely multileafkolimátoru ¹⁰	38
Obrázek 7 Na obrázku jsou zobrazeny typické zdroje chyb v radioterapii, šipky ukazují cestu šíření chyb.....	40
Obrázek 8 Test 1, program Epiq	42
Obrázek 9 Test 2, program Epiq	43
Obrázek 10 Test 3, program Epiq	44
Obrázek 11 Princip ověření plošné dávky v programu Epiq (Epiq manuál) ¹²	47
Obrázek 12 Ukázka gama analýzy v programu Epiq.....	48
Obrázek 13 Ukázka gama analýzy se zobrazenou tabulkou parametrů.....	48
Obrázek 14 Parametry gama analýzy	49
Obrázek 15 Ukázka výstupního protokolu s výsledky gama analýzy	50
Obrázek 16 Program RadCalc	53
Obrázek 17 RadCalc výpočet	54
Tabulka 1 Výsledky verifikace TPS programů Eclipse, Rad Calc a jejich srovnání s ionizační komorou.....	53
Tabulka 2 Výsledky pro energii 18 MV	55
Tabulka 3 Výsledky pro energii 6 MV	55

0 ÚVOD

V současné době onkologických onemocnění stále přibývá z důvodů nejen genetických, ale i prodlužující se délky života, nezdravého životního stylu, stresu, alkoholu, kouření, chemického průmyslu a mnoho dalších působících faktorů. Radioterapie s chirurgickou léčbou a chemoterapií patří mezi základní léčebné metody onkologických onemocnění. Principem radioterapie je ozařování nádorových ložisek. Cílem je zničit pomocí záření co nejvíce nádorových buněk, a zároveň snaha docílit, aby bylo co nejmenší poškození zdravých tkání a orgánů. Proto je velmi důležitý vývoj ozařovacích přístrojů a ozařovacích technik. Hlavně proto, aby byl cílový objem nádoru při ozařování co nejpřesněji ozářen a zdravé tkáně obdržely co nejmenší dávku záření. Ozařování je limitováno právě tolerančními dávkami okolních zdravých tkání a orgánů. V bakalářské práci popisují jednotlivé ozařovací techniky, včetně technik IMRT a Rapid Arc, které patří k novějším ozařovacím metodám pomocí lineárního urychlovače v zevní radioterapii. Rapid Arc přináší další technické možnosti a rozšíření v ozařovacích technikách. Rapid Arc má určité výhody a nevýhody. Tyto aspekty popisují v teoretické části práce, včetně technických odlišností či podob s ostatními ozařovacími technikami. Pro správné a přesné ozáření je nezbytný správně nastavený systém zajištění kvality (QA, quality assurance), který pokrývá radioterapii jako celek. Ten vyžaduje mimo jiné stanovení příslušných dílčích kontrolních procesů (QC, quality control). V práci se zabývám zejména kontrolou kvality lineárního urychlovače, plánovacího systému (TPS) a verifikačními metodami patientských plánů v klinické praxi. Tyto kontrolní procesy jsou popsány v metodikách vypracovaných přímo pro určité pracoviště a předložených Státnímu úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Vycházejí z příslušných národních a mezinárodních doporučení, a také z doporučení výrobce.

1 Cíl

Cílem pro teoretickou část je popsat ozařovací techniky včetně Rapid Arc. Cílem pro praktickou část je optimalizace verifikační metody pro ozařovací techniku Rapid Arc, včetně kontroly kvality TPS (plánovacího systému) a navrhnout jejich optimalizaci.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Historie radioterapie¹

„Radioterapie patří historicky mezi nejmladší lékařské obory. Její počátky jsou těsně spjaty s fyzikálně-chemickými objevy konce 19. a počátku 20. století.“¹

Počátkem pro vznik a rozvoj tohoto mladého oboru bylo mnoho významných objevů. Wilhelm Konrad Röntgen v listopadu roku 1895 objevil paprsky X. Tento objev byl po něm pojmenován a nenechal si ho patentovat. Další významný objev pro rozvoj tohoto oboru byla přirozená radioaktivita. O objev se zasloužil francouzský fyzik a nositel Nobelovy ceny Antoine Henri Becquerel v roce 1896. O dva roky později byly objeveny radioaktivní prvky polonium a radium Marií Curie Sklodowskou a Pierrem Curriem. Radium izolovali z jáchymovského smolince.² Radium se poté začalo využívat léčebně i komerčně. První využití bylo v podobě tzv. muláží (radiová tuba , která se přikládala na kůži). Muláže byly počátky brachyterapie. Pojem brachyterapie byl zaveden až o desítky let později. Na začátku 20.století se rozvíjela terapie rentgenem. Využívala se hlavně na zánětlivá onemocnění a různá jiná onemocnění, kromě nádorových. Nádorová onemocnění touto metodou nešlo léčit hlavně kvůli hlubokému uložení nádorů a nežádoucím účinkům na zdravé tkáně, i přes technická vylepšení. Dále se vyvíjely vysokoenergetické zdroje záření (cyklotrony, betatrony, kobaltové ozařovače, lineární urychlovače). V roce 1951 byl instalován první kobaltový ozařovač. V roce 1952 byl instalován lineární urychlovač v Kalifornii. V současné době jsou lineární urychlovače standardním vybavením radioterapeutických pracovišť. Ve 20. létech prof. Antonín Ostrčil vytvořil Ostrčilovu metodu ozařování karcinomu děložního hrdla. Prof. František Běhounek z pražského Radioterapeutického ústavu, hledal způsoby, které by byly nejvhodnější pro ozařování pacientů s rakovinou.

¹ HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPÁ. *Základy radiační onkologie*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012, 247 s. ISBN 978-80-210-6061-6.

² SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

„První oddělení pro léčbu zářením vznikají v Praze a Brně ve třicátých letech minulého století. Postupně vznikají pracoviště i na dalších místech republiky, často zpočátku jako součást rentgenologických oddělení. Větší rozvoj nastává po 2. světové válce, ale nová pracoviště vznikla i nedávno. V současnosti je v České republice třicet pět radioterapeutických pracovišť.“¹

V první polovině 20. století bylo objeveno mnoho nových poznatků důležitých pro radioterapii, například radiosenzitivita tkání a frakcionace (Coutard, Francie). Prof. Herčík, je považován za zakladatele československé radiobiologie.

Důležitým vývojem pro plánování radioterapie byl rozvoj a objevy v oblasti zobrazovacích metod a v počítačových technologiích. V roce 1973 objev výpočetní (počítačové) tomografie. V roce 1982 bylo zavedeno plánování radioterapie pomocí výpočetní (počítačové) tomografie. V současné době se využívá v plánování radioterapie výpočetní tomografie, jsou využívány i další zobrazovací metody (MR, PET, PET/CT). Pomocí všech těchto vylepšení radioterapeutického plánování se podařilo přesněji zaměřit nádorová ložiska a vzniklo 2D plánování. V 90. letech pomocí dalších vylepšení vzniklo: 3D plánování, techniky radioterapie IMRT (radioterapie s modulovanou intenzitou), 4D radioterapie, IGRT (radioterapie řízená obrazem), multileafkolimátor, rozvoj verifikačních systémů a Rapid Arc (Rapid Arc přibližně od roku 2008). Jsou to techniky ozařování, které se v současné době využívají nejvíce. Patří k nejnovějším vylepšením ozařovací techniky a plánování zevní radioterapie.

Pro brachyterapii byl velmi významným vylepšením automatický afterloading v 60. letech, který odstranil expozici pracovníků.

V současné době bylo v Praze otevřeno, v roce 2012, první protonové centrum.

„Jsme moderní klinické centrum, které pro léčbu pacientů s nádorovým onemocněním využívá vysoce přesnou metodu protonového záření. Protonová léčba, kterou se léčí pacienti po celém světě od roku 1992, umožňuje širší spektrum léčby nádorů v blízkosti životně důležitých orgánů, a to s minimálním poškozením zdravých tkání a souvisejícím rizikem vedlejších účinků. Protonová léčba je jednou z nejperspektivnějších metod léčby rakoviny 21. století a odborníci potvrzují, že v oblasti léčby onkologických onemocnění bude zaujímat stále silnější pozici.“³

Závěrem k historii radioterapie. Toto je pouze stručný popis vývoje radioterapie, seznámení s tím, jaké objevy, a ve kterém období tohoto oboru vznikaly.

2.2 Definice radioterapie⁴

„Radioterapie je fyzikálně-medicínský obor využívající biologické účinky ionizujícího záření pro léčebné účely. Ve velké většině se jedná o terapii nádorových onemocnění - radiační onkologie, v menší míře se pomocí záření léčí i některá degenerativní a zánětlivá postižení.“⁴

2.3 Dělení radioterapie¹

Dělí se podle typu léčby jaký chceme uplatnit, a to je na kurativní (radikální), paliativní, adjuvantní, neoadjuvantní a nenádorovou radioterapii. Podle umístění ozařovacího zdroje na zevní radioterapii (zdroj záření je umístěn v určité vzdálenosti od pacienta zevně) a brachyterapii (zdroj záření zajíždí pomocí aplikátorů přímo do místa nádoru).

2.3.1 Kurativní radioterapie (radikální)¹

Cílem této terapie je vyléčit pacienta a zničit všechny nádorové buňky. Aplikuje se dostatečná dávka záření, aby mohla zničit nádor.

2.3.2 Paliativní radioterapie¹

Terapie mírní či odstraňuje příznaky nádorového onemocnění. Při tlumení bolesti, se nazývá analgetická radioterapie.

³ PROTON THERAPY CENTER: Protonové centrum [online]. 2012 [cit. 2013-10-20]. Dostupné z: <http://www.ptc.cz/protonove-centrum/>

⁴ ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína* [online]. [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

2.3.3 Adjuvantní radioterapie (zajišťovací)¹

Tato terapie má za cíl zničit předpokládané mikroskopické zbytky karcinomu. Nejčastěji se provádí po chirurgickém odstranění tumoru. Ozařuje se místo, kde byl umístěn tumor, jizvy a svodné lymfatické uzliny. Touto metodou se snižuje riziko recidivy onemocnění.

2.3.4 Neoadjuvantní radioterapie¹

Cílem pro tuto terapii je zmenšení nádoru před základním léčebným výkonem ozařováním. Většinou to bývá před chirurgickým výkonem, aby se dosáhlo operability tumoru. Často se tato terapie aplikuje současně s chemoterapií, snižuje se tím riziko vzdálené diseminace onemocnění.

2.3.5 Nenádorová radioterapie¹

Cílem je zmírnit obtíže způsobené nezhoubným onemocněním. Zabraňuje také zhoršení funkce postiženého orgánu. Využívá se nejčastěji v léčbě degenerativních kloubních onemocnění.

2.3.6 Radioterapie v kombinaci s ostatními léčebnými metodami¹

2.3.6.1 Chemoradioterapie¹

Kombinace radioterapie s chemoterapií. Aplikuje se před či po ozáření. Konkomitantní chemoradioterapie znamená, že se radioterapie aplikuje současně s chemoterapií. Chemoradioterapie se využívá samostatně, a nebo jako léčba adjuvantní či neoadjuvantní.

2.3.6.2 Radioterapie v kombinaci s biologickou léčbou¹

„Biologická léčba využívá regulačních mechanismů řídících metabolismus, proliferaci, apoptózu, signální přenos a migraci nádorových buněk, tedy tzv. „cíleného zásahu do buněčné odpovědi“. Moduluje procesy specifické pro nádorovou buňku. Mechanismem biologické léčby je selektivní vazba daného preparátu na biologicky aktivním komponentu v nádorové buňce, čímž následně dochází k ovlivnění její biologicko-patologické funkce. Kombinace biologické léčby s radioterapií se začala využívat až v nedávné době. Někdy se používá termínu bioradioterapie.“¹

2.3.6.3 Intraoperační radioterapie (IORT)¹

Při chirurgickém výkonu se aplikuje jednorázově vysoká dávka záření (10-20 Gy) na oblast tumoru nebo jeho umístění v operačním poli. Zdravé tkáně se vykrývají nebo dočasně odsouvají z ozařovacího pole. Po ozáření je operace dokončena.“

2.3.6.4 Radioterapie v kombinaci s hormonální léčbou¹

Terapie se využívá u nádorů z tkání hormonálně závislých. Využívá se například při léčbě karcinomu prostaty.

2.3.6.5 Hypertermie¹

Léčebné zahřívání tkání (41-43°C). Hypertermie ničí hlavně hypoxické části tumoru a radioterapie působí na okysličenou tkáň tumoru. Léčby se doplňují tím, jak na nádor působí, proto se hypertermie nejčastěji kombinuje s radioterapií.

2.4 Využívané záření¹

V zevní radioterapii se využívá nejvíce fotonové záření. Do fotonového záření patří RTG, gama a brzdné záření buzené elektrony. Při léčbě se používá vysokoenergetické záření. Je to vysokoenergetické záření, protože má určité výhody. Jednou z výhod je efekt šetření kůže, povrchová dávka je nízká a její maximum je až v určité hloubce pod povrchem těla (bývá to 5-35 mm). Záření má vyšší energii než 1 MeV. V lineárním urychlovači se ozařuje brzdým zářením o energii vyšší než 1 MeV a záření β (urychlené elektrony) s energií nad 6 MeV. Záření gama (γ) radioizotopových ozařovačů zahrnuje i ^{137}Cs , které má nižší energii 0,661 MeV. Na několika pracovištích na světě se z experimentálních nebo léčebných důvodů využívají i jiné druhy záření. Jsou to lehké ionty, urychlené protony (Protonové centrum v Praze), neutrony (hadronová terapie).

2.5 Přístroje využívané v zevní radioterapii^{1,5}

2.5.1 Lineární urychlovač^{1, 5, 6}

Nejvíce užívaný a rozšířený základní ozařovací přístroj pro zevní radioterapii. Funguje na principu urychlování nabitých částic (elektrony) pomocí působení elektrického a magnetického pole. Lineární urychlovač tedy obsahuje zdroje iontů a urychlovací systém. Lineární a kruhové urychlovače jsou dva základní typy dle technické konstrukce a tvaru dráhy urychlovače. Urychlené elektrony dopadají na terčík, kde jsou zabrzděny a vzniká fotonový svazek záření (brzdné záření). Toto záření dále terčíkem proniká, svazek fotonů je

⁵ BINAROVÁ, Andrea. *Radioterapie*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009, 253 s. ISBN 978-80-7368-701-4.

⁶ DOROTÍK, Jan. *Radioterapeutické přístroje*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita, 2006, 113 s. ISBN 80-7368-220-6.

homogenizován a tvarován v hlavici přístroje pomocí kolimátoru. Kolimátor je systém vykrývacích clon. Využívá se vícelamelový kolimátor (multileafkolimátor), který má více drobných clon, pomocí nichž dosáhneme nepravidelného tvaru pole. Vícelamelový kolimátor nahrazuje mimo jiné výrobu individuálních stínících bloků, která je časově náročnější. Dle konstrukce urychlovače lze volit více energií fotonů (6 MV, 18 MV) a u duálních typů lineárních urychlovačů lze využívat kromě záření X i urychlené elektrony o různých energiích (4-20 MeV).

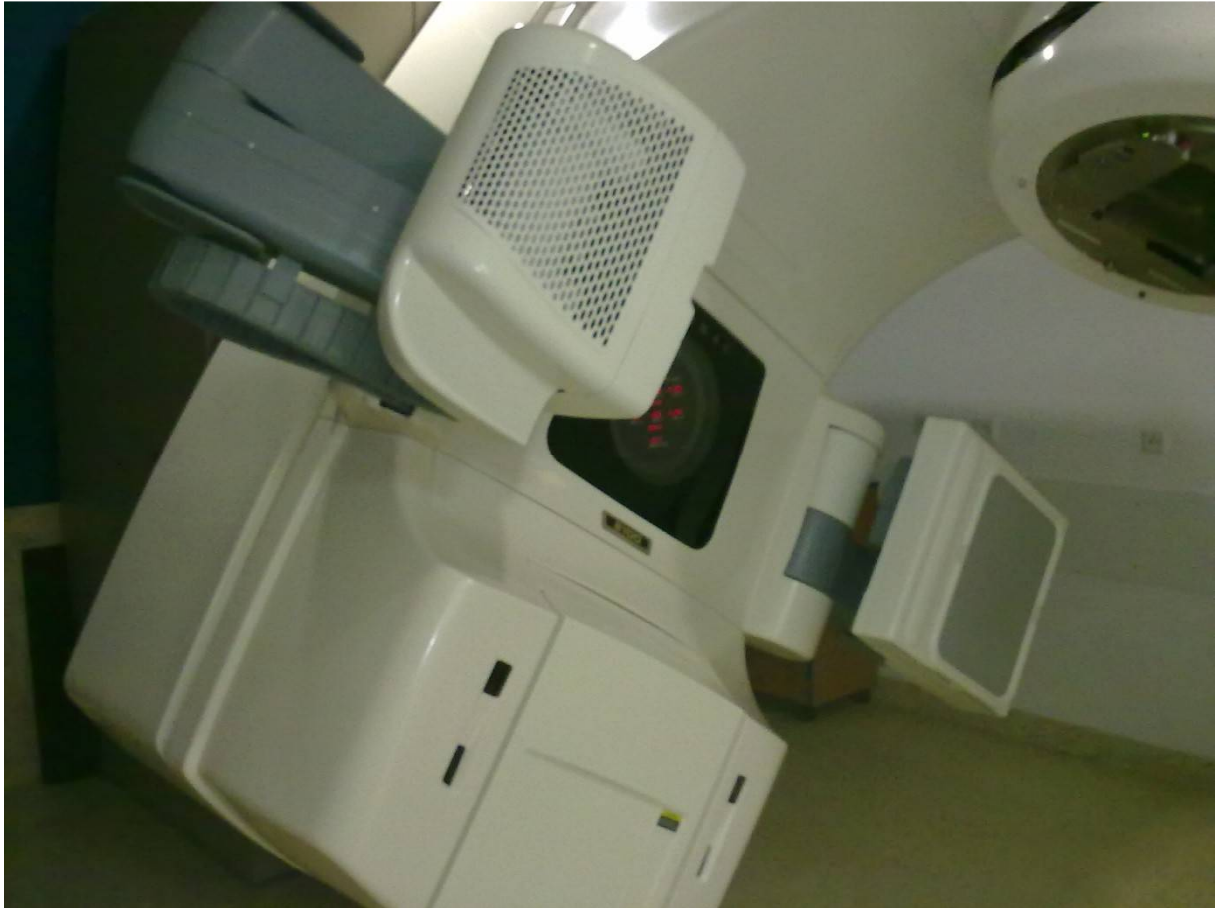
Elektronový svazek záření není veden na terčík, je veden na rozptylovací folii. Tímto způsobem vzniklý široký svazek monoenergetických elektronů je upravován kolimačním systémem a přídatnými tubusy (jsou upevňovány na hlavici ozařovače). Využívají se i vykrývací bloky k tvarování pole. Tento svazek se používá k léčbě kožních a podkožních ložisek. Uplatňuje se ozařovací technika s jedním přímým polem s nastavením na vzdálenost ohnisko – kůže. Součástí konstrukce urychlovače je stůl s plovoucí deskou, který je dálkově ovládán. Umožňuje ozařování izocentrickou technikou, a také polohovat pacienta do různých pozic, umožňuje tedy ozařování z různých úhlů. Lineární urychlovač obsahuje zobrazovací techniky ke kontrole polohy pacienta. Pomocí kilovoltážního či megavoltážního zdroje.



Obrázek 1 Lineární urychlovač⁹



Obrázek 2 Lineární urychlovač Clinac 2100 firmy Varian pro Rapid Arc s cone beam CT



Obrázek 3 Lineární urychlovač Clinac 2100 firmy Varian



Obrázek 4 Výsuvný portál umístěný na urychlovači Clinac 2100 firmy Varian, slouží k verifikaci TPS i ověřování QA přístroje



Obrázek 5 Hlavice urychlovače Clinac 2100 firmy Varian s multileafkolimátorem

2.5.1.1 Rozšířené funkce a uplatnění lineárního urychlovače^{1,5}

Na hlavici lineárního urychlovače lze umístit systém pro stereotaktické intrakraniální ozařování. Využívá se mikrokolimátor nebo kónické kolimátory v kombinaci s pohyby stolu a gantry. Dalším uplatněním lineárního urychlovače je v Tomoterapii. Tomoterapie je kombinace megavoltážního CT s lineárním urychlovačem (6 MV, technika IMRT). Lineární urychlovač je umístěn v gantry CT.

2.5.2 Cyberknife^{1,5}

Robotický ozařovač, v robotickém rameni je umístěn lineární urychlovač o malé hmotnosti a energii 6 MV. Svazek je tvarován vyměnitelnými fixními kruhovými kolimátory (o průřezech 0,5-6 cm) nebo automatickým kolimátorem tvořeným lamelami. Pacient je uložen na robotickém lůžku. Kontrola polohy pacienta a porovnání s daty z plánovacího CT se provádí pomocí dvou rentgenů (snímačů) zavěšených na stropu ozařovny a detektorem pod polohovacím stolem. Snímky se provádí v krátkých časových intervalech. Dle snímků se upravuje poloha pacienta. Součástí cyberknifu je i systém pro sledování dýchacích pohybů. Cyberknife se používá k intrakraniální i extrakraniální radiochirurgii (1-5 frakcí).

2.5.3 Radioizotopové ozařovací přístroje^{1,5}

2.5.3.1 Kobaltový ozařovač^{1,5}

⁶⁰Co (střední energie 1,25 MeV, $T^{1/2}$ 5,3 roku) zdroj se mění každých 5 let a je uložen ve wolframovo-olověném krytu. Zdroj se při ozařování přesouvá do pracovní polohy. Svazek je kolimován dvěma páry clon nebo tvarován pomocí vykrývacích bloků. Kobaltový ozařovač se využívá jen na některá nádorová onemocnění a často na paliativní léčbu. Jsou postupně vyřazovány z provozu.

2.5.3.2 Leksellův gama nůž^{1,5}

Také ozařuje ⁶⁰Co zdroji. Starší přístroje obsahují 201 zdrojů a novější obsahují 192 zdrojů. Kolimace záření probíhá pomocí 3 kolimátorů (dva stacionární v radiační jednotce a jedna výměnná kolimační helmice). Využívá se k ozáření intrakraniální oblasti, cervikální části páteře a k stereotaktické radioterapii.

2.5.4 Rentgenové ozařovací přístroje^{1,5}

Pracují na principu rentgenky. Lze navolit různé druhy napětí, filtry a OK. Těmito parametry se reguluje pronikavost záření. K vymezení ozařovacího pole se používají různé druhy tubusů. Terapie rentgenovými ozařovacími přístroji se využívá převážně v léčbě kožních infiltrací, v nenádorové radioterapii a v paliativní radioterapii. Zdravé tkáně (v blízkosti ozařovaného místa) jsou kryty olovnatou gumou.

2.6 Další zdroje záření v zevní radioterapii^{1,5}

Jsou to zdroje méně klinicky využívané a technicky i finančně nákladné. Terapie pomocí těžkých částic nebo-li hadronová terapie (protony, ionty uhlíkové a heliové). Využívá se specifické dráhy částic, která se nazývá Braggova křivka. Nabité částice (urychlené) předají nejvíce energie těsně před koncem své dráhy v píku Braggovy křivky. Terapie protony se využívá, ale není zatím tak rozšířená (jen několik pracovišť v celém světě). Experimentálně je zkoušena neutronová záchyťová terapie.

2.7 Ozařovací techniky^{1,5}

Výběr ozařovací techniky je individuální. Závisí na umístění, rozsahu a biologickém typu nádoru. Další velký vliv má také typ zvolené léčby, celkový zdravotní stav pacienta a technické vybavení radioterapeutického pracoviště. Ozařovací techniky se dělí na základní (dle počtu (pomocí 1, 2, 3, 4, 5 a více polí) a uspořádání polí) a speciální (velkoobjemové, celotělové, pohybové, stereotaktické ozařování, tomoterapie, IMRT, Rapid Arc).

2.7.1 Velkoobjemové ozařování^{1, 5}

Ozařuje se velký objem těla (větší pole) malými dávkami ze vzdálenosti 100 cm a více. Technika dvou protilehlých polí (AP/PA). Časně po ozáření touto technikou dochází k snížení hodnot krevního obrazu, nevolnosti, zvracení a průjmům.

2.7.2 Celotělové ozařování (TBI - Total Body Irradiation)^{1, 5}

Používá se k destrukci původní krvevotvorby jako příprava před transplantací kostní dřeně. Pacient je uložen ve speciálním lůžku (tvar kolíčky) a nad pacientem jsou umístěny plexisklové desky, které umožňují homogenní ozáření. Plíce jsou kryty individuálně odlitými vykrývacími bloky. Ozařování probíhá několika kyvy přístroje hyperfrakcionačním režimem. Obvykle 6 frakcí po 2 Gy. Vzdálenost zdroj (ohnisko) - izocentrum je 100 cm. Provádí se in vivo dozimetrie u každého ozáření. Pokud dávka nesouhlasí s požadovanou, provede se korekce monitorovacích jednotek.

2.7.3 Polotělové ozařování (HBI - Hemibody Irradiation)^{1, 5}

Zajišťuje úlevu od bolesti například u mnohočetných kostních metastáz (u nádorů prostaty, prsu). Ozařuje se horní nebo dolní polovina těla. Používá se vzácně.

2.7.4 Ozáření lymfatických oblastí¹

- Mantle technika - ozáření uzlin nad bránicí, plíce se vykrývají.
- Technika obráceného Y - ozáření uzlin pod bránicí.
- Total Nodal Irradiation (TNI) - kombinace mantle techniky a obráceného Y.
- Subtotal Nodal Irradiation (STNI) - kombinace mantle techniky a ozáření paraaortálních uzlin s hlem sleziny.
- Ozáření kraniospinální osy - aplikuje se u nádorů, které se šíří mozkomíšním mokem (meduloblastom, uplatňuje se také v dětské radioterapii). Ozařuje se celý centrální nervový systém.
- Ozáření jednoho nebo obou plicních křídel - vhodné individuálně při mnohočetném šíření radiosenzitivních nádorů plicemi (seminom, Ewingův sarkom).
- Elektronová sprcha - aplikuje se při postižení kůže nonHodginskými lymfomy. Kůže se celotělově ozařuje elektronovým svazkem, protože neprostupuje do velké hloubky.

2.7.5 Pohybové ozařování^{1, 5}

Nejčastěji se užívá způsob ozařování pohybujícího se zdroje kolem pacienta, který je v klidu. Způsob ozařování, kdy je v pohybu pacient a ozařovací zdroj v klidu, se skoro nepoužívá. Pohybové ozařování se dělí na rotační a kyvadlovou terapii.

- Rotační terapie: zdroj se kolem pacienta otáčí o 330°-360°. Více se využívá kyvadlová terapie.
- Kyvadlová terapie: zdroj obíhá menší úhel než u rotační terapie. Dochází ke kyvům, které jsou jednoosé nebo dvojosé.

2.7.6 Stereotaktické ozařování^{1, 5}

Cílový objem je zaměřován pomocí přesného trojrozměrného souřadnicového systému a zobrazovací metody (CT/MR). Tento princip je převzatý ze systému využívaného při neurochirurgických výkonech. Dochází k velmi přesnému zaměření a ozáření dané oblasti. Dávka má strmý gradient, a tak za cílovým objemem dochází k strmému poklesu dávky. K ozařování se užívají fotonové svazky záření X (X-knife, Cyberknife) a γ (gama) záření (Leksellův gama nůž). Protonové svazky se již také využívají. Stereotaktické ozařování se dělí na intrakraniální stereotaktické ozařování a extrakraniální stereotaktickou radioterapii. Pacient je fixován u intrakraniálního ozařování stereotaktickým rámem, který je k hlavě fixován čtyřmi šrouby. Neinvazivní fixace je maskou ze speciálního plastu. U extrakraniálních ozařování se používá na míru vytvořená vakuová dlaha.

- Intrakraniální stereotaktické ozařování se dělí na stereotaktickou radiochirurgii a stereotaktickou radioterapii. Stereotaktická radiochirurgie (SRS) se provádí jednorázovou vysokou dávkou záření (12 - 25 Gy nebo vyšší). Tato dávka má mít na cílový objem letální efekt. Takový způsob napodobuje chirurgický výkon. Metodu limituje velikost ložiska (3 - 3,5 cm). Stereotaktická radioterapie (SRT) se provádí ve více frakcích (vyšší dávky 5x5 Gy, 4x6 Gy nebo standardní frakcionace). Ozařují se i větší ložiska než u stereotaktické radiochirurgie. Terapie intrakraniálním stereotaktickým ozařováním se nejčastěji používá u karcinomů a metastáz centrálního nervového systému.
- Extrakraniální stereotaktická radioterapie (SBRT): aplikuje se vysoká dávka záření způsobující nekrózu cílového ložiska, které je umístěno v blízkosti zdravých radiosenzitivních tkání a orgánů (rychlý spád dávky záření ve zdravých tkáních a orgánech). Léčba trvá 1 - 3 týdny. Metoda se využívá u karcinomů plic, jater,

konečnicku, břišních, gynekologických (u kterých není možná brachyterapie) a chirurgicky nepřístupných metastáz.

2.7.7 Tomoterapie^{1,5}

Tomoradioterapie se skládá z jednoho systému (fúze), který obsahuje CT skener a lineární urychlovač určený k terapii. Verifikace se provádí megavoltážním zdrojem CT (MVCT). U MVCT dochází k 200° rotaci zdroje záření a detektoru. Lineární urychlovač (o energii 6 MV, vzdálenost zdroj - izocentrum je 85 cm) slouží k ozařování i verifikaci místo rentgenky. Rotace lineárního urychlovače je synchronizována s posunem úložného stolu, na kterém leží pacient. Synchronizace je uplatněna u zobrazování i ozařování. Při ozařování je svazek modulován bipolárním multileafkolimátorem a ozařuje se v high dose režimu. Zobrazovací CT probíhá v low dose režimu.

„Výhody tomoterapie:

- *Menší nároky na prostory (stavební úspory)*
- *Nižší požadavky na stínění (stínicí bloky součástí přístroje)*
- *On – line zobrazování pro adaptaci ozařovacích plánů*
- *Diferenciální ozařování*

Nevýhody tomoterapie:

- *MVCT – nižší kvalita oproti CBCT*
- *Vyšší radiační zátěž v rámci procesu verifikace“⁵*

2.7.8 Radioterapie řízená obrazem (IGRT - Image Guided Radiation Therapy)¹

Kombinace zobrazovacích technik s konformními ozařovacími technikami (např. IMRT). Tato technika (IGRT) přináší přesnější ozáření, tím se šetří okolní zdravé tkáně. Kromě třetího rozměru může zahrnovat i čas, a pak se kombinace těchto technik označuje 4D. Zobrazovací technika se aplikuje přímo před ozářením a porovnává se (fúze obrazů) pomocí snímků, které byly pořízeny při plánování a dle nichž se zakreslovaly cílové objemy a kritické struktury. Umožňuje odstranit či zmírnit odchylky při mírných změnách polohy, a nebo změnách anatomických struktur (otok či úbytek váhy). Tyto aktuální informace umožňují úpravu nebo přepracování ozařovacího plánu. Dosáhneme tak přesnějšího nastavení a ozáření pacienta. Jednou z metod IGRT je portálové snímkování EPID (Elektronický portálový zobrazovací systém). EPID se skládá z detektorového panelu (složení amorfní křemík a jiné

složky) a naproti je umístěn megavoltážní zdroj fotonového svazku v hlavici ozařovače. Po nastavení pacienta se provede dvojrozměrný portálový snímek (projekce ze dvou kolmých úhlů) pomocí několika monitorovacích jednotek, detekce je provedena elektronicky. Snímek je poté porovnáván s digitálně rekonstruovaným rentgenogramem, který byl získán z plánovacích CT řezů (porovnávání snímků probíhá automaticky nebo manuálně). Porovnání snímků se realizuje dle kostěných struktur nebo implantovaných kovových markerů v cílovém objemu (karcinom prostaty - zlatá zrna).

„Kvalitnějšího zobrazení lze dosáhnout umístěním rentgenky a plošného detektoru v úhlu 90°, resp. 270°, vůči hlavici urychlovače na jeho rameni. Jedno výsuvné rameno nese diagnostickou rentgenku a druhé výsuvné rameno detektor s amorfním křemíkem. Přídavné kilovoltážní systémy jsou označovány XVI (X-ray Volume Imaging, firma Elekta) nebo OBI systém (On-Board Imager, firma Varian). Tímto vybavením lze získat dvojrozměrné snímky, podobné jako se systémem s elektronickým megavoltovým zobrazovacím systémem, kdy postup radiografické verifikace nastavení pacienta je podobný jako u EPIDu, ale verifikační snímky mají vyšší kontrast a rozlišení nebo trojrozměrný CT obraz (Cone-beam CT).“¹

Cone-beam CT (CBCT) je další metodou IGRT. Provádí se širokým kilovoltážním svazkem RTG záření ve tvaru kužele, jednou rotací gantry. Provádí se taktéž k verifikaci pozice pacienta. Cone-beam CT rekonstruuje data v celém objemu. Cone-beam CT lze nahradit statickým RTG snímkem. Korekce a předělání ozařovacího plánu se provádí po zjištění změn v anatomii pacienta (off-line režim) nebo přímo při ozařování (on-line režim). Při on-line režimu se upravují jen translační pohyby stolu, když jsou ozařované struktury mírně vychýleny mimo zakreslené struktury z plánovacího CT, s nímž se CBCT porovnává (provádí lékař). Přídavným vybavením může být systém Respiratory Motion Technology, který je pro korekci pohybů vzniklých při dýchání. Pro korekci či sledování cílového objemu v závislosti na dýchacích pohybech je Real Time Position Management. Vše je zahrnuto do systému Dynamic Adaptive Radiotherapy, který vyhodnocuje výsledky IGRT, dle nichž upravuje ozařovací parametry.

2.7.9 Konformní radioterapie^{1,5}

Conform znamená z angličtiny přizpůsobit. 3D-CRT je jiný název pro konformní radioterapii. Principem je přizpůsobení tvaru ozařovacího svazku podle různého tvaru a objemu nádoru. Dosahuje se homogenního ozáření tumoru, ale i šetření okolních kritických orgánových struktur. Ozařovací pole se tvarují pomocí bloků či vícelamelových kolimátorů

(multileafkolimátorů). Využívá se také inverzního plánování, ke strukturám zakresleným do CT řezů se zadají požadované dávky a přípustné dávky pro kritické orgány. Plánovací systém vygeneruje počet a tvar ozařovacích polí, dávkové příkony a úhly ozařovače na gantry. Toto všechno se dříve při konvenční radioterapii (2D) muselo vytvářet manuálně a ozařovaný objem byl vnímán jen v jedné rovině, a také se používaly jednoduché konfigurace polí. U 4D-konformní radioterapie (4DRT) je jako čtvrtý rozměr braná změna polohy tumoru nebo orgánu v reálném čase při vlastním ozařování. Změna polohy je daná fyziologickými pohyby orgánů (dýchání, srdeční činnost). Uplatňuje se například při ozařování plicních ložisek, u nichž se zvětšuje bezpečnostní lem, aby byla ložiska v ozařovaném poli. Využívá se také systém respiratory gating, kdy je radioterapie řízena dýchacím cyklem. Ozařuje se jen v určité fázi dýchacího cyklu, aby svazek záření mířil vždy do cílového objemu a ne mimo. Všechny tyto vylepšení vedou k adaptivní radioterapii (ART). Každé ozařování je individuálně přizpůsobeno pacientovi a průběžně se upravuje, aby bylo co nejpřesnější, nejučinnější a šetřilo zdravé okolní tkáň.

2.8 Radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT)^{1, 4, 5, 7, 8}

Intensity modulated radiotherapy (IMRT) patří k nejnovějším ozařovacím technikám v zevní radioterapii. Ke vzniku (1988 – 1994) této techniky dopomohl vynález vícelamelového kolimátoru v roce 1965 (Takahashi) a rozvoj výpočetní techniky (1988 – 1994). V roce 1988 Brahmem byla poprvé uplatněna technika inverzního plánování s IMRT.

2.8.1 Techniky aplikace ozařovací techniky IMRT^{1, 4, 5, 7, 8}

Dříve se využívaly trojrozměrné kompenzační filtry. Byl vyřezáván trojrozměrný inverzní model chybějící tkáň, vyplněn materiálem, který zeslabuje záření. Tato technika byla náročná na přípravu a filtr byl k jednorázovému použití. Dnes se využívají převážně vícelamelové kolimátory. Šířku lamel udává výrobce, bývá od 5 do 12,5 mm.

Step and shoot je technika, kdy jsou pomocí vícelamelového kolimátoru vytvářena statická pole a ozařuje se z různých (více) směrů. Sliding window je technika, kdy se posun lamel

⁷ ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén, c2007, xviii, 457 s. ISBN 978-80-7262-469-0.

⁸ WEBB, Steve. *Intensity-modulated radiation therapy*. Bristol: Institute of Physics Pub, 2001. ISBN 0 7503 0699 8.

vícetlamelového kolimátoru uskutečňuje v průběhu ozařování statickým polem z více směrů. Sekvenční kyvy (úzká navazující pole) a pohybová terapie s technikou sliding window jsou další techniky. IMRT má základní dělení na fixní polohu hlavičky a rotaci hlavičky.

2.8.1.1 Fixní poloha hlavičky při IMRT⁷

- **Sliding windows (fixní poloha hlavičky)**

Protilehlé páry lamel multileafkolimátoru se pohybují napříč svazkem a moduluji dávkový příkon v ozařovaném poli. Svazek je zapnut po celou dobu pohybu lamel. V plánovacím systému je vypočtena ideální dávková fluence a ta je přepočtena na pohyb lamel, a pak na reálnou fluenci záření (počítá s průnikem záření lamelami, rychlostí pohybu lamel a s průnikem záření na konci lamel).

- **Step and shoot (fixní poloha hlavičky) – několik statických segmentů**

Ozařovací pole se dělí na několik subpolí, každé subpole má vlastní nastavení lamel a vlastní dávku (segmentovaný multileafkolimátor). Vždy po ozáření subpole je svazek vypnutý a po přejetí lamel do pozic, které jsou pro ozáření dalšího subpole, se svazek opět zapíná.

2.8.1.2 Rotace hlavičky⁷

- **Sekvenční – rotační terapie se současnou modulací intenzity (IMAT)**

„Zde je vícetlamelový kolimátor tvořen obvykle 20 protilehlými páry clon v tzv. binárním režimu. Buď je clona v ozařovacím poli a vykryvá svazek, nebo je mimo pole. Pohyb lamel dosahuje rychlosti až 50 cm/s a během rotace hlavičky moduluje svazek podle požadavků na dávkové rozložení. Při každém kyvu je ozářen objem o tloušťce 2 cm. Přesným podélným posunem stolu na něj navazuje další. Tím není velikost ozařovaného objemu omezena velikostí primárního pole ozařovače.“⁷

- **Sliding windows – rotace hlavičky**

Technika kombinuje sliding windows s kyvem. Hlavička rotuje, a zároveň se přeměňují pozice lamel vícetlamelového kolimátoru, aniž by byl svazek vypnut.

- **Sekvenční ARC a posun pacienta – tomoterapie (rotace hlavičky)**

Kombinace sekvenční ARC metody s funkcí aktivní kontroly dýchání a s posunem stolu s pacientem.

2.8.2 Princip IMRT^{1, 4, 5, 7, 8}

Při IMRT dochází k modulaci svazku záření i intenzity záření. Svazek záření i dávka se přizpůsobují tvaru nádoru. Toho docílíme díky vícelamelovému kolimátoru. Mimo cílový objem dochází k prudkému spádu dávky (šetření okolních tkání). Různé intenzity záření dosáhneme pomocí vícelamelového kolimátoru, pro který byla během optimalizace (inverzního plánování) spočtena v plánovacím systému fluence záření. Tato fluence definuje přesný pohyb lamel. Technika IMRT využívá více ozařovacích polí v různých kombinacích. U této techniky se uplatňuje inverzní plánování. Nejrozšířenější technikou IMRT je step and shoot a sliding windows. Na stávajících urychlovačích lze tyto techniky provádět pomocí vícelamelového kolimátoru a doplňkových programů pro dynamickou terapii. Step and shoot je technikou, kdy jsou pole statická. Při vypnutém ozařování se nastaví další pole najetím lamel kolimátoru (pomocí počítače) do požadovaného tvaru a spustí se ozařování. Během ozařování se lamely nepohybují. Toto ozáření je časově náročnější. Podle množství polí trvá ozáření 10 - 18 minut. Další technikou a vývojem IMRT je technika sliding windows. Lamely kolimátoru se pohybují během ozařování a tvarují cílový objem bez přerušení ozařování. Z této ozařovací techniky se postupně dalším technickým zdokonalováním vyvinula technika IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) a VMAT (Rapid Arc).

Vše je kontrolováno zkouškami provozní stálosti urychlovačů a jednou za rok zkouškou dlouhodobé stability. Musí se provést úvodní měření a nastavení parametrů urychlovače pro dynamickou terapii. Provádí se také testy provozní stálosti urychlovače se zaměřením na IMRT. Je doporučeno dozimetricky ověřovat každý ozařovací plán.

2.8.3 Úvodní nastavení parametrů urychlovače pro IMRT⁷

1) Multileafkolimátorová transmise

Měří se průnik záření lamelami vícelamelového kolimátoru (multileafkolimátoru). Přispívá k celkové dávce a jeho velikost bývá okolo 2 %.

2) Přesnost nastavení pozic lamel

Velká chyba v dávce může nastat u malých polí a milimetrových chyb v nastavení lamel.

3) Dozimetrická separace lamel

Při konstrukci lamel proniká na okraji lamely více záření, které také přispívá k celkové dávce. K výpočtu se nastavuje právě dozimetrická separace lamel.

2.8.4 Zkoušky provozní stálosti^{1,7}

Kontroluje se správnost funkce lamel vícelamelového kolimátoru v různých režimech. Většinou se toto měření provádělo pomocí zobrazení kolimovaného záření na filmy. Na filmech se hodnotily vytvořené obrazce (hodnocení multileafkolimátorovými soubory). Tyto soubory byly většinou součástí programového vybavení firmy. Dnes se toto měření provádí častěji pomocí EPID (Electronic Portal Image Dosimetry).

2.8.5 Plánování radioterapie IMRT technikou^{1,5,7,8}

Příprava pacienta se podobá přípravám jako u ostatních technik. Provede se lokalizace cílového (ozařovaného) objemu. Použijí se fixační pomůcky a provede se plánovací CT. K fixaci hlavy, krku či ramen se používá fixační maska se speciální podložkou. Podložka je upevněna na stůl a přesahuje přes něj (je vysunuta). Toto upevnění podložky zajišťuje, aby stůl neovlivňoval rozložení dávky. Všechny pomůcky použité při plánovacím CT musí být stejné i při ozařování, včetně zachování polohy pacienta. Tloušťka CT řezu bývá obvykle 3 či 5 mm. Počet řezů nad i pod cílovým objemem je vyšší, kvůli možnému nekoplanárnímu uspořádání polí. U nekoplanárního uspořádání polí se musí dohlížet na to, jestli pole pokrývá ozařovaný objem a celé vstupuje uzavřeným objemem těla. Pokud pole vstupuje do plánovacího objemu mimo poslední CT řez, plánovací systém vypočítá fluence a dávkové rozložení, ale je chybné rozložení dávky v cílovém objemu. Při této chybě se musí zvolit jiné uspořádání polí. Po zhotovení plánovacího CT se zakresluje cílový objem, kritické struktury a určuje se rozsah dávek. Pokrytí pro PTV (planning target volume) je 95 – 107 % požadované dávky. Dále se dávka řídí typem kritických orgánů a typem ozařovaného objemu. Při optimalizaci měníme procentuelní váhu na PTV i kritické orgány, kvůli dosažení vhodného rozložení dávky. Rozvržení polí u IMRT vychází z klasické terapie. Máme-li orgán, který musí obdržet co nejnižší dávku, tak se volí pole takové, aby svazek neprocházel orgánem. Nejsou tedy vhodná pole protilehlá. Volí se kombinace 5 – 8 polí. U 90 % plánů se využívají koplanární pole. Po procesech optimalizace se zvolí nejvhodnější plán dle DVH (dose volume histogram). Poté se ověřuje poloha izocentra na simulátoru. Poloha izocentra se zjišťuje z předního a bočního pole, i když se tímto polem neozařuje. Toto ověřování je snadnější než digitálně rekonstruovaná rentgenogramová projekce jednotlivých ozařovacích polí, která je nepřehledná. Nebo se ověřuje (poloha izocentra) pomocí CT simulátoru. K CT simulaci se používá plánovací CT přístroj. Principem simulace pomocí CT je zakreslování ozařovacích značek dle prostorových souřadnic (X, Y, Z), které jsou vygenerovány plánovacím systémem. Tyto značky se zakreslují pomocí souřadnicového laserového systému na kůži pacienta.

Provede se topogram, na němž se vyznačí rozsah vyšetřované oblasti a provede se CT vyšetření. Výsledné CT řezy se posílají do plánovací konzoly radiačního onkologa, slouží k následnému zjištění pozice izocentra. Pro každé ozařovací pole je vypočtena fluence dávky, která je výsledkem procesu plánování. Poskládáním fluencí všech polí se získá požadované rozložení dávky.

„Pro princip navýšení dávky v určitém menším objemu, který je součástí plánovacího cílového objemu (PTV), se používá pojem simultánní integrovaný boost (SIB). Jako příklad lze uvést jeho použití např. v léčbě nádorů hlavy a krku, kde je často používaná technika postupně se zmenšujících polí, shrinking field technika. V první sérii je ozařován nádor se svodnou lymfatickou oblastí a po dosažení určité dávky je v druhé sérii ozařován již zmenšený objem. Jsou tedy vypracovány dva ozařovací plány. U SIB jsou však tyto dva objemy zatíženy různou dávkou a ozařovány současně. Je tedy vypracován jeden ozařovací plán na celou léčbu. Pacient neabsolvuje další simulace. Navíc u SIB je dosaženo i více konformní objemové distribuce dávky.“¹

„Celý proces plánování (zejména zakreslení cílových struktur, výpočet, verifikace před zahájením léčby) i ozařování technikou IMRT je časově náročnější oproti 3D-CRT. Při technice IMRT může docházet ke zvýšení integrální (celkové objemové) dávky, a to z důvodu většího množství rozptýleného záření při použití většího počtu monitorovacích jednotek (délka ozáření) a většího počtu ozařovaných polí (ozářen větší objem těla). Nárůst integrální dávky může ovlivňovat výskyt sekundárně indukovaných nádorů, což je nutné zohlednit zejména u dětí, kdy vyvíjející se organismus je radiosenzitivnější.“¹

2.8.6 Dozimetrické ověření IMRT plánu⁷

Jsou dva názory na ověřování vypočítaného plánu u IMRT techniky. Ověřují se plánovací systémy Cadplan a Eclipse pomocí fantomů Quasar. První názor je, že jestli jsou splněny limity zkoušek provozní stálosti a dlouhodobé stability (pro lineární urychlovač s multileafkolimátorem i plánovací systém), nemusí se kontrolovat každý ozařovací plán. Druhým názorem je, že by se měla ověřovat správnost vypočtené fluence u každého plánu, protože je IMRT technika složitá. Autoři kapitoly, z které čerpám se přiklánějí k druhému názoru. Ověřují se také reálné plány pacientů. Před přípravou pacienta k ozařování se zvažuje zda bude vhodné použití IMRT techniky.

2.8.6.1 Varianta postupu dozimetrického ověřování IMRT plánu pro plánovací systém Eclipse a Cadplan^{1,5,7}

Tento postup byl použit na pracovišti autorů publikace⁷, ze které čerpám. Celý postup dozimetrického ověřování IMRT je v přímé citaci, nešel by parafrázovat, protože je přesně daný. Práce není doplněna obrázky, na které je odkazováno v textu přímé citace. Obsah obrázků je v citaci dostatečně popsán.

„Jak bylo výše uvedeno, výsledkem plánovacího procesu IMRT techniky je vypočítaná optimální fluence pro každé pole. Při výpočtu dávkového rozložení je převedena na fluenci aktuální, která bere v úvahu vlastnosti konkrétního MLC. Tuto fluenci lze beze změny importovat v plánovacím systému na jiné pole, např. do vodního fantomu a vypočítat dávkové rozložení. Ve fantomu skutečném potom zkontrolovat dozimetrem dávku v bodě, nebo dávkové rozložení vypočítat v určité hloubce fantomu ve frontálním pohledu, ozářit film nebo portální snímač a zkontrolovat dávkové rozložení. Jestliže dávka i dávkové rozložení ve fantomu měřené a vypočtené souhlasí, lze předpokládat, že bude souhlasit i při reálném ozáření a aplikovaná dávka bude správná. Příprava verifikačního plánu v plánovacím systému Eclipse a Cadplan je poněkud odlišná, ozáření filmu a měření ionizační komorou je stejné.

A. Import fluence a měření dávky

K ověření dávky a dávkového rozložení se používá v obou plánovacích systémech geometrického fantomu 30 x 30 x 20 cm, ekvivalentního vodě. Do fantomu je importována fluence kontrolovaného pole, vypočítá se dávkové rozložení a normalizuje se do bodu malého spádu dávky kvůli možné chybě nastavení ionizační komory (obr. 34. - 12.). Lze doporučit měřit co nejmenší komorou nebo MOSFETY právě kvůli chybě nastavení. Toto se provede pro každé pole zvlášť. Provede-li se několik měření pro všechna pole najednou z jednoho směru i pro konfiguraci polí z reálného ozáření, pak nastává riziko, že kladné a záporné odchylky se vyruší a celková dávka bude správná. Pokud se IMRT plán kontroluje, tak pro každé pole zvlášť. Rozdíl mezi vypočtenou a naměřenou hodnotou se považuje za dobrý pro + 3 %. V případě, že je vyšší, lze doporučit kontrolu, zda v sagitálním řezu není velký spád dávky, není-li, opakuje se měření ještě jednou.

B. Import fluence a kontrola dávkového rozložení

V tomto kroku se používá pro plánování a měření stejný fantom a stejný přenos fluence. Dávkové rozložení se vypočítá v hloubce 5 cm a zobrazí se na frontálním řezu v této hloubce, pak se normalizuje na maximální hodnotu dávky v tomto řezu. Vytiskne

se v měřítku 1 : 1. Na plánovacím systému Cadplan se znovu aktualizuje fluence na danou normalizaci. Měření se provádí ve stejném fantomu v hloubce 5 cm, film kolmo k ose svazku. K měření se používají filmy Kodak X Omat V a každé balení filmů se kalibruje. Film se ozáří dávkou 1 Gy v maximu. Filmy se vyvolávají v automatu stejným režimem, jako diagnostické filmy ze simulátoru. Optická hustota filmů se hodnotí laserovým skenerem. Zde je třeba kalibrovat i koordinační systém. Vyhodnocení filmů se provádí přeložením výtisku z plánovacího systému a skeneru. Hodnotí se 90, 80, 70, 50 a 20 % izodóza a diference mezi vypočtenou a změřenou hodnotou do 3 mm se pokládá za dobrou. Ne vždy jsou diference do 3 mm. Velmi záleží na vyvolání filmu a kalibraci filmu. Na obr. 34. - 13. jsou zobrazeny vypočtené izodózy 49, 50 a 51 %. Jen 2 % chyba ve vyvolávacím procesu vede i k 2 cm rozdílu vypočtených a změřených izodóz. V takových případech se hodnotí tvar izodózních křivek, poloha maxima vypočteného a naměřeného a hodnota optické denzity ve sporných oblastech filmu. Výše uvedené hodnocení souhlasu požadované a vypočtené dávky je programově zpracováno tzv. gama analýzou.

C. Ověření

Ze závěru měření v bodech A. a B. jsme se rozhodli, že budeme ověřovat IMRT techniky na fantomu, určeném přímo pro tato měření (obr. 34. - 14.). Do tohoto fantomu je možno vložit filmy v několika rovnoběžných rovinách a měřit v několika bodech ionizační komorou nebo MOSFET detektory. Bude se volit stejná konfigurace polí jako při reálném ozáření pacienta, měřit dvěma ionizačními komorami a třemi MOSFET detektory. Měřit se budou všechna pole najednou, ale ionizačními komorami se budou sledovat příspěvky jednotlivých polí. Jestliže při měření dávky bude chyba větší než 3 %, lze zpětnou analýzou plánu vysledovat, které pole je mimo rozsah. Lze také sledovat souhlas příspěvků jednotlivých polí k celkové dávce a jejich souhlas s plánem. Měření bude provedeno na třech filmech a měření ionizačními komorami nebo MOSFETY detektory v několika rovinách. Na obr. 34. - 15. a 34. - 16. jsou v grafech uvedena dozimetrická měření pro nádory v oblasti krku a nádory prostaty. Při ozařování prostaty se označují výše uvedené objemy stejně jako u 3D-CRT techniky. Pro lepší dávkové rozložení v oblasti rekta je vhodné zavést pomocný objem - HELP (zadní část rekta). Na obr. 34. - 15 jsou zobrazeny naměřené hodnoty pro pacienty s nádory prostaty. Střední hodnota chyby se pohybuje kolem - 1,5 % (měřeno komorou PTW Farmer o objemu 0,6 cm³ - nejspíše se projevuje vliv velikosti komory). Na dalším obr. 34.- 16. je stejné měření pro pacienty s nádory v oblasti krku a zde je

střední chyba blízká nule. Rozptyl hodnot je však mnohem větší. U této techniky se jedná většinou o velká pole s velkými dávkovými spády jak ve frontálních, tak i v sagitálních směrech ozařovaného pole. Malá chyba v pozici komory tak vede k větším chybám měření do kladných i záporných odchylek. První měření v IMRT fantomu bylo provedeno ionizační komorou umístěnou v bodě $X = -4 \text{ cm}$, $Y = 7,5 \text{ cm}$ a $Z = 0 \text{ cm}$ při souřadnicích izocentra $X = 0 \text{ cm}$, $Y = 10 \text{ cm}$ a $Z = 0 \text{ cm}$. Dávka $2,4 \text{ Gy}$ byla normalizována do bodu měření. Byl měřen příspěvek jednotlivých polí a i přes malý podíl některých polí k celkové dávce nepřesáhl rozdíl vypočtené dávky a měřené dávky 3% . Souhlas měřené a vypočtené dávkové distribuce na obou filmech (v rovině izocentra a $2,5 \text{ cm}$ od izocentra) byl do 5 mm na 50% izodóze.

Nelze jednoznačně říct, která metoda měření je lepší. Měření v deskovém vodě-ekvivalentním fantomu je pracnější, ale lze změřit každé pole zvlášť, a tak eliminovat jeho možný malý příspěvek k celkové dávce. Při složitějších fluencích lze najít malý spád dávky nejen v XY pohledu, ale i v XZ pohledu, a tak zmenšit chybu měření při nepřesném nastavení komory. Naopak měření v IMRT fantomu je přesnější z hlediska nastavení komor nebo MOSFET detektorů a lze měřit dávku i filmy najednou. Větší chyby měření budou u polí s malým příspěvkem k celkové dávce a u polí, kde detektory leží ve vysokém gradientu dávky. Popsaná metoda ověřování dávky a jejího rozložení pro pacienty ozařované IMRT technikou je podle názoru autorů kapitoly v době psaní textu dostačující. Samozřejmě existují i jiné metody (portálová dozimetrie, pole ionizačních komor). Definitivní doporučení kontrol IMRT techniky je otázkou diskuze.“⁷

V současné době se dozimetrické ověření IMRT (či Rapid Arc) plánů provádí častěji pomocí EPID (elektronická portálová dozimetrie) implementované do plánovacího systému. Další z možností je v současnosti program Epiq¹² (viz. kapitola 3.3.4) nebo použití některého z komerčně dostupných měřidel založených na 2D, či 3D polích detektorů. V současné praxi bývají také obvyklé programy určené pro nezávislý výpočet monitorovacích jednotek (MU) jako ověření přesnosti výpočtů plánovacím systémem (např. RadCalc). Obecně záleží na přístroji, ozařovací technice a zvyklostech pracoviště.

2.8.7 Klinické možnosti uplatnění IMRT a vlastnosti IMRT při jeho používání⁷

IMRT tvaruje prostorově svazek záření a moduluje fluenci napříč svazkem na rozdíl od 3D-CRT ozařovací techniky. Těmito aspekty je dodání dávky přizpůsobeno tvaru cílového objemu, tím dosáhneme většího šetření zdravých tkání. Technika je vhodná i pro cílové objemy složitějších nebo i konkávních tvarů. V plánovacích studiích, které srovnávaly IMRT s konvenční radioterapií, byly získány výsledky potvrzující dozimetrické výhody IMRT u více nádorových lokalit (nádory hlavy a krku, karcinom štítné žlázy, karcinom jícnu, karcinom pankreatu, karcinom žaludku, karcinom prostaty, karcinom vulvy, karcinom anu a dalších lokalit). Dokument Americké společnosti pro terapeutickou radiologii a onkologii (ASTRO) a Americká asociace fyziků v medicíně (AAPM) popsaly rozdíly v plánování a ozařování mezi technikami IMRT a konvenční radioterapií.

Jsou to tyto rozdíly:

- dodání dávky do cílového objemu je u IMRT více stejnorodé, a tak může být předepsání dávky do jednoho bodu nedostatečné;
- mapy intenzity u IMRT obsahují řadu extrémů, může dojít k nesprávnému umístění a orientaci modulovaných svazků;
- při aplikaci techniky IMRT může docházet k úniku záření mezi listy kolimátoru, a tím se zvyšovat celková (celotělová) dávka, protože urychlovač aplikuje mnohem více monitorovacích jednotek, aby byla dodána požadovaná dávka do cílového objemu;
- primární nádor a subklinická choroba jsou IMRT technikou ozářeny současně, ale nelze použít pro oba objemy současně standardní frakcionaci;
- je důležitá znalost radiologické anatomie u konformních technik a hlavně IMRT;
- při ozařování pomocí IMRT je důležitá fixace pacienta do nehybné polohy a kontrola přirozených pohybů ozařovaného objemu a rizikových orgánů;
- je důležitá procedura zajištění kvality, aby mohla být technika IMRT správně uplatněna.

2.8.8 Pacienti vhodní pro IMRT⁷

Všeobecně jsou vhodní pacienti, pro které je ozáření touto technikou přínosné. Hlavně z hlediska šetření okolních tkání. Tato technika je také vhodná pro pacienty, jimž by ostatní techniky nedokázaly bezpečně dodat letální dávku do celého PTV tak, aby nebyly překročeny toleranční dávky zdravých tkání.

2.8.9 Výhody a nevýhody IMRT⁵

„Výhody IMRT

- *Významem pro kvalitu života je především šetření zdravých tkání a orgánů.*
- *V rizikových orgánech je nižší dávka a v cílovém objemu navýšená, v současné době přichází tedy v úvahu ozáření i nádorů v blízkosti rizikových orgánů (u PTV konkávních tvarů).*

Nevýhody IMRT

- *Především technické požadavky na ozařovač (lineární urychlovač s MLC umožňujícím IMRT), dále plánovací software umožňující inverzní plánování.*
- *Nutnost naprosto přesné definice jednotlivých objemů v CT, MR, SPECT, PET obrazech a programy potřebné k fúzi těchto obrazů v plánovacích systémech.*
- *Nákladné fixační pomůcky zajišťující přesnou reprodukovatelnost ozařovací polohy.*
- *Časově náročné definování objemů, proces inverzního plánování, dosimetrie, verifikace a to u každého pacienta.*
- *Vysoké nároky na personál (radioterapeuty a fyziky), především na jejich zkušenosti a kvalifikaci.*
- *Zásadní nevýhodou je však cenová náročnost, a to jak u přístrojového, tak softwarového, fixačního a dozimetrického vybavení, což se odráží na ceně léčby každého pacienta.“⁵*

2.9 Rapid Arc^{1, 9, 10}

„Další pohybové techniky IMRT jsou realizovatelné pomocí konvenčních lineárních urychlovačů s klasickým dynamickým kolimátorem. První metoda - IMAT (Intenzity Modulated Arc Therapy - pohybová terapie se svazkem s modulovanou intenzitou), využívala mnoha obloukovitých pohybů ramene, kdy lamely měnily svoji polohu v průběhu rotace. Stupeň intenzity modulace souvisel s počtem svazků na oblouku a počtem oblouků. Nevýhodou byla dlouhá ozařovací doba. Další, v praxi používané, způsoby pohybové terapie vyšly z této metody:

*Volumetric-Modulated Arc Therapy (VMAT) - Radioterapie s objemově modulovanou intenzitou, vychází z principu IMAT, kdy další proměnlivé faktory - rychlost rotace gantry, dávkový příkon a orientace MLC ovlivňují modulaci a tak snižují počet potřebných kyvů (oblouků). Tím je zkrácen ozařovací čas. Technické řešení volumetrické rotační IMRT se liší podle výrobce ozařovače. Firma Elekta má komerční termín VMAT, který popisuje jejich komerční řešení tohoto způsobu ozařování, firma Varian Medical Systems používá pro svůj komerční způsob realizace VMAT název Rapid Arc a firma Siemens Cone Beam Therapy.*¹

Rapid Arc je vývojem techniky IMRT a rozšířením IMRT o další funkce, resp. „stupně volnosti“ pro plánování léčby a samotné ozařování. Hlavními znaky, které odlišují Rapid Arc od IMRT jsou měnící se rychlost lamel MLC, rychlost gantry urychlovače a dávkový příkon během ozařování. Dokáže přesněji ozářit cílový objem a více šetřit zdravé tkáně a kritické struktury. Doba ozařování je výrazně kratší (2 - 8 krát rychleji) než u IMRT. Zkrácení ozařovacího času umožňuje ozářit více pacientů. Vlastností Rapid Arc (pohybové terapie) je, že pomocí jednoho kyvu gantry lineárního urychlovače lze dodat 3D tvarovanou dávku. Do cílového objemu je dávka dopravena najednou. Ostatní rotační techniky dodávají dávku řez po řezu (spirálové IMRT) nebo kyv po kyvu (IMAT). Jedním kyvem dokáže Rapid Arc dodat dávku 2 Gy za méně než dvě minuty. Dodá méně MU (monitorovacích jednotek) na frakci, přibližně 50 - 600 MU u fotonového záření a 100 - 1000 MU u elektronového záření. Technika Rapid Arc je prováděna pomocí vhodných typů lineárních urychlovačů společnosti

⁹ VARIAN MEDICAL SYSTEMS. *Varian medical systems* [online]. Varian Medical Systems, Inc 3100 Hansen Way Palo Alto, CA 94304-1038, 1999, 2013 [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://www.varian.com/us/index.html>

¹⁰ AMEDIS, spol. s r.o. *AMEDIS, spol. s r.o.* [online]. Bobkova 786, 787 198 00 Praha 9, 1999 - 2014 [cit. 2014-03-08]. p9hzdxs. Dostupné z: <http://www.amedis.cz/>

Varian a multileafkolimátorů Millennium MLC - 120 (120 listový kolimátor). Je využíván zobrazovací systém OBI (On-Board Imager). K modulaci dávky dochází během otáčení gantry pohyblivými lamelami MLC a pomocí změn dávkového příkonu. U fotonového záření se používají dvě volitelné energie (6 MV a 18 MV) a u elektronového záření až 6 energií (6 - 22 MeV).

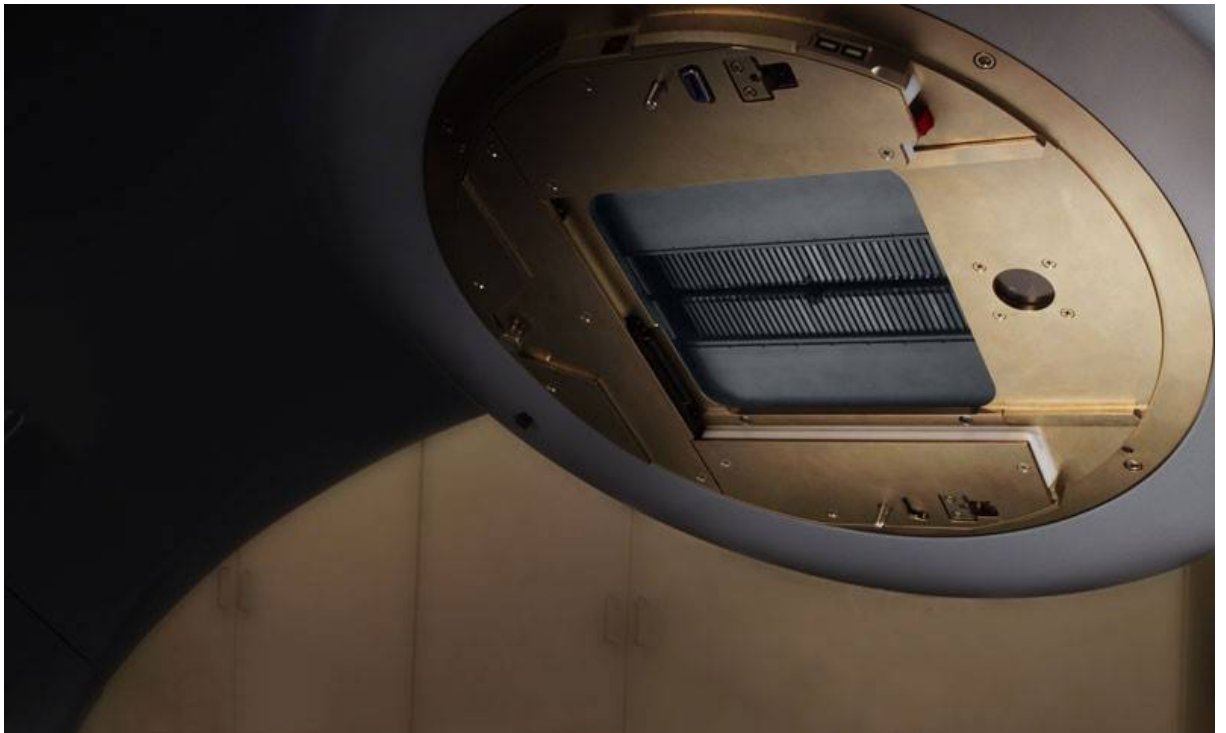
2.9.1 Výhody a nevýhody Rapid Arc^{9,10}

Výhody Rapid Arc:

- krátká doba ozařování,
- dávka je dopravena do cílového objemu najednou jedním či dvěma kyvy,
- méně monitorovacích jednotek než u IMRT přesnější ozáření,

Nevýhody Rapid Arc:

- déle trvající QA,
- déle trvající optimalizace,
- další nevýhody jsou stejné jako ty, co jsou uvedené výše v předešlé kapitole (nevýhody IMRT).



Obrázek 6 Lamely multileafkolimátoru¹⁰

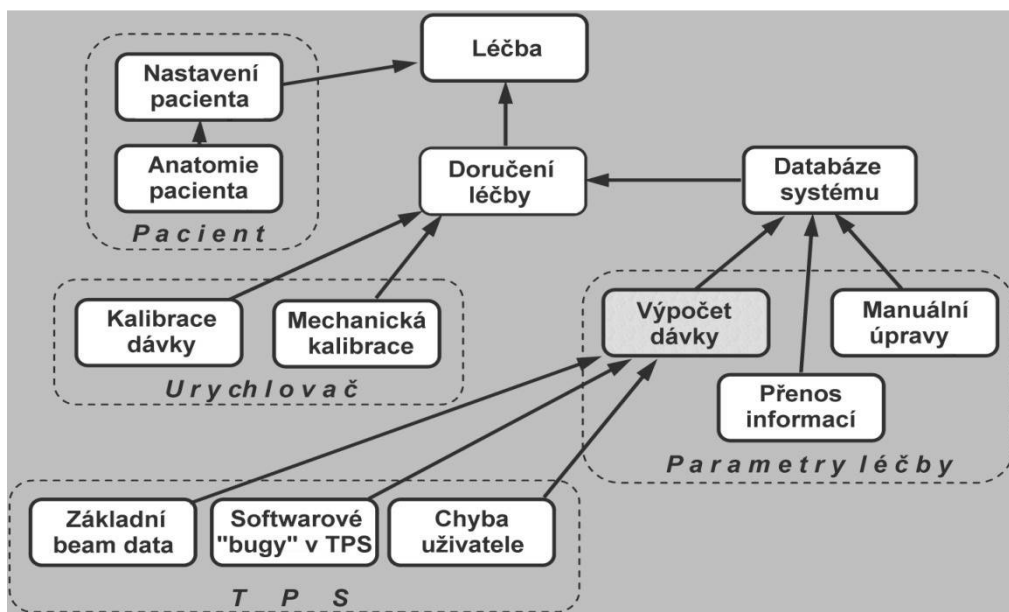
3 PRAKTICKÁ ČÁST^{9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16}

Praktická část obsahuje popis metodiky zkoušek lineárního urychlovače s technikou Rapid Arc a jejich následné vyhodnocení. Tyto zkoušky jsou rozšířením testů pro klasickou IMRT techniku. Další součástí je dozimetrická verifikace ozařovacích plánů, která je taktéž odlišná od IMRT, pomocí programu Epiqa. Praktická část také zahrnuje rovněž popis nezávislého ověření plánovacího systému Eclipse pomocí programu RadCalc. Tyto kontroly však pokrývají jen určitou část celkového řetězce možných chyb v radioterapii jak je patrné z obrázku 7. Proto je v radioterapii aplikován celkový systém zabezpečování kvality (PZJ – program zabezpečování jakosti schvalovaný SÚJB) pokrývající tento systém jako celek.

K zajištění kontroly kvality lineárního urychlovače s technikou RapidArc se provádí testy: kontrola polohové přesnosti pohybu lamel DMLC (dynamického multileafkolimátoru), kontrola přesnosti a variability dodání dávky a kontrola pohybu a rychlosti gantry s DMLC. Testy mají stupňovitý charakter. Pokud jsou výsledky těchto testů správné, lze lineární urychlovač považovat za bezpečný pro ozařování a uvolnit ho do klinického provozu. Pohyb DMLC, dodání dávky a pohyb a rychlost gantry funguje správně. Tyto testy jsou pro RapidArc oficiálně poskytovány výrobcem (Varian) a jsou publikovány v práci Ling CC, et. al: Commissioning and Quality Assurance of Rapid Arc Radiotherapy Delivery System.

¹¹ LING, C. Clifton, Pengpeng ZHANG, Yves ARCHAMBAULT, Jiri BOCANEK, Grace TANG a Thomas LOSASSO. Commissioning and Quality Assurance of RapidArc Radiotherapy Delivery System. *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics* [online]. 2008, vol. 72, issue 2, s. 575-581 [cit. 2014-03-30]. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2008.05.060. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360301608024644>

¹² EPIDOS S. R. O. *EPIDOS s. r. o.* [online]. Bratislava, Slovensko, 2009, 11. prosince 2012 [cit. 2014-03-30]. Dostupné z: www.epidos.eu



Obrázek 7 Na obrázku jsou zobrazeny typické zdroje chyb v radioterapii, šipky ukazují cestu šíření chyb¹³

3.1 Metodika

Rutinní QC (quality control) program pro Rapid Arc lze rozdělit do dvou kategorií:

- **testy související s nastavením ozařovače**
 - mechanické
 - dozimetrické
- **testy související s jednotlivými ozařovacími plány**
 - nezávislá kontrola přesnosti doručené dávky

¹³ KARLSSON, Mikael, Anders AHNESJÖ, Dietmar GEORG, Tufve NYHOLM, Jörgen OLOFSSON. *Independent Dose Calculations Concepts and Models* [online]. 2010-First edition. Mounierlaan 83/12 – 1200 Brussels (Belgium): ©2010 by ESTRO, 2010 [cit. 2014-04-01]. ISBN 90-804532-9. Dostupné z: <http://www.estro.org/school/articles/publications/publications>

3.2 Plánovací systém Eclipse

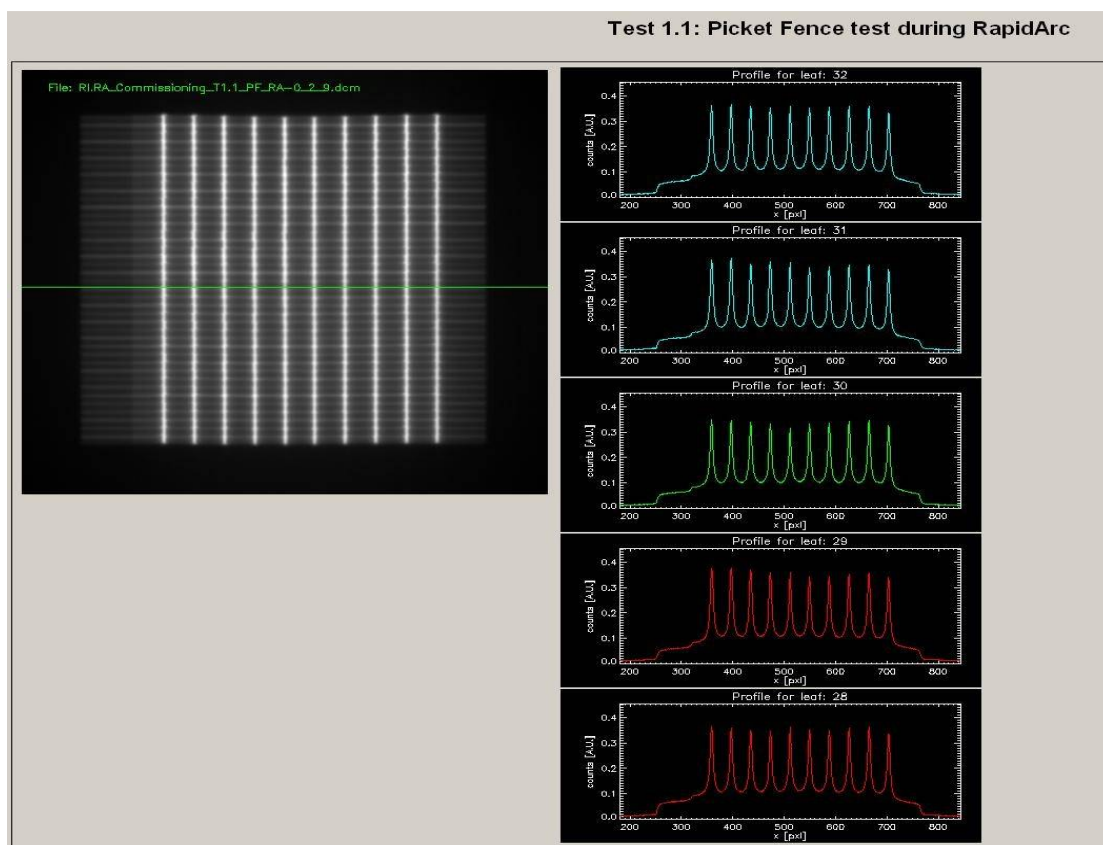
Plánovací systém Eclipse je komplexní softwarový nástroj, který se využívá k plánování radiační terapie (vytváření ozařovacích plánů pro pacienty) pro urychlovače firmy Varian. Využívá se pro techniku Rapid Arc i IMRT. Dokáže vyhodnocovat virtuální simulace a umožňuje nastavení polí, obsahuje komplexní šablony klinického protokolu, automatické tvarování (umístění) polí, 3D modely pacienta pomocí kompatibilních obrazových dat (DICOM 3.0, CT, MR a PET), poskytuje univerzální správu obrázků, contouring cílových objemů a kritických struktur, výpočet dávky na základě složitých algoritmů, porovnávání plánů, elektronické schválení plánů umožňující samotné ozáření na urychlovači, obsahuje Rapid Arc a IMRT optimalizační moduly, modul pro portálovou dozimetrii a mnoho dalších funkcí. Do plánovacího systému jsou importovány příslušné níže popisované testy lineárního urychlovače v režimu Rapid Arc, což umožňuje jejich realizaci na samotném ozařovači a získání požadovaných obrázků na portálovém zobrazovači.

3.3 Testy související s nastavením ozařovače

V ovladně lineárního urychlovače s technikou Rapid Arc se v řídicí konzole otevře požadovaný test ve formě testovacího ozařovacího plánu a připraví se k ozáření. Pomocí ovladače se vyjede s portálovým zobrazovačem (Portal Vision (PVI - EPID)) do pracovní polohy, tento elektronický portálový zobrazovací systém je součástí urychlovače Clinac. V klinické praxi slouží k verifikaci polohy pacienta před a v průběhu jednotlivých ozařovacích frakcí. Detekční jednotkou je plochý aSi (amorfní silikon) panel s aktivní plochou 40x30 cm², pro energie 6 MV a 18 MV a dávkový příkon 50-600 MU/min. Portál je umístěn na urychlovači na pohyblivém rameni. Ozařuje se tedy na digitální detektor, nikoliv na film. Po vyjetí portálu se spustí ozařování. Výsledky testů, tj. jednotlivé obrazy jsou uloženy v počítači a následně se importují do programu Epiq, kde jsou vyhodnocovány.

3.3.1 Test 1: Přesnost pozice DMLC při Rapid Arc

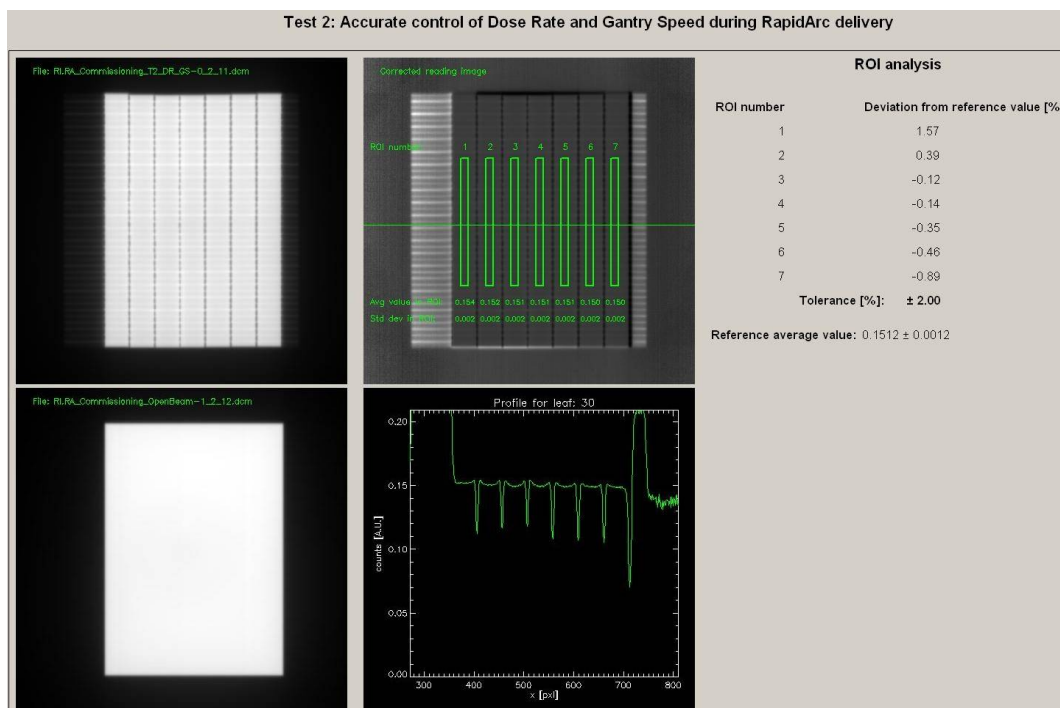
Tento test je určen pro posouzení přesnosti pozic lamel kolimátoru (DMLC). Program Epiqa se používá pro vyhodnocení obrazu čar (proužků), které vzniknou na snímcích z portálu. Během testu 60 párů lamel MLC přejede přes clonami vytvořené pole 200 mm x 390 mm s tím, že se MLC zastaví každých 20 mm po rotaci ramene o $28,6^\circ$ a dojde k ozáření 1 mm široké mezery. Výsledkem je deset proužků získaných během rotace gantry. Testuje se přesnost pozice lamel a přesnost vzdálenosti mezi protilehlými lamelami. Následně se provádí ještě tentýž test s úmyslně vloženou chybou v pozici jednoho páru lamel a chyba musí být testem identifikována. Tím se prokazuje citlivost testu. Tento test ukazuje, že je dostatečně citlivý pro detekci chyby 0,5 mm. Epiqa poskytuje vizuální a kvalitativní analýzu jednotlivých párů lamel zvlášť.



Obrázek 8 Test 1, program Epiqa

3.3.2 Test 2: Přesné řízení dávkového příkonu a rychlosti gantry v průběhu používání Rapid Arc

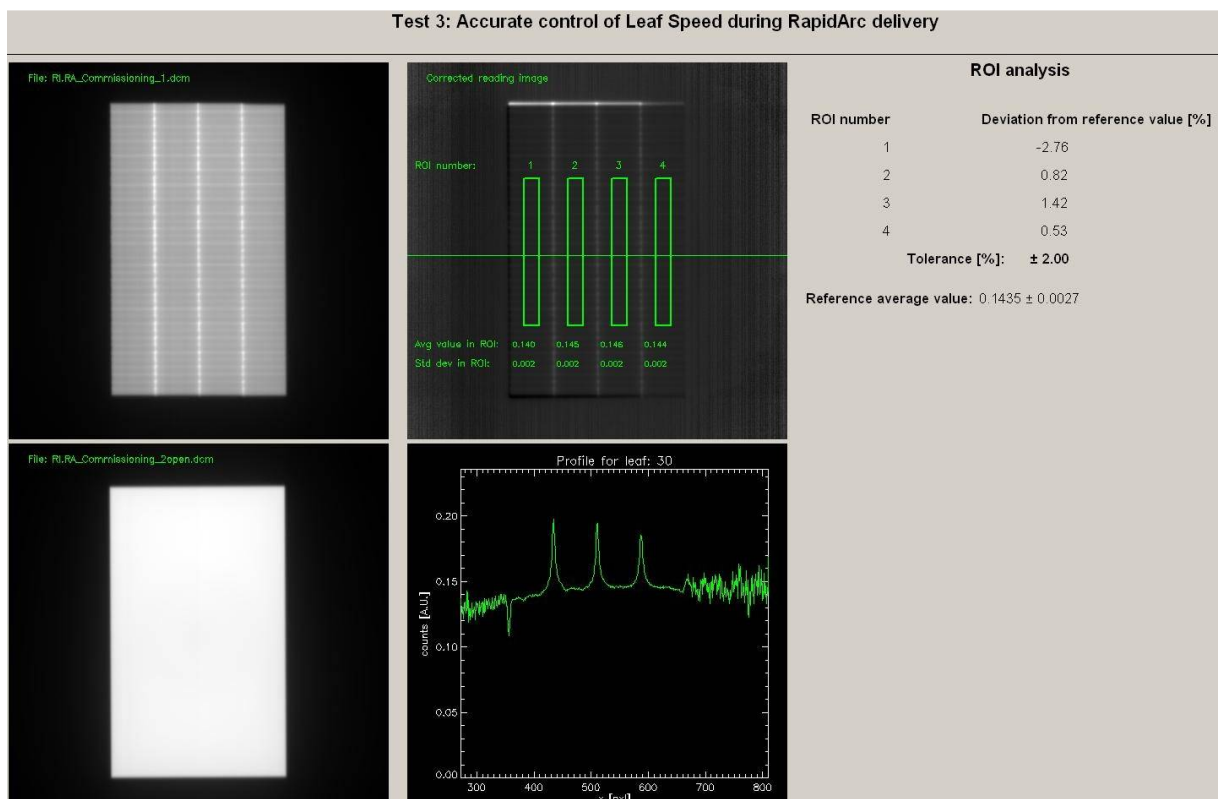
U tohoto testu Epiqa vyhodnocuje schopnost Clinacu modulovat dávkový příkon a rychlost gantry pro dosažení požadovaných hodnot. Test hodnotí regulaci dávkového příkonu a rychlosti gantry. Skládá se ze sedmi segmentů s tím, že každý segment je tvořen pro různou kombinaci dávkového příkonu a rychlosti gantry tak, aby dávka pro každý z těchto segmentů byla stejná, využívá tedy sedm kombinací dodání dávky. Dávkový příkon a rychlost gantry by měly dodat stejnou dávku sedmi 1,8 cm širokým proužkům v jednom poli Rapid Arc. Řady MLC lamel tvoří otevřené statické pole 200 mm x 20 m ozářené během rotace gantry o určitý úhel. MLC lamely se poté simultánně posunou, přičemž během tohoto přesunu je svazek zastaven, posléze je ozářen další segment a pak je vytvořen následující. Takto je vytvořeno všech sedm segmentů. Kombinuje se dávkový příkon a rychlost gantry tak, aby dávka pro každý z těchto segmentů byla stejná, tj. ve všech segmentech je stejná celková hodnota MU, ale s různými kombinacemi $\Delta\text{MU}/\Delta t$ (změna MU za jednotku času, neboli změna dávkového příkonu) a $\Delta\theta/\Delta t$ (změna úhlu gantry za jednotku času, neboli rychlost gantry). Pokud je například dávkový příkon pro druhý segment vyšší než pro první, musí gantry pro tento segment jet o to rychleji, aby celkové hodnoty MU v obou segmentech byly stejné a podobně pro zbývající segmenty. Epiqa vypočítává odchylku od referenční hodnoty (definována jako průměrná hodnota všech ROI – region of interest) a doporučená tolerance je $\pm 2\%$.



Obrázek 9 Test 2, program Epiqa

3.3.3 Test 3: Přesné ovládání rychlosti lamel MLC při Rapid Arc

Po ověření MLC přesnosti a schopnosti urychlovače Clinac měnit dávkový příkon a rychlost gantry v předchozích testech, se vyhodnocuje změna rychlosti lamel MLC při Rapid Arc. Výsledky těchto testů jsou ovlivněny správným provedením pohybů MLC, rychlostí gantry a správným dávkovým příkonem. Test používá čtyři kombinace rychlosti lamel a dávkového příkonu. Stejný celkový počet MU by měl být ve čtyřech pruzích v jednom poli Rapid Arc. Řady MLC lamel jsou na počátku zavřeny. Jedna řada lamel je pak vysunuta tak, aby bylo vytvořeno pole 200mm x 20m, poté je druhá řada lamel posunuta tak, aby toto pole zavřela. Tyto pohyby se opakují dokud nejsou vytvořeny čtyři stejné segmenty v různých částech EPID. Proto, aby bylo možno udržet stejnou dávku v 2. segmentu při dosažení maximální rychlosti lamel (2.4 cm/s), je nutné snížit rychlost gantry na 4.0°/s. Různé části snímku jsou tedy vystaveny stejné dávce pomocí DMLC technikou sliding window, kombinuje různé rychlosti lamel s různými dávkovými příkony až k dosažení navržené dávky. Byly použity kombinace MLC rychlostí lamel a dávkového příkonu: 0,46 cm/s a 138 MU/min, 0,92 cm/s a 277 MU/min, 1,84 cm/s a 554 MU/min a 2,76 cm/s a 554 MU/min. Epiqa vypočítává odchylku od referenční hodnoty (definované jako průměrná hodnota všech ROI) a doporučená tolerance je $\pm 2\%$.



Obrázek 10 Test 3, program Epiqa

3.3.4 Program Epiqa

Epiqa je program, který umožňuje převádět obraz získaný prostřednictvím EPID (Electronic Portal Image Device) na dávkovou mapu a porovnává mapy dávek s referenční distribucí dávky vypočtené v plánovacím systému Eclipse. Používá se i pro ověření statického pole a pole s modulovanou intenzitou, včetně Rapid Arc polí. Konverze portálového obrazu do dávkové mapy je založeno na algoritmu publikovaného v: Nicolini G. et al: GLAaS - an absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager.

Výhody Epiqy: rozlišení srovnatelné s filmovou dozimetrií, žádný fantom, velmi dobrá dlouhodobá stabilita, nezávislé na TPS, kalibrace na základě údajů naměřených uživatelem, nezávislý MU (plošné MU) výpočetní nástroj.

Výsledek testů

„V programu Epiqa se porovnaly vzorky získané z portálu, statické a v režimu Rapid Arc. Test ukazuje, že rotace gantry má minimální vliv na přesnost lamel kolimátoru ($\leq 0,2$ mm). Dále se kombinovaly různé dávky (111-600 MU/min), rychlosti gantry (5,5-4,3 °/s), rozsah gantry ($\Delta\theta = 90-12,9^\circ$) a se stejnou dávkou do všech sedmi částí snímku. Když se normalizuje na odpovídající otevřené pole (k zohlednění rovinnosti a asymetrie), dávka sedmi částí ukazuje shodu s průměrnou odchylkou 0,7%. Při posuzování DMLC rychlosti (0,46; 0,92; 1,84 a 2,76 cm/s) během Rapid Arc, analýza navrženého vyzařovacího diagramu naznačuje shodu s průměrnou odchylkou 0,4%.“¹¹

3.4 Testy související s jednotlivými ozařovacími plány – dozimetrická verifikace patientských ozařovacích plánů^{12, 14, 15}

Provádí se ověřování shody plošné dávky patientského plánu (referenční dávka) a jí odpovídající dávky zobrazené portálovým zobrazovačem pomocí programu Epiqa. Program Epiqa převádí portálový obraz plošné dávky na absolutní dávkovou mapu pomocí algoritmu GLAaS, který využívá linearitu odezvy portálového zobrazovače na dávku.¹⁵ Zhodnocení shody dávkových distribucí je provedeno s využitím gama analýzy.¹⁴

Postup

Z plánovacího systému Eclipse se importuje do programu Epiqa patientský plán, referenční plošná dávková distribuce spočtená v plánovacím systému a změřený absolutně zkalibrovaný obraz z portálového zobrazovače. V menu programu se vybere způsob a parametry analýzy shody těchto dávkových distribucí. Vyhodnocování patientských plánů předchází konfigurace programu Epiqa. Napřed se musí zvolit příslušná geometrie měření, která se musí shodovat s výpočtem v TPS. Vybraná geometrie pro analýzu musí být stejná, jako geometrie pro měření (získání obrazu z portálu) a výpočet referenční dávky v TPS. Postup kalibrace je popsán v manuálu k programu Epiqa.¹² Hodnoty dávky jsou zobrazeny pomocí barevné škály (zelená pro pixely s $\gamma < 1$ a červená s $\gamma > 1,5$). Parametry pro barevnou škálu lze upravovat. Kritéria gama analýzy jsou 3% a 3 mm. Gama area index nesmí být menší než 95% a gama musí být větší než 1. Výstupem je protokol, obsahující výsledky gama analýzy (ověření plošné dávky). Protokol je uložen v adresáři pacienta.

¹⁴ LOW, D.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. 1998, č. 25. DOI:

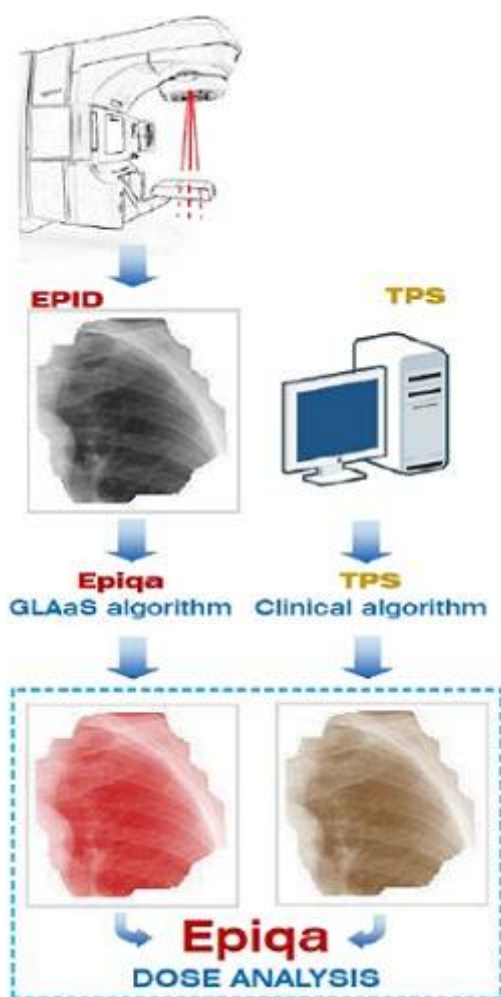
<http://dx.doi.org/10.1118/1.598248>. Dostupné z:

<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/25/5/10.1118/1.598248>

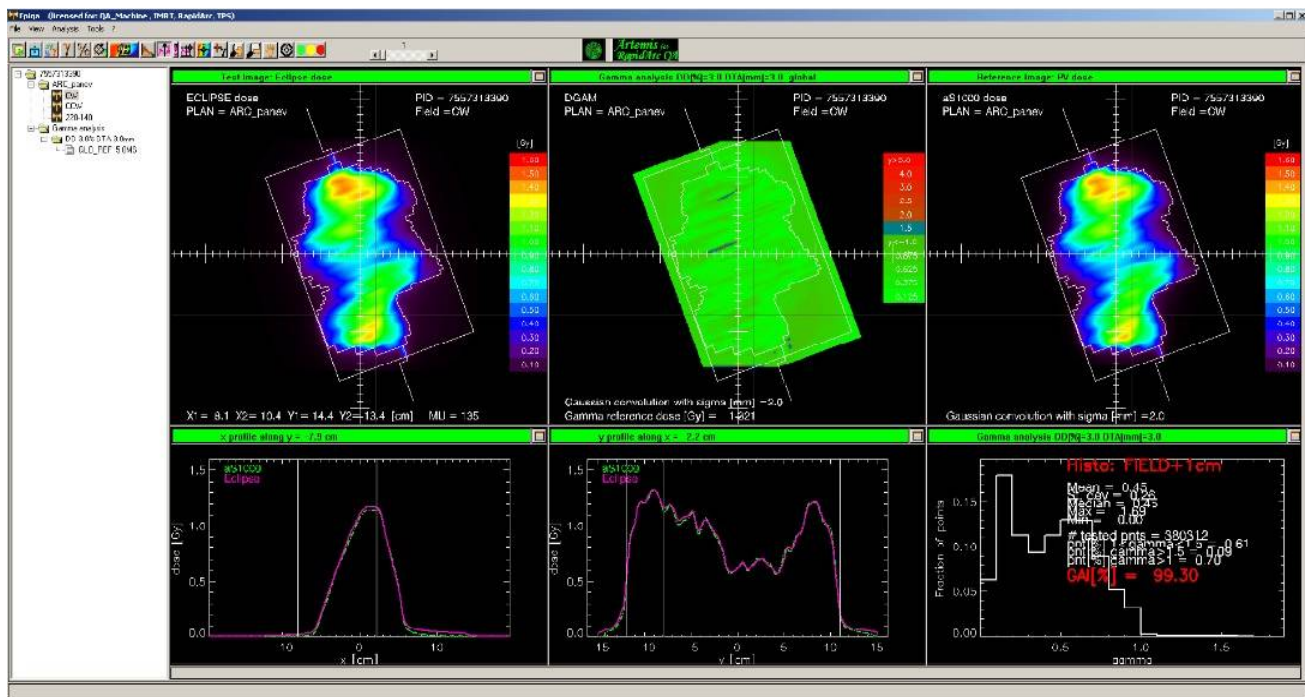
¹⁵ NICOLINI, Giorgia. GLAaS: An absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications. [Http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/33/8/10.1118/1.2218314](http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/33/8/10.1118/1.2218314).

2006, č. 33. DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.2218314>. Dostupné

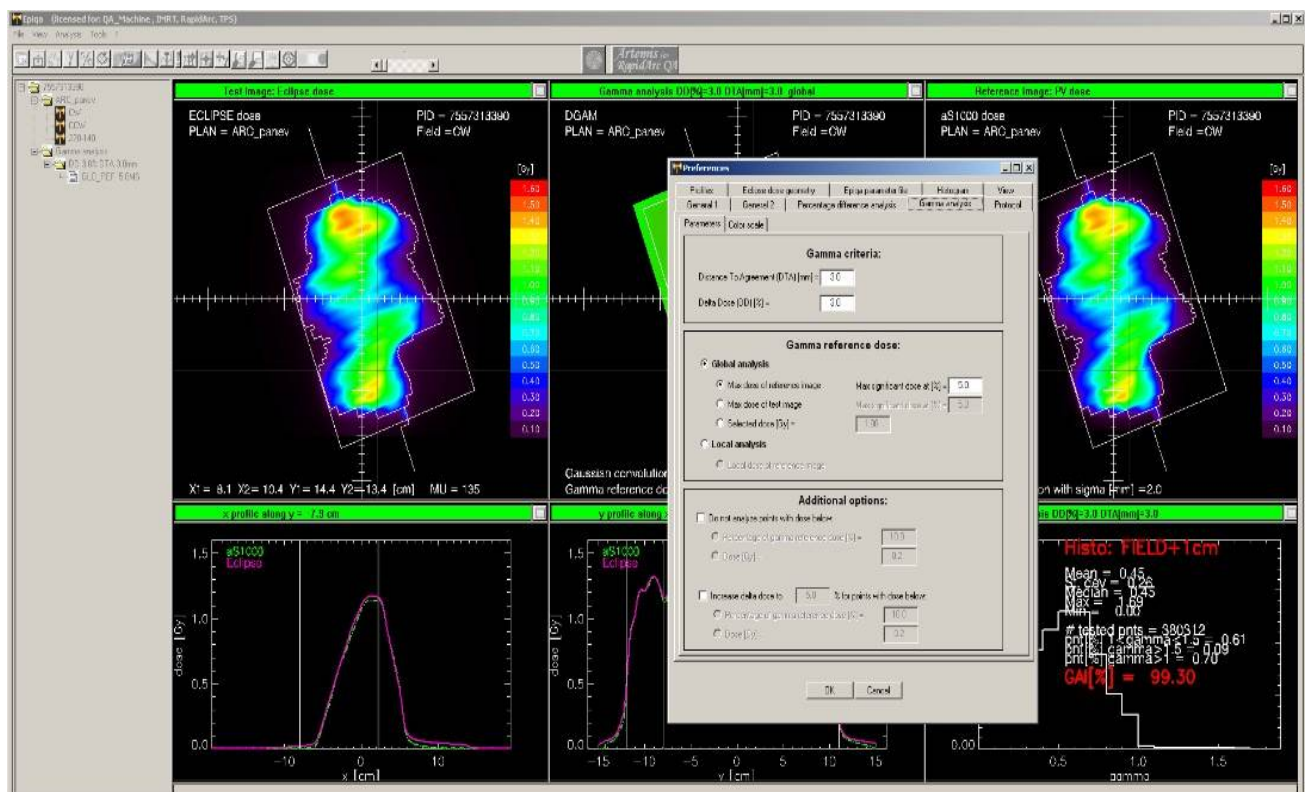
z:<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/33/8/10.1118/1.2218314>



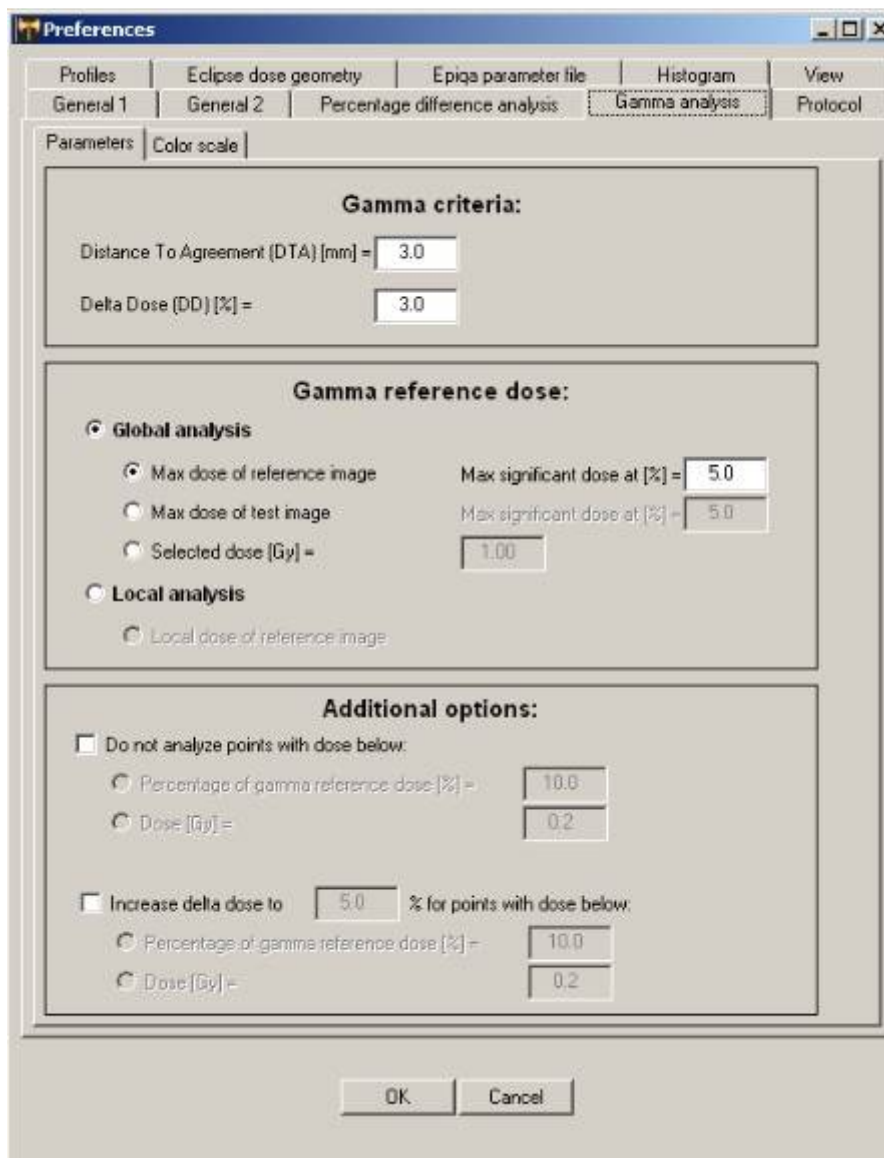
Obrázek 11 Princip ověření plošné dávky v programu Epiq (Epiq manuál)¹²



Obrázek 12 Ukázka gama analýzy v programu Epiq



Obrázek 13 Ukázka gama analýzy se zobrazenou tabulkou parametrů



Obrázek 14 Parametry gama analýzy

QA RapidArc protocol

Institute: _____
 Department: Oncology

Patient: _____	Date of birth: 1975 _____	Sex: _____
ID: _____	Additional information: _____	

Plan: ARC_panev	LINAC: CLINAC2	18 MV
Dose per fraction [Gy]: 1.80	Number of fraction: 25	Dose prescription [Gy]: 45.00

Detector: aS1000	Acquisition date: 2014/3/24	ID QA: eclipse
Epiqa Calibration date : 2013/08/15	Epiqa Calibration depth :	mix

QA results

Analysis performed in FIELD+1cm $\Delta D[\%]=3.0$ DTA[mm]=3.0

Field	X1 [cm]	X2 [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	MU	Gantry sta [°]	Gantry end [°]	Mean	St Dev	1< γ <1.5 [%]	γ >1.5 [%]	γ >1 [%]
CW	8.1	10.4	14.4	13.4	135	181	179	0.45	0.26	0.61	0.09	0.70
CCW	11.7	9.0	13.2	10.5	148	179	181	0.42	0.26	0.16	0.00	0.16
220-140	12.3	8.8	14.4	13.4	108	220	140	0.42	0.25	0.31	0.03	0.34

Obrázek 15 Ukázka výstupního protokolu s výsledky gama analýzy

3.5 Nezávislé ověření plánovacího systému Eclipse (RadCalc)

Rad Calc je komerční program sloužící k nezávislému ověření výpočtů MU plánovacím systémem (TPS - Treatment Planning System) Eclipse. Základní myšlenkou výpočtu MU je jeho odvození od známého dávkového příkonu za určitých referenčních podmínek pomocí různých korekčních faktorů a parametrů, které tyto referenční podmínky modifikují vzhledem k reálné situaci. Program Rad Calc vypočítává pro určité geometrie MU pomocí vzorce¹⁶:

$$D = MU \cdot D'_0 \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot \left(\frac{SSD_0 + d_0}{SPD} \right)^2 \cdot OAR(d, x) \cdot TF \cdot WF(d, r, x)$$

Dávkový příkon v referenční hloubce d (např. $d = 10$ cm pro fotony 18 MV) pro referenční pole velikosti r (typicky 10 cm x10 cm v izocentru) je:

$$D'_0 = 1 \text{ cGy/MU}$$

Vysvětlivky k dosazení do vzorce:

$D'_0 = 1$ cGy/MU: dávkový příkon v referenční hloubce d_0 pro referenční pole velikosti r_0

S_c : output faktory ve vzduchu, které korigují změny výstupu ozařovače v závislosti na velikosti pole

S_p : output faktory ve vodním fantomu, které korigují odlišnosti v rozptylu oproti referenčním podmínkám

TPR: započítává efekt zeslabení při průchodu záření tkání a změny podmínek pro rozptyl v závislosti na hloubce v tkáni

ISL: inverse-square law, započítává změnu v intenzitě záření způsobenou rozdílem mezi podmínkami při výpočtu v bodě P a referenčními podmínkami

¹⁶ KHAN, Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*. 4. vyd. Baltimore, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2012. ISBN 1451149131, 9781451149135. Dostupné z: <http://books.google.cz/books?id=GvzzVRi9QFQC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>

OAR: také započítává změnu v intenzitě záření, ale tam kde se to týká změny charakteristiky svazku ve směru od centrální osy - tyto změny zahrnují jak kvalitu svazku, tak i intenzitu, takže OAR je funkcí vzdálenosti od centrální osy x a hloubky d

TF, WF: tray factor, wedge factor, započítávají vliv zeslabení svazku - modulátory a tvarování svazku atd.

r_c : velikost pole v rovině izocentra vymezena sekundárními clonami nebo MLC

r_d : velikost pole (equivalent square) vymezená kolimačními prvky projektovaná do roviny kolmé k centrální ose v hloubce d a obsahující bod výpočtu P

x : vzdálenost od centrální osy do bodu výpočtu P měřená v rovině izocentra

SPD: vzdálenost zdroj - bod výpočtu P na centrální ose svazku

SSD₀: vzdálenost zdroj - povrch fantomu pro referenční podmínky

d_0 : referenční hloubka dozimetrického systému - parametry závislé na hloubce jsou zde rovny 1

CF: korekční faktor pro geometrii pacienta a nehomogenity v tkáni

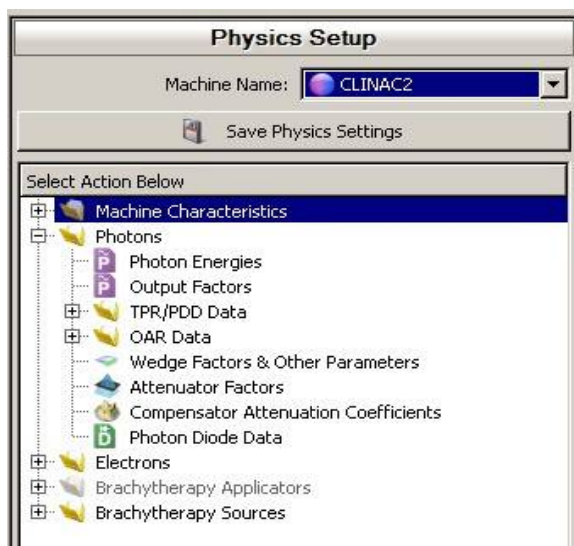
3.5.1 Vstupní parametry pro výpočet dávky v programu RadCalc

Parametry ozařovači (vzdálenost SAD, polohy clon, minimální a maximální úhly gantry, lůžka a MLC, používané klíny a jejich orientace, druhy elektronových tubusů, atd.). Parametry k fotonům (energie, maximum dávky, referenční hloubka, referenční SSD, pole, MLC transmise, transmise clon, atd.). Parametry k elektronům (energie, referenční podmínky, efektivní SSD, cone factor, clony, atd.). Aby se daly výpočty dávek porovnat, musí být stejné referenční podmínky v TPS i Rad Calc. Importují se ozařovací data (procentuální dávkové křivky a dávkové profily) z TPS do programu Rad Calc, kdy tato ozařovací data slouží ke konfiguraci TPS a posléze i Rad Calc, zajistí se tak i stejné output faktory. (Collimator a Phantom Scatter Factor). Output faktory byly také měřeny ionizační komorou ve vodním fantomu a byly porovnány s TPS (pro energii 6 MV s odchylkou menší než 1%, pro energii 18 MV s odchylkou menší než 2 %)

Tabulka 1 Výsledky verifikace TPS programů Eclipse, Rad Calc a jejich srovnání s ionizační komorou

Typ plánu	Souhlas mezi dávkami spočtenými v TPS Eclipse a RadCalc		Souhlas mezi dávkami spočtenými v TPS Eclipse a změřenými IK		Souhlas mezi dávkami spočtenými v RadCalc a změřenými IK	
	Počet pacientů	Procentuální odchylka [%]	Počet pacientů	Procentuální odchylka [%]	Počet pacientů	Procentuální odchylka [%]
RapidArc - prostata	n = 185	0,95±1,1	n = 185	-1,23±0,9	n = 185	2.04±1,5
3D CRT – všechny	n = 178	0,73±2,3	-	-	-	-

Pomocí programu RadCalc byl na pracovišti již dříve zpětně ověřován větší počet plánů (viz. Tabulka 1) u technik IMRT [3D CRT] i Rapid Arc. Je zde uvedeno také srovnání výpočtu v TPS s měřením ionizační komorou dávky (IK) v bodě v IMRT fantomu. V tabulce jsou uvedeny procentuální odchylky. Požadavkem je, aby byly odchylky do 3% (dle IAEA TRS 430 Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer).



Obrázek 16 Program RadCalc

Photon Calculation ▾

Beam ID: CW ▾ Beam Description: CW ▾ Inhomogeneity Corrections ▾

Prescriptions | Photon Beams | MLC Data | Points & Off Axis Assistance | Block Entry | Regions of Interest

Prescription Information

Prescription Name	PhotonRx_1 ▾
Machine Name	CLINAC2 ▾
Energy Name	18X ▾
Dose Per Treatment (cGy)	200
Isodose Line At Calc Pt (%)	100.0%
Dose at Calc Point (cGy)	200.0

Beam Setup

Gantry Mode Arc?	Yes ▾
Direction	CW ▾
Gantry Start	181.0
Gantry Stop	179.0
Collimator Angle	20.0
Couch Angle	0.0
Y Mode Accum?	Yes ▾

Computation

Wedge Factor	1.000
Attenuator Factor	1.000
Equivalent Square at Isocenter	9.33
Sc	0.987
ALPO (cm)	3.68
Inverse Square Factor	1.021
Scatter (TPR x Sp)	0.078
Primary (TPR x Sp) x OAF	0.521
Inhomogeneity Correction	0.992
Calib. at Ref. (cGy/MU)	1.0000
Dose Per MU (cGy/MU)	0.5935
Monitor Units	336.98
Plan Monitor Units	338.12
Percent Difference (%)	-0.3%

MU: 336.98 Plan MU: 338.12 % Diff: -0.3%

Obrázek 17 RadCalc výpočet

Tabulka 2 Výsledky pro energii 18 MV

velikost pole X Y [cm]	SSD [cm]	hloubka výpočtu [cm]	TPS MU	RadCalc MU
5x5	90	10	217,9	216,3
10x10	90	10	200	200
15x15	90	10	192,9	191,7
20x20	90	10	188,4	187,4
30x30	90	10	183,5	182,5
30x5	90	10	208,1	203,7
5x30	90	10	202,6	201
20x5	90	10	208,6	204,8
5x20	90	10	204	202
15x5	90	10	209,3	206,2
5x15	90	10	205,7	203,8
10x5	90	10	211	209
5x10	90	10	208,7	207,2
10x20	90	10	193,7	193,1
20x30	90	10	185,5	184,8

průměrná procentuální odchylka RadCalc proti TPS: **-0,86 %**

Tabulka 3 Výsledky pro energii 6 MV

velikost pole X Y [cm]	SSD [cm]	hloubka výpočtu [cm]	TPS MU	RadCalc MU
5x5	95	5	107,63	107,61
10x10	95	5	100	99,96
15x15	95	5	96,22	96,12
20x20	95	5	93,76	93,81
25x25	95	5	91,96	92,12
30x5	95	5	103,17	102,39
5x30	95	5	100,7	100,88
20x5	95	5	103,41	103,05
5x20	95	5	101,62	101,69
15x5	95	5	104,04	103,64
5x15	95	5	102,58	102,45
10x5	95	5	104,8	104,76
5x10	95	5	104,07	104,01
10x20	95	5	96,75	96,98
20x30	95	5	92,04	92,38

průměrná procentuální odchylka RadCalc proti TPS: **-0,05 %**

4 DISKUZE

Tato bakalářská práce se v teoretické části zabývala rozborem a dělením stávajících ozařovacích technik v radioterapii a výčtem v současnosti používaného přístrojového vybavení. Jak u jednotlivých ozařovacích technik, tak i u příslušných ozařovačů byl popsán jejich základní princip. Důraz byl kladen na radioterapii s modulovanou intenzitou (IMRT) a zejména na její rozšíření, tj. objemově modulovanou radioterapii pomocí kyvu (VMAT), která je pro lineární urychlovače firmy Varian dodávána pod obchodním názvem Rapid Arc. V teoretické části jsou naznačeny rozdíly mezi klasickou konformní radioterapií a technikou IMRT a z toho plynoucí nutnost přizpůsobit této technice zkoušky provozní stálosti a zejména nutnost kvalitního zavedení systému dozimetrického ověřování jednotlivých patientských IMRT, resp. Rapid Arc plánů. V teoretické části jsou naznačeny hlavní cesty, kterými se lze nyní při dozimetrickém ověřování plánů ubírat a ze kterých se historicky vychází. Jsou zde také rozebrány největší výhody moderních metod založených na inverzním plánování, ale i jejich rizika. Praktická část je zaměřena na rozbor testů, které jsou specifické pro ozařovací techniku Rapid Arc a jsou v podstatě rozšířením zkoušek potřebných pro IMRT techniku. Zahrnují jak nadstavbu testů samotného lineárního urychlovače, tj. kontrolu měnicího se dávkového příkonu, rychlosti lamel více-lamelového kolimátoru (MLC) a proměnnou rychlost gantry ozařovače, tak i popis dozimetrického ověřování jednotlivých patientských Rapid Arc plánů. Ozařovací technika Rapid Arc se používá přibližně od roku 2008 a tudíž verifikace jednotlivých plánů prošla určitým vývojem a v současnosti se nabízí několik možností. Tento vývoj je v práci konkrétně popsán a zhodnocen pro pracoviště, na kterém vznikla. Spletitost IMRT (Rapid Arc) 3D dávky spolu s potlačením vazby geometrie svazku a výsledné dávky (díky optimalizaci fluence) znamená, že kontrola kvality (QA) pro IMRT, resp. Rapid Arc dávkové distribuce se musí zaměřit na kumulativní doručenu dávku. Z toho na pracovišti vyplynula počáteční potřeba dozimetricky ověřovat jednotlivé plány ionizační komorou, tj. měřením absorbované dávky v referenčním bodě ve fantomu. Paralelně s tím však IMRT (Rapid Arc technika) zahrnuje ve své podstatě vysoce modulovaná pole s výraznými dávkovými gradienty, proto je třeba kontrola dávky ve více bodech, resp. porovnání 2D plošných dávek. Od zavedení ozařovací techniky Rapid Arc je na pracovišti za tímto účelem nakonfigurován a používán komerčně dostupný program Epiq. Poté, co byla na základě měření zvolena nejvhodnější ionizační komora, bylo změřeno a vyhodnoceno 251 plánů s tím, že relativní odchylka dávky spočtené v plánovacím systému Eclipse a dávky měřené ionizační komorou byla $-1,14 \pm 1,41$ [%]. Zároveň bylo pro všechny tyto plány

provedeno vyhodnocení programem Epiqa s kladným výsledkem gama analýzy. Všechny výsledky byly tedy v dobré shodě. Posléze byl na pracovišti implementován komerčně dostupný program RadCalc určený k nezávislé kontrole výpočtu plánovacím systémem Eclipse výpočtem dávky v bodě. To umožnilo další porovnání: bylo vyhodnoceno 185 klinických plánů pro ozáření prostaty s tím, že shoda mezi dávkami spočtenými plánovacím systémem a nezávislým programem RadCalc byl $0,95 \pm 1,1$ [%]. Souhlas mezi dávkami spočtenými v programu RadCalc a změřenými ionizační komorou byl pro těchto 185 plánů $2,04 \pm 1,5$ [%]. Shoda mezi dávkami spočtenými v TPS Eclipse a změřenými IK byla $-1,23 \pm 0,9$ [%] (viz. tabulka 1). Výsledky výpočtů programem RadCalc pro jednoduchá obdélníková pole shrnuje tabulka 2. Jednotlivé metody vzájemně prokazují dobrou shodu. Na základě dlouhodobě shodných výsledků měření ionizační komorou se v současnosti používá především program Epiqa doplněný v případě potřeby nezávislým výpočtem monitorových jednotek programem RadCalc a pro určité cílové objemy, například pro prostatu je diskutována možnost využít pouze program RadCalc v kombinaci s vhodným mechanickým testem urychlovače. Pro začlenění mechanických testů do denních zkoušek by mohly být například navrženy modifikace, které by zkrátily dobu trvání při jejich provádění. Popsané tři testy mají vzestupný charakter, kdy se v 3. testu uplatňují i kontroly technických částí, které byly provedeny v 1. a 2. testu. Mohl by být ponechán pouze 3. test a o něj následně rozšířen denní test, tj. o jeden portálový snímek. Tím by byla zajištěna mechanická přesnost urychlovače a dozimetrická verifikace jednotlivých plánů by mohla být zúžena například pouze na nezávislý výpočet programem RadCalc.

5 ZÁVĚR

V práci jsem stručně popsala převážně ozařovací přístroje, ozařovací techniky a postupy testů, které jsou prováděny na lineárním urychlovači s technikou Rapid Arc. Tyto testy jsou součástí systému k zajištění kvality, tj. jestli je zařízení funkční, pracuje přesně a správně. Jednotlivé popsané testy a zkoušky přístrojové techniky pro RapidArc a verifikační metody pro dozimetrické ověření patientských plánů vycházejí z podrobné rešerše zahraniční literatury, mezinárodních doporučení a doporučení výrobce. Byly zavedeny do klinické praxe, porovnány s literaturou a dlouhodobě vykazují dobré výsledky.

6 POUŽITÁ LITERATURA

- 1 HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA. *Základy radiační onkologie*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012, 247 s. ISBN 978-80-210-6061-6.
- 2 SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.
- 3 PROTON THERAPY CENTER: Protonové centrum [online]. 2012 [cit. 2013-10-20]. Dostupné z: <http://www.ptc.cz/protonove-centrum/>
- 4 ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína* [online]. [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>
- 5 BINAROVÁ, Andrea. *Radioterapie*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009, 253 s. ISBN 978-80-7368-701-4.
- 6 DOROTÍK, Jan. *Radioterapeutické přístroje*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita, 2006, 113 s. ISBN 80-7368-220-6.
- 7 ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén, c2007, xviii, 457 s. ISBN 978-80-7262-469-0.
- 8 WEBB, Steve. *Intensity-modulated radiation therapy*. Bristol: Institute of Physics Pub, 2001. ISBN 0 7503 0699 8.
- 9 VARIAN MEDICAL SYSTEMS. *Varian medical systems* [online]. Varian Medical Systems, Inc 3100 Hansen Way Palo Alto, CA 94304-1038, 1999, 2013 [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://www.varian.com/us/index.html>
- 10 AMEDIS, spol. s r.o. *AMEDIS, spol. s r.o.* [online]. Bobkova 786, 787 198 00 Praha 9, 1999 - 2014 [cit. 2014-03-08]. p9hzdxs. Dostupné z: <http://www.amedis.cz/>

11 LING, C. Clifton, Pengpeng ZHANG, Yves ARCHAMBAULT, Jiri BOCANEK, Grace TANG a Thomas LOSASSO. Commissioning and Quality Assurance of RapidArc Radiotherapy Delivery System. *International Journal of Radiation*

*Oncology*Biology*Physics* [online]. 2008, vol. 72, issue 2, s. 575-581 [cit. 2014-03-30].

DOI: 10.1016/j.ijrobp.2008.05.060. Dostupné z:

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360301608024644>

12 EPIDOS S. R. O. *EPIDOS s. r. o.* [online]. Bratislava, Slovensko, 2009, 11. prosince 2012 [cit. 2014-03-30]. Dostupné z: www.epidos.eu

13 KARLSSON, Mikael, Anders AHNESJÖ, Dietmar GEORG, Tufve NYHOLM, Jörgen OLOFSSON. *Independent Dose Calculations Concepts and Models* [online]. 2010-First edition. Mounierlaan 83/12 – 1200 Brussels (Belgium): ©2010 by ESTRO, 2010 [cit. 2014-04-01]. ISBN 90-804532-9. Dostupné z:

<http://www.estro.org/school/articles/publications/publications>

14 LOW, D.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. 1998, č. 25. DOI:

<http://dx.doi.org/10.1118/1.598248>. Dostupné z:

<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/25/5/10.1118/1.598248>

15 NICOLINI, Giorgia. GLAaS: An absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications. [Http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/33/8/10.1118/1.2218314](http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/33/8/10.1118/1.2218314).

2006, č. 33. DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.2218314>. Dostupné

z:<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/33/8/10.1118/1.2218314>

16 KHAN, Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*. 4. vyd. Baltimore, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2012. ISBN 1451149131,

9781451149135. Dostupné z: <http://books.google.cz/books?id=GvzzVRi9QFQC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>