

**JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA**



**RADIAČNÍ OCHRANA PACIENTŮ PŘI UŽITÍ SVAZKU
S MODULOVANOU INTENZITOU (ImRT) – DOZIMETRICKÉ
OVĚŘOVÁNÍ PLÁNŮ
DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**AUTOR: Bc.NADĚŽDA KLEČKOVÁ
VEDOUcí PRÁCE: Ing.STANISLAV MACHALA
26.5.2008**

ABSTRACT

RADIATION PROTECTION OF PATIENT WITH USING INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY (ImRT) – DOSIMETRIC VERIFICATION OF TREATMENT PLAN.

Nowadays more and more radiotherapy departments use intensity modulated beams for treatment of patients. Intensity modulated radiotherapy (ImRT) is able to modificate intensity of radiation across the irradiated field. In this way it is posible to achieve better dose conformity than in conventional radiotherapy. Implementation of ImRT allows us to escalate dose to target volume with same side effects of organs at risk as in conventional radiotherapy or to reduce normal tissue complication - decrease dose to organ at risk with the same tumour dose.

This fact requires extension of our quality system to all network of delivery dose to patients, inclusive linear accelerator with multileaf collimator, treatment planning system, electronic portal imaging device and so on. Quality assurance is guaranteed both periodical user tests and independent verification of The State Office for Nuclear Safety.

The aim of this work is finding the optimal and effective way for the verification treatment plans, determining criteria for evaluation measured results, proposing summary all aspects of radiation protection patients which are treat ionisation beams with intensity modulated radiotherapy. The optimization one of the principles of radiation protection will be provided by routin verification treatment plans.

Key words: Radiation protection, ImRT, electronic portal imaging device EPID, Quality assurance, dosimetry

ABSTRAKT

RADIAČNÍ OCHRANA PACIENTŮ PŘI UŽITÍ SVAZKU S MODULOVANOU INTENZITOU (ImRT) – DOZIMETRICKÉ OVĚŘOVÁNÍ PLÁNŮ.

V současné době stále více radioterapeutických pracovišť používá svazky s modulovanou intenzitou (ImRT) k léčbě pacientů. Radioterapie s modulovanou intenzitou (intensity-modulated radiation therapy, ImRT) využívá modulace intenzity fotonového svazku napříč ozařovaným polem. Takto je možné dosáhnout lepší konformity dávky než je tomu při konvenční radioterapii. Použití svazků ImRT umožní eskalovat dávku v cílovém objemu při stejném zatížení zdravých tkání při konvenční radioterapii, nebo při dodání stejné dávky je možné snížit toxicitu léčby ionizujícím zářením.

Tato skutečnost přináší nutnost rozšířit systém jakosti na celý řetězec dodání dávky pacientovi, zahrnující lineární urychlovač s vícelamelovým kolimátorem (MLC – Multileaf collimator), plánovací systém (TPS – Treatment planning system), elektronický portálový zobrazovací systém (EPID – Electronic portal imaging device) a další. Na zabezpečování jakosti se podílí jak systém pravidelných zkoušek zajišťovaný držiteli povolení, tak i nezávislé ověřování prostřednictvím Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (dále SÚJB).

Cílem této práce je nalezení optimálního a efektivního způsobu ověřování plánů, stanovit kritéria pro hodnocení naměřených výsledků, podat přehled všech aspektů zajištění radiační ochrany pacientů léčených ionizujícím zářením s využitím svazků ImRT. Rutinním dozimetrickým ověřováním plánů bude zajištěn mimo jiné jeden z principů radiační ochrany, a to optimalizace.

Klíčová slova: Radiační ochrana, ImRT, elektronický portálový systém EPID, zabezpečování jakosti, dozimetrie.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou 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 diplomové práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích dne 26.5.2008

.....

podpis studenta

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala Ing. Stanislavu Machalovi za odborný dohled a cenné připomínky při zpracování diplomové práce, všem svým spolupracovníkům a v neposlední řadě děkuji rodině za trpělivost.

Bc. Naděžda Klečková

OBSAH

ABSTRACT	2
ABSTRAKT	3
PROHLÁŠENÍ	4
PODĚKOVÁNÍ	5
1. ÚVOD	8
2. SOUČASNÝ STAV	10
2. 1. Radiační ochrana obecně	15
2. 2. Odůvodnění lékařského ozáření	25
2. 3. Optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření	26
2. 4. Požadavky na pracovníky na radioterapeutickém pracovišti	27
2. 5. Radiační zátěž pacientů v radioterapii	29
2. 6. Dozimetrické veličiny a veličiny radiační ochrany určené k hodnocení rizika	30
3. CÍL PRÁCE A PŘEDPOKLÁDANÉ HYPOTÉZY	32
4. OVĚŘOVÁNÍ LINEÁRNÍHO URYCHLOVAČE V DYNAMICKÉM REŽIMU – METODIKA A VÝSLEDKY	33
4. 1. Modulace intenzity svazku záření ImRT	33
4. 1. 1. Ozařovací objemy	35
4. 1. 2. Plánování techniky ImRT	37
4. 2. Zavedení ImRT techniky do klinického provozu – zkoušky provozní stálosti (ZPS)	43
4. 2. 1. Stabilita lineárního urychlovače pro svazky s modulovanou intenzitou	44
4. 2. 2. Kontrola vícelamelového kolimátoru MLC	46
4. 3. Portálová dozimetrie – EPID (elektronický portálový systém)	62
4. 3. 1. Stabilita dozimetrické kalibrace EPID	63
4. 3. 2. Faktory velikosti pole pro portálovou dozimetrii	66
4. 3. 3. Linearita	68
4. 3. 4. Mechanická přesnost ramene EPID	70

4. 4. Pre-treatment ověření ozařovacího ImRT plánu.....	71
5. DISKUSE	80
6. ZÁVĚR	82
7. SEZNAM OBRÁZKŮ, GRAFŮ A TABULEK	84
8. BIBLIOGRAFIE.....	86

1. ÚVOD

Radioterapie v České republice se v poslední době výrazně rozvíjí v souvislosti s významným rozšiřováním a obnovováním ozařovací techniky a v souvislosti se zaváděním nových postupů spočívajících v přizpůsobení dávkové distribuce tvaru cílového objemu při současném šetření okolních tkání a orgánů, tzv. 3D konformní radioterapie. Tato skutečnost přináší nutnost rozšířit systém jakosti na celý řetězec dodání dávky pacientovi, zahrnující lineární urychlovač s vícelamelovým kolimátorem (MLC – Multileaf collimator), plánovací systém (TPS – Treatment planning system), elektronický portálový zobrazovací systém (EPID – Electronic portal imaging device) a další. Na zabezpečování jakosti se podílí jak systém pravidelných zkoušek zajišťovaný držiteli povolení, tak i nezávislé ověřování prostřednictvím Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (dále SÚJB). Je nezbytné průběžně doplňovat parametry, které je třeba testovat, a vyvíjet metody pro nezávislé ověřování systémů používaných v 3D konformní radioterapii. (1) Zkoušky provozní stálosti obsahují širokou škálu testů, které by měly ověřit správnou funkci lineárního urychlovače pro svazky s modulovanou intenzitou a zajistit přesnost dodání předepsané dávky do cílového objemu.

Zajištění kvality ImRT má řadu aspektů mezi které se řadí především:

1. Periodické zkoušky vícelamelového kolimátoru (MLC) určeného pro ImRT.
2. Periodické zkoušky zařízení pro portálové zobrazování (EPID) určeného pro ImRT.
3. Rutinní ověřování dávky a dávkové distribuce konkrétních ozařovaných polí s modulovanou intenzitou.

Se současným rychlým rozvojem výpočetní techniky dochází rovněž k rychlému vývoji zejména v oblasti modulace svazku záření a plánovacích systémů pro radioterapii. Radioterapie s modulovanou intenzitou (intensity-modulated radiation therapy, ImRT) využívá modulace intenzity fotonového svazku napříč ozařovaným polem. Takto je možné dosáhnout lepší konformity dávky než je tomu při konvenční radioterapii. Použití svazků ImRT umožní eskalovat dávku v cílovém objemu při

stejném zatížení zdravých tkání, nebo při dodání stejné dávky je možné snížit toxicitu léčby ionizujícím zářením. Dnešní plánovací systémy umožňují on-line přenos vstupních (CT, MR) i výstupních dat (simulátor, verifikační systém), zobrazení prostorového modelu pacienta, simulaci trojrozměrných konfigurací svazků, hodnocení prostorové dávkové distribuce pomocí objemového histogramu dávky, zobrazení vzájemného prostorového vztahu anatomických struktur, a mnoho dalších pokročilých funkcí. Plánovací systém sám o sobě není zdrojem ionizujícího záření. Na přesnosti a spolehlivosti plánovacího systému ale významně závisí celková přesnost radioterapeutické léčby pacienta. Plánovací systém je proto nutno hodnotit jako položku důležitou z hlediska radiační ochrany a jeho vlastnosti a funkce pravidelně kontrolovat. Před uvedením plánovacího systému do klinického provozu by měly být provedeny všechny testy navržené SÚJB. (2)

2. SOUČASNÝ STAV

Radiační onkologie patří mezi nejmladší obory medicíny. Od objevu paprsků X Wilhelmem Conradem Röntgenem v roce 1895 uplynulo jen o něco málo více než 100 let. Klinická radioterapie se etablovala mezi ostatními lékařskými obory v roce 1922. Coutard a Hautant totiž v tomto roce referovali na Mezinárodním onkologickém kongresu v Paříži o tom, že pokročilý karcinom hrtanu je možné vyléčit zářením aniž by došlo k rozvoji těžkých komplikací. První polovina 20. století byla érou ortovoltážních přístrojů a zároveň dobou významných objevů radiobiologických. Naši předchůdci zjistili, které tkáně a nádory jsou na záření citlivé a které citlivé nejsou. Záhy také zjistili, že rozdělením celkové dávky na dávky dílčí, aplikované v delším čase, lze dosáhnout stejného léčebného efektu při menším poškození zdravých tkání. Dávka záření se začala kvantifikovat a měřit. Limity ortovoltážní terapie vyplývají z fyzikální charakteristiky produkovaného záření. Maximum dávky na kůži a rychlý úbytek záření s rostoucí hloubkou znesnadňovaly léčbu nádorů uložených v hloubi těla. Zvyšovala se energie záření, používalo se filtrů, zvětšovala se vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a kůží, vyvíjely se ozařovací techniky až k pohybové terapii. Přesto všechno zůstávaly hluboko uložené nádory problémem a jejich léčba byla provázena vysokou expozicí zdravých tkání a z toho rezultujícími komplikacemi.

K významnému pokroku došlo v 50. letech, kdy se začaly instalovat první kobaltové ozařovače a nastala éra vysokoenergetického záření. Kůže přestala být limitujícím orgánem a nebylo problémem ozářit hluboko uložená ložiska. Kobaltové přístroje díky své nízké ceně a nenáročné údržbě doznaly širokého využití po celém světě a stále patří ke standardnímu vybavení radioterapeutických pracovišť.

Již v roce 1948 byl poprvé léčebně použit betatron. Zařízení urychluje elektrony na kruhové dráze a jejich nárazem na wolframový terčik vzniká brzdné záření. Používaly se přístroje s energií fotonů až 45 MeV. Betatrony se vyznačovaly značnými rozměry, hlučností, omezeným dávkovým příkonem a určitou těžkopádností. U zrodu lineárních urychlovačů stála válečná technologie radarů. Postupně byly vyvinuty zdroje

vysokoenergetických mikrovln (magnetrony, klystry), které urychlují elektrony na poměrně krátké přímé dráze. Lineární urychlovače produkují fotony nejčastěji o energii 4-25 MV a lze získat rovněž elektronový svazek obvykle v rozmezí 6 až 18 MeV. Oproti betatronům jsou lineární urychlovače menší, technicky dokonalejší a vykazují dostatečný dávkový příkon. První lineární urychlovač byl vyroben a použit v Anglii v roce 1953, k širšímu komerčnímu využití dochází v 70. letech a v současnosti je tento přístroj pokládán za základní zařízení pro zevní ozařování.

Plánování léčby zářením prodělalo bouřlivý vývoj zejména v posledních třech desetiletích. Díky objevu počítačové tomografie (CT) bylo možné přejít od manuálního sčítání izodozních křivek k mnohem sofistikovanějším metodám. Existují algoritmy pro kalkulaci dávky na CT obrazech, které zohledňují elektronovou denzitu různých tkání. Pokroky ve výpočetní technice umožnily v 90. letech přechod od dvojrozměrného (2D) plánování v daném CT řezu k prostorovému plánování (3D). K moderní radioterapii neodmyslitelně patří verifikační systémy – softwarová zařízení zajišťující přenos dat mezi jednotlivými komponentami procesu ozařování. Vzájemně je propojen simulátor, plánovací systém a lineární urychlovač, případně i další jednotky. Verifikační systém zajišťuje kvalitu a bezpečnost provozu, umožňuje přístup pouze oprávněným osobám a provádí kontrolu správnosti nastavení či zadání nejrůznějších parametrů. Obecnější význam má v radiační onkologii systém zajištění kvality (quality assurance QA), který se týká dozimetrie, funkce a kalibrace přístrojů, ozařovacích technik, léčebných protokolů a dokumentace. (5)

Základním přístrojem pro zevní ozařování je v současnosti **lineární urychlovač** (linear accelerator). Klystron generuje mikrovlny o vysoké frekvenci, které jsou uvolňovány do vlnovodu. Současně jsou elektronovým dělem do vlnovodu injektovány elektrony. Působením mikrovln (nosná vlna nebo stojatá vlna – podle konstrukce vlnovodu) dochází k urychlení elektronů na energie blízké rychlosti světla. Urychlené elektrony po odchýlení elektromagnetem dopadají na wolframový terčik za vzniku

vysokoenergetického fotonového záření. Svazek fotonů vystupující z hlavice přístroje je ohraničen a tvarován clonami kolimátoru. Urychlovače duálního typu umožňují přepínat mezi dvěma energiemi fotonů – např. 6 MV a 18 MV. Některé typy lineárních urychlovačů jsou uzpůsobeny tak, že kromě fotonového svazku lze získat a využívat také urychlené elektrony o různých energiích – např. škála 6, 9, 12, 16, 20 MeV.



Obr. 1: Lineární urychlovač CLINAC 2100 C/D od firmy Varian

Moderní lineární urychlovače jsou vybaveny bohatým příslušenstvím. Ke kolimačnímu zařízení lze pomocí speciálních nástavců fixovat klínové a kompenzační filtry, individuální bloky a tubusy pro elektronový svazek. Lineární urychlovač může být navíc vybaven dynamickými klíny. Tyto klíny umožňují automaticky modelovat sklon izodóz plynulým posunem jedné z proximálních clon napříč svazkem. Vícelistový kolimátor (multileaf collimator MLC) je počítačem kontrolované zařízení sloužící ke tvarování svazku záření. Sestává z několika desítek párů motoricky ovládaných protilehlých lamel, které jsou vyrobeny z wolframu. Šířka lamel v izocentru je obvykle 10 mm, ale může být i menší. MLC plní obdobnou funkci jako individuální lité bloky při nižší pracnosti. Lineární urychlovač může být osazen verifikačním zařízením, které zaznamenává obraz pole v průběhu ozáření. Obraz je rekonstruován na základě elektronické detekce procházejícího záření (electronic portal imaging device EPID). Zaměřovací lasery na stěnách ozařovny slouží ke správnému nastavení pacienta. Jejich paprsky jsou emitovány ve třech rovinách, jejichž průsečík definuje izocentrum. Vybavení ozařovny doplňují nejrůznější typy fixačních pomůcek, které pomáhají zajistit přesné a reprodukovatelné nastavení pacientů.

Program zajištění kvality (quality assurance QA) se v posledním desetiletí stal nedílnou součástí radioterapeutické praxe. Řada významných světových a evropských institucí (World Health Organization WHO, European Organization for Research and Treatment of Cancer EORTC, European Society for Therapeutic Radiation Oncology ESTRO) publikovala požadavky na zajištění kvality v radioterapii. Program QA definuje postupy, které je třeba dodržet, aby se eliminovaly veškeré nepřesnosti, které by mohly vést k suboptimální léčbě zářením. O suboptimální léčbě mluvíme tehdy, když cílový objem neobdrží předepsanou dávku záření a/nebo dochází k nadměrné expozici zdravých tkání s následným nárůstem morbidit. Podle zákona č. 18/1997 musí mít každé pracoviště radiační onkologie v České republice vypracován program QA, který vychází z mezinárodních a národních doporučení.

Program zajištění kvality pokrývá celý proces léčby zářením. Pro přehlednost jej můžeme rozdělit do čtyř oblastí:

Kvalita přístrojů. Pro každý přístroj je vypracována metodika kontroly jeho parametrů tak, aby byla zajištěna mechanická a geometrická přesnost a přesnost dávky, a aby se předešlo závažným chybám. Je stanovena frekvence testování přístroje (denní, týdenní, měsíční a půlroční zkoušky provozní stálosti), jsou definovány referenční hodnoty, tolerance a opatření, která je třeba provést při detekci odchylek. Jednou ročně provádějí osoby s příslušnou kvalifikací tzv. zkoušky dlouhodobé stability.

Dozimetrie. Protokol vymezuje pravidelné kontroly kalibrace dávky (monitorovací jednotky) u ozařovačů, kontroly kvality a symetrie svazku záření a kontroly profilu svazku. Také prostředky pro dozimetrii in vivo (termoluminiscenční dozimetry, polovodičové dozimetry) podléhají pravidelné kontrole a kalibraci.

Plánování léčby zářením. Metodika kontroly procesu plánování zahrnuje řadu parametrů. Ozařovací protokol musí obsahovat všechna předepsaná data včetně ozařovacího plánu. Konečný izodozní plán by měl zkontrolovat ještě druhý fyzik. Nezávislá kontrola je nezbytná při zadávání ozařovacích podmínek, dávky, frakcionace a monitorovacích jednotek. U ozařovacích technik je mimo jiné nutné pravidelně ověřovat vzdálenost ohnisko – kůže z důvodu přesnosti dodání dávky. Kontrola kumulativních dávek u všech pacientů se obvykle provádí jednou týdně.

Dokumentace. Záznamy o pacientech obsahují standardní informace o nádorovém onemocnění, léčebnou strategii a ozařovací protokol. Po skončení radioterapie je do protokolu vložen souhrnný přehled dokumentující aktuální denní ozařovací parametry. Nezbytnou součástí záznamů jsou údaje o akutní a chronické toxicitě léčby. Dokumentace musí být vedena takovým způsobem, aby umožnila vyhodnocení léčebných výsledků.

2. 1. *Radiační ochrana obecně*

Radiační ochrana se řídí filozofií – zabránit zdravotní újmě při práci se zdroji ionizujícího záření. Zdravotní újmu se podle legislativy myslí „pravděpodobnost poškození zdraví způsobené somatickými účinky ionizujícího záření a vážnými genetickými poruchami, které se mohou projevit u fyzických osob po ozáření ionizujícím zářením a které stanoví odhadem rizika snížení délky a kvality života“. (14) Řídí se dvěma konzervativními zásadami:

1. zabránit vzniku časných radiačních poškození. Časné, bezprostřední, přímé projevy ozáření se vyvíjejí typicky po jednorázovém ozáření větší dávkou a mají společného jmenovatele také v základním patofyziologickém mechanismu, a to v zániku významné frakce buněčné populace relevantní pro daný efekt. Typickým jevem těchto účinků je práh dávky, na němž se teprve tato poškození projevují.

Nejvýznamnějším příkladem tohoto účinku je *akutní nemoc z ozáření*. V závislosti na stupni ozáření převládají v klinickém obraze příznaky poškození krvetvorných orgánů, trávicího ústrojí nebo centrálního nervového systému.

Důsledkem zvláštního typu nehomogenního rozložení dávky při jednorázovém ozáření jsou časná lokalizovaná poškození. Lze z nich jmenovat např. poškození kůže, které závisí nejen na tom, jak veliký okresek kůže a v jaké lokalizaci byla kůže postižena, ale zejména na distribuci dávky v jednotlivých vrstvách kůže a podkoží.

K těmto poškozením patří také postižení zárodečných buněk pohlavních žláz, provázené projevy snížené plodnosti a v případě lokálního ozáření oblasti břicha u gravidní ženy i možnost poškození plodu.

Za přechodné mezi časnými a pozdními účinky lze považovat např. chronická dermatitis, útlum krvetvorby, případně zákal oční čočky. Jsou na jedné straně charakterizovány dávkovým prahem, na straně druhé vyšší časovou prodlevou.

2. omezit riziko pozdních účinků. Rozbor pozdních účinků záření má z hlediska radiační ochrany mimořádný význam. Postihují buď přímo exponovaného

jedince, nebo se projevují u jeho potomstva. Rozlišují se na skupinu pozdních změn somatických a genetických. Jsou charakterizovány bezprahovou závislostí pravděpodobnosti vzniku účinku na dávce. Mezi nejzávažnější pozdní somatické změny řadíme *nádorová onemocnění*, je však nutno poznamenat, že je zde řada jiných činitelů vyvolávajících nebo podporujících zhoubné bujení. Společným rysem nejvýznamnějších hypotéz je představa, že patogeneze rakoviny je vícesložková. Jednou složkou je existence buněk nesoucích modifikovanou informaci a přenášející tuto atypii na své potomstvo. Druhou složkou vzniku manifestního nádoru je soubor podmínek, které působí proti eliminaci atypické buňky nebo proti potlačení jejich růstu. Řada hypotéz, ale i výsledků zkoumání potvrzuje, že i působení ionizujícího záření na vznik nádoru může mít vícesložkový charakter, přičemž typ vztahu dávky a účinku jednotlivých článků nemusí být stejný a nelze teda nádory vzniklé ozářením sloučit do jedné skupiny. (12)

Významnou skupinou pozdních účinků záření je postižení potomstva ozářených osob, tzv. *genetické účinky*. Odhad pravděpodobnosti genetického poškození ve vztahu k dávce je složitý a náročný. Pouze v některých případech, kdy důsledky mutace jsou specifické, individuálně rozpoznatelné a nepodléhají vlivům prostředí, má předpověď pravděpodobnosti pevný základ. Co se týká mutací, hovoří se zpravidla o bodových, genových mutacích, tj. modifikujících jediný prvek kódové informace. Část genetických poškození je podmíněna chromozómovými mutacemi, tj. změnami na vyšší strukturální úrovni. Jsou identifikovatelné jako chromozomální aberace v některé fázi buněčného dělení a při jejich vzniku a přenosu se uplatňují i mechanické faktory. (6)

CÍL RADIČNÍ OCHRANY

Vyloučit deterministické účinky záření a riziko stochastických účinků udržovat na rozumně přijatelné nízké úrovni.

Radiační ochrana se v praxi řídí čtyřmi základními principy, které byly postulovány ICRP (4) a následně i legislativou ČR (19) Jsou to:

1. Zdůvodnění radiační činnosti
2. Optimalizace radiační ochrany
3. Nepřekročení limitů
4. Zajištění bezpečnosti zdroje

První z těchto principů **zdůvodnění radiační činnosti** musí být uvažován ještě dříve, než se přikročí k rozhodnutí o činnosti vedoucí k ozáření. Jako podmínka je definován v atomovém zákoně č. 18/1997 Sb., § 4 odst.2.

„Každý kdo využívá jadernou energetiku, provádí činnost vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout.“

Lékařské ozáření jednotlivých osob se odůvodňuje očekávaným individuálním zdravotním prospěchem pacienta. V případě preventivní péče, včetně vyhledávacích vyšetření, je lékařské ozáření možné uskutečnit pouze, pokud je zdůvodněno očekávaným přínosem pro jedince, u něhož bude nemoc odkryta, s uvážením možnosti léčebného ovlivnění nemoci. V některých případech může být důvodem vyhledávacích vyšetření ochrana skupin obyvatelstva.

Do procesu odůvodnění lékařského ozáření musí být v souladu s principy klinické odpovědnosti zapojen jak indikující lékař, tak aplikující odborník, kteří:

- a) vždy vezmou v úvahu účinky, přínosy a rizika dostupných jiných metod, které vedou k těmž cíli, avšak nezahrnují ozáření ionizujícím zářením,

- b) před každým použitím zdroje ionizujícího záření k lékařskému ozáření zjistí u pacienta předchozí významné aplikace radionuklidů a ionizujícího záření, které by mohly mít význam pro uvažované vyšetřování nebo léčbu; u žen v reprodukčním věku zjistí možnost těhotenství nebo kojení dítěte; tyto údaje zaznamenají do zdravotnické dokumentace pacienta,
- c) u těhotných žen provedou vyšetření spojené s ozářením pouze v neodkladných případech nebo z důvodů porodnické indikace; přitom je nezbytné vždy zvlášť pozorně zvažovat nutnost získání požadované informace s pomocí použití zdrojů ionizujícího záření a volit jen takovou techniku, která zajistí maximální ochranu plodu. (15)

Druhý princip, v odborné veřejnosti znám jako **princip ALARA** (As Low As Reasonable Achievable), říká, že každý, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření, musí „dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení ekonomických a společenských hledisek.“ Toto vede k optimalizaci radiační ochrany. Optimalizace radiační ochrany se provádí:

- a) před zahájením činnosti vedoucí k ozáření posouzením a porovnáním variant řešení radiační ochrany, které při zamýšlené činnosti přicházejí v úvahu, a posouzením nutných nákladů na příslušná opatření, posouzením kolektivních dávek a dávek u příslušných kritických skupin obyvatel,
- b) při vykonávání činnosti vedoucí k ozáření pravidelným rozborem obdržených dávek ve vztahu k prováděným úkonům, uvážení možných dalších opatření k zajištění radiační ochrany a porovnáním s obdobnými již provozovanými a přitom společensky přijatelnými činnostmi,
- c) před zahájením zásahu k odvrácení nebo snížení ozáření posouzením variant a volbou takové, která svým způsobem provedení, rozsahem a dobou trvání přinese co největší čistý přínos,

- d) při uskutečňování zásahu rozbořem obdržení dávek ve vztahu k prováděným opatřením a uvážení změny zvolených opatření a postupů. (16)

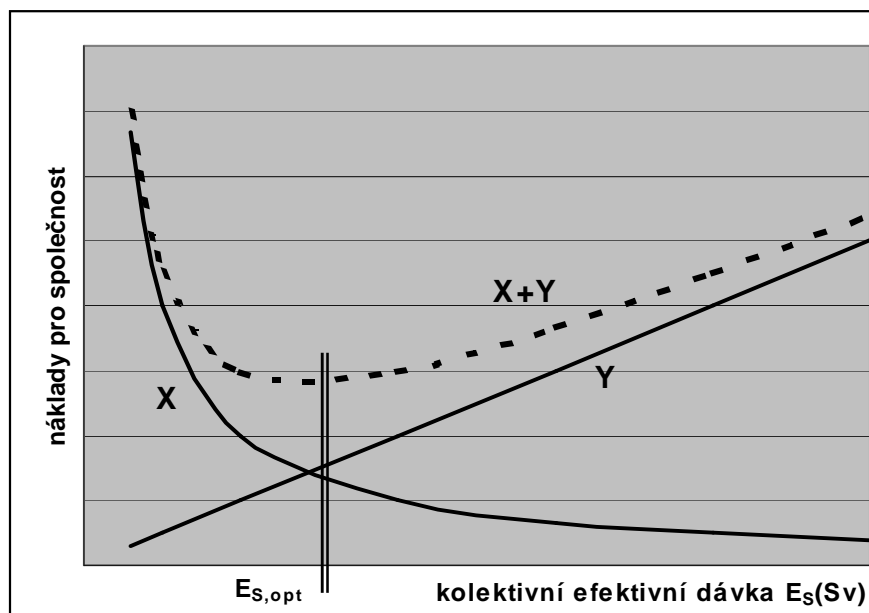
V rámci *optimalizace radiační ochrany* mají být všechna ozáření plánovaná a udržovaná na co nejnižší rozumně dosažitelné úrovni se zohledněním hospodářských a společenských faktorů. Varianty radiační ochrany posuzované v rámci optimalizace radiační ochrany nesmí vést k ozáření, které by převyšovalo limity ozáření nebo optimalizační meze, pokud jsou pro daný případ stanoveny. Při stanovení optimalizačních mezí jednotlivou činností vedoucí k ozáření zohlední SÚJB dosavadní zkušenosti s podobnými činnostmi tak, aby úroveň radiační ochrany byla nižší, než bylo již dosaženo v praxi, a uváží také možný vliv jiných činností tak, aby celkově nehrozilo překročení limitů ozáření.

Při optimalizaci radiační ochrany se zpravidla porovnávají náklady na různá opatření ke zvýšení radiační ochrany. Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za prokázanou a opatření nemusí být provedeno, pokud by náklady byly vyšší než přínos opatření a nevyžaduje-li provedení opatření zvláštní společenské podmínky. K vyjádření finanční ztráty pro společnost v důsledku ozáření je třeba znát tzv. *finanční ekvivalent jednotky kolektivní efektivní dávky* (cena jednoho Sv kolektivní dávky). Stanovuje se obvykle jako společenská finanční ztráta vyplývající z rizika stochastických účinků a důsledku předčasné smrti. V ČR je současně stanoven pro různé způsoby ozáření hodnotou 0,5 až 5 mil. Kč/Sv:

- a) 0,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce nepřesáhne jednu desetinu příslušných limitů ozáření,
- b) 1 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne jednu desetinu, ale nikoliv tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- c) 2,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- d) 1 mil. Kč/Sv pro lékařské ozáření,

- e) 0,5 mil. Kč/Sv pro ozáření z přírodních zdrojů ionizujícího záření, které nejsou záměrně využívány,
- f) 2,5 mil Kč/Sv pro havarijní ozáření.

Graf 1: Optimalizace ochrany (analýza nákladů a přínosů v radiační ochraně)



X - náklady na ochranu

Y - náklady (škody) ze zdravotní újmy v důsledku ozáření

Ochrana je optimalizována, pokud celkové náklady pro společnost ($X+Y$) jsou minimální, tj. pro kolektivní efektivní dávku $E_{S,opt}$.

Čistý společenský přínos činnosti spojené s ozářením lze vyjádřit:

$$\mathbf{B} = \mathbf{V} - (\mathbf{P} + \mathbf{X} + \mathbf{Y})$$

kde **V** je hrubý společenský přínos, **P** jsou náklady na činnost (**V** a **P** nejsou, na rozdíl od **X** a **Y** funkcí kolektivní efektivní dávky).

Jako průkaz rozumně dosažitelné úrovně radiační ochrany lze použít tzv. *směrné hodnoty* uvedené pro řadu činností ve vyhlášce. Nejsou-li směrné hodnoty překročeny, lze považovat radiační ochranu za optimalizovanou a není nutné provádět optimalizační analýzu. Např. směrnou hodnotou pro roční efektivní dávku je 50 mSv a zároveň 100mSv za 5 let pro radiační pracovníky a 1 mSv pro ostatní osoby.

Princip optimalizace vychází ze současných poznatků o pravděpodobnosti (riziku) stochastických účinků, které je vyjadřováno pravděpodobností účinku vztaženou na jednotku kolektivní efektivní dávky v jednotkách (10^{-2} Sv^{-1}). Pro praxi to znamená, že pravděpodobnost vyjádřená v těchto jednotkách se číselně rovná procentuálnímu počtu případů ve skupině, z nichž každý jedinec je ozářen efektivní dávkou 1 Sv: kolektivní efektivní dávka skupiny N jedinců je pak $E_S=N \cdot 1=N$, při pravděpodobnosti účinku $r(10^{-2} \text{ Sv}^{-1})$ lze očekávat počet projevů účinku $N_u=rE_S=rN$ a tudíž $N_u/N=r$.

Pravděpodobnost účinku je obecně závislé na věku ozářeného jedince, proto jsou pravděpodobnosti uváděny zvláště pro pracovníky a pro obyvatele. Vyšší pravděpodobnost nádorů pro obyvatele je způsobena tím, že tato populační skupina zahrnuje děti a mladistvé, u kterých je pravděpodobnost stochastických účinků vyšší než u ostatních (starších) členů populace.

Následující tabulka uvádí souhrnně pravděpodobnosti stochastických účinků pro pracovníky i obyvatele, a to jak pro nádory způsobující smrt, tak i pro léčitelné nádory a pro pravděpodobnost dědičných změn u potomků (4):

Tabulka 1: Pravděpodobnosti stochastických účinků pro pracovníky a obyvatele

Populace	souhrnná zdravotní újma (10^{-2} Sv^{-1})			
	fatální nádory	nefatální nádory	dědičné změny	CELKEM
pracovníci	4,0	0,8	0,8	5,6
obyvatelé	5,0	1,0	1,3	7,3

Pravděpodobnosti vzniku smrtelného nádoru v jednotlivých tkáních a orgánech a pravděpodobnost dědičných poruch pro obyvatele jsou uvedeny v následující tabulce (převzatá z ICRP 60). Pro ilustraci jsou uvedeny hodnoty pravděpodobností i ze zprávy ICRP 26, které byly podrobeny revizi a na základě nových poznatků upraveny. Z porovnání je patrné, že celková pravděpodobnost stochastických účinků byla zvýšena z hodnoty 1,65 (10^{-2} Sv^{-1}) na hodnotu 6,0. (4)

Tabulka 2: Pravděpodobnost stochastických účinků pro obyvatele (10^{-2} Sv^{-1})

tkáň nebo orgán	fatální nádory	
	ICRP 60	(ICRP 26)
žaludek	1,10	
plíce	0,85	(0,20)
tlusté střevo (sestup. tračník)	0,85	
červená kostní dřeň	0,50	(0,20)
jícen	0,30	
močový měchýř	0,30	
mléčná žláza	0,20	(0,25)
játra	0,15	
vaječníky	0,10	
štítná žláza	0,08	(0,05)
povrch kostí	0,05	(0,05)
kůže	0,02	
zbytek těla	0,50	(0,50)
tkáně a orgány celkem	5,00	(1,25)
	dědičné poruchy	
gonády	1,00	(0,40)
stochastické účinky celkem	6,00	(1,65)

Třetí princip, pojednávající o nepřekročení limitů, říká, že „každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, musí omezovat ozáření fyzických osob tak, aby nebyly překročeny limity ozáření stanovené legislativou.“

Limity ozáření jsou závaznými kvantitativními ukazateli pro celkové ozáření z radiačních činností, jejichž překročení není ve stanovených případech přípustné. Dělí se na :

- a) obecné limity (vztahují se na celkové ozáření z radiačních činností=činnosti při využívání umělých i přírodních zdrojů záření, nevztahují se na profesní, lékařské a havarijní ozáření)
- b) limity pro radiační pracovníky (limity pro profesní ozáření, tj. ozáření v přímé souvislosti s výkonem práce)
- c) limity pro učně a studenty (od 16 do 18 let věku)

Tabulka 3: Limity ozáření

limitovaná veličina	obecný limit	radiační pracovníci	učni a studenti
součet efektivních dávek ¹ ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření	1 mSv/rok	100 mSv/5 roků 50 mSv/rok	6 mSv/rok
ekvivalentní dávka ² v oční čočce	15 mSv/rok	150 mSv/rok	50 mSv/rok
průměr. ekvivalentní dávka v 1cm ² kůže	50 mSv/rok	500 mSv/rok	150 mSv/rok
ekvivalentní dávka v prstech až předloktí a v chodidlech až po kotníky	-	500 mSv/rok	150 mSv/rok

¹ Efektivní dávka je součtem všech vážených ekvivalentních dávek v orgánu nebo tkáni lidského těla a váhového faktoru pro orgán nebo tkáň $E = \sum (W_T \cdot H_T)$

² Ekvivalentní dávka je definována jako součet součinů absorbované dávky ve tkáni působením záření a radiačního faktoru, kde se sčítají příspěvky od jednotlivých druhů záření $H_T = \sum (W_R \cdot D_{T,R})$

Odvozené limity jsou pomocnými kvantitativními ukazateli, vyjádřenými v měřitelných veličinách a sloužícími ve vybraných případech k prokazování, že limity pro radiační pracovníky nebyly překročeny:

Tabulka 4: Odvozené limity

ozáření	limitovaná veličina	odvozený limit
Zevní	H _P (0,07) – osobní dávkový ekvivalent v hloubce 0,07 mm	500 mSv/rok
	H _P (10) - osobní dávkový ekvivalent v hloubce 10 mm	20 mSv/rok
Vnitřní	příjem radionuklidů požitím	podíl 20 mSv a konverzního faktoru h _{ing} pro příjem daného radionuklidu požitím
	příjem radionuklidů vdechnutím	podíl 20 mSv a konverzního faktoru h _{inh} pro příjem daného radionuklidu vdechnutím
ozáření produkty přeměny radonu	roční příjem ekvivalentní aktivity radonu	3 MBq
	latentní energie produktů přeměny radonu	17 mJ
	expoziční produktům radonu	2,5 MBq.h.m ⁻³
	celoroční průměrná ekvivalentní objemová aktivita radonu	1260 Bq.m ⁻³

Autorizovanými limity jsou závazné kvantitativní ukazatele stanovené v příslušném povolení pro jednotlivou radiační činnost nebo jednotlivý zdroj ionizujícího záření (zpravidla jako výsledek optimalizace radiační ochrany).

2. 2. Odůvodnění lékařského ozáření

Lékařské ozáření jednotlivých osob se odůvodňuje individuálním zdravotním prospěchem pacienta. V případě preventivní péče, včetně vyhledávacích vyšetření, je lékařské ozáření možno uskutečnit, pouze pokud je zdůvodněno očekávaným přínosem pro jedince, u něhož bude nemoc odkryta, s uvážením léčebného ovlivnění nemoci. Do procesu odůvodnění lékařského ozáření musí být v souladu s principy klinické odpovědnosti zapojen jak indikující lékař, tak aplikující odborník a radiologický fyzik, kteří:

- a) vždy vezmou v úvahu účinky, přínosy a rizika dostupnosti jiných metod, které vedou k témuž cíli, avšak nezahrnující ozáření ionizujícím zářením.
- b) před každým použitím zdroje ionizujícího záření k lékařskému ozáření zjistí u pacienta předchozí významné aplikace radionuklidů a ionizujícího záření, které by mohlo mít význam pro uvažovanou léčbu
- c) u žen v reprodukčním věku jsou povinni zjistit možnost těhotenství nebo kojení dítěte. (12)

Ta ozáření, která nejsou spojena s přímým zdravotním přínosem pro osoby podstupující ozáření, například v rámci ověřování nových poznatků, včetně metod, které nebyly dosud zavedeny v klinické praxi, vyžadují zvláštní odůvodnění a použití přiměřených technik tak, aby nebyly překročeny optimalizační meze. Mezi tyto patří **diagnostické referenční úrovně**.

Dále pak **efektivní dávka** na jednotlivce 1 mSv za kalendářní, výjimečně hodnota 10 mSv za dobu 10 za sebou jdoucích kalendářních roků pro ta ozáření, kde výstupem je pouze zvýšení znalostí, ale bez zaměření na záchranu života nebo prevenci závažných onemocnění.

Optimalizační mez stanovená SÚJB na základě předložené studie o očekávaných dávkách a očekávaném přínosu ozáření pro ta ozáření, kde výzkum je

zaměřen na záchranu života nebo prevenci závažných onemocnění a efektivní dávka u jednotlivce by mohla překročit 1 mSv za kalendářní rok. SÚJB vydá své vyjádření k ověřování nových poznatků na člověku nebo k použití metod dosud nezavedených v klinické praxi, které jsou spojeny s ozářením, po posouzením:

- a) zajištění ochrany při ozařování
- b) odborné způsobilosti provádějících danou činnost
- c) programu ozařování včetně údajů o počtu, věku a pohlaví plánovaně ozařovaných osob a velikosti plánovaného ozáření
- d) údajů o zajišťování a řízení jakosti při ozařování
- e) popisu očekávaného odborného nebo společenského přínosu plánovaného ozáření
- f) optimalizační studie u těch ozáření, kde není přímý zdravotní přínos pro osoby podstupující ozáření.

2. 3. Optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření

Optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření se dosahuje zejména zavedením systému jakosti. Cílem optimalizace při radioterapeutických výkonech je ozáření cílového objemu, na který je léčba zaměřena, v rozsahu nezbytném k dosažení požadovaného účinku, přičemž ozáření ostatních tkání má být tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout bez omezení léčby. Pro všechny standardní typy lékařského ozáření musí být vypracován písemný postup (standard), jehož dodržování jednotlivými pracovišti je posuzováno klinickým auditem. Součástí tohoto postupu musí být způsob stanovení a hodnocení dávek pacientů. Při lékařském ozáření musí být přijaty všechny rozumné kroky ke snížení pravděpodobnosti vzniku nehody nebo aplikace neplánované dávky pacientovi.

Zdravotnické pracoviště, na kterém se provádí lékařské ozáření, musí být vybaveno osobními ochrannými prostředky a pomůckami pro radiační ochranu všech pracovníků a osob podstupujících lékařské ozáření.

2. 4. Požadavky na pracovníky na radioterapeutickém pracovišti

Nová radioterapeutická zařízení se nesmí používat bez odpovídajícího dozimetrického vybavení pro testování zdrojů ionizujícího záření. Na odděleních radioterapie musí být zařazen radiologický fyzik, který je při výkonu své činnosti zodpovědný za přesnost a bezpečnost aplikace ionizujícího záření v klinické praxi a za zavádění nového radioterapeutického zařízení a fyzikálních metod do klinické praxe. Zodpovídá za zavedení a hodnocení systému zabezpečování jakosti, zejména za řízení zkoušek zdrojů ionizujícího záření a dalších zdravotnických prostředků, které mohou ovlivnit ozáření pacientů nebo jiných osob podstupujících lékařské ozáření, a za aplikaci a optimalizaci ochrany v klinické praxi zdravotnického zařízení.

Na radioterapeutickém pracovišti je nutná přítomnost dohlížející osoby, nezdědka to bývá právě radiologický fyzik. Náplní dohlížející osoby je sledovat a hodnotit plnění povinností k zajišťování radiační ochrany, upozorňovat na nedostatky a podávat návrhy na jejich odstranění. Zabezpečuje informování pracovníků o práci se zdroji ionizujícího záření, ověřuje jejich odbornou způsobilost pravidelným přezkoušením. Organizuje přijímací zkoušky, zkouška dlouhodobé stability, zajišťuje zkoušky provozní stálosti přístrojů. Zabezpečuje přípravu programu monitorování, podílí se na měření a hodnocení schváleného programu monitorování. Sleduje účast pracovníků na předepsaných preventivních lékařských prohlídkách. (18)

Zvláštní pozornost musí být věnována výcviku aplikujících odborníků, odborně způsobilých radiologických asistentů a radiologických fyziků, kteří se podílejí na ozáření dětí, na ozáření, která jsou spojena s vysokými dávkami pacientům.(12). Podle zákona č.96 z roku 2004, § 8 se odborná způsobilost radiologických asistentů získává absolvováním vyšší odborné školy, nebo akreditovaného zdravotnického bakalářského studijního oboru. Mezi základní požadavky týkající se radiologického fyzika patří vysokoškolské vzdělání a především nezbytná atestace v oboru technická spolupráce v oborech radioterapie a radiodiagnostika.

Vyhláška č.424 / 2004, § 7 udává činnosti radiologického asistenta bez odborného dohledu:

1. provádí a vyhodnocuje zkoušky provozní stálosti zdrojů ionizujícího záření
2. zajišťuje, aby lékařské ozáření nebylo v rozporu se zásadami radiační ochrany, podílí se na její optimalizaci
3. vykonává činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany
4. pod odborným dohledem radiologického fyzika se specializovanou způsobilostí v radioterapii podílí na plánování radioterapie

Činnosti radiologického fyzika udává rovněž vyhláška č.424/2004, § 23 zejména:

1. zajišťuje fyzikální měření související s vyhodnocováním dávek lékařského ozáření
2. zajišťuje klinickou dozimetrii, včetně evidence a hodnocení dávek ozáření
3. zajišťuje zavádění nových radiologických zařízení a fyzikálních metod do klinické praxe
4. podílí se na zavedení a hodnocení systému zabezpečování jakosti
5. zabezpečuje aplikaci a optimalizaci radiační ochrany při poskytování zdravotní péče, zejména radiační ochranu pacientů při lékařském ozáření, radiační ochranu pracovníků

Při klinickém využití nových ozařovacích technik si musí aplikující odborníci doplňovat odborné vzdělání a praktický výcvik týkající se zavádění nových technik a dalších požadavků k zajištění radiační ochrany. Účast na celoživotním vzdělávání, získávání nových znalostí na seminářích, konferencích, inovačních kurzech a kongresech je hodnocena kreditním systémem daným vyhláškou č.423 / 2004, § 1 – 4.

2. 5. Radiační zátěž pacientů v radioterapii

Přístupy k hodnocení radiační zátěže pacientů při lékařském ozáření závisí na způsobu využití i na míře účinků ionizujícího záření.

V radioterapii jde o život zachraňující výkon, kdy je nezbytné ozářit cílový objem co nejvyšší absorbovanou dávkou tak, aby se dosáhlo deterministických účinků pro tumorem postiženou tkáň. Typické hodnoty absorbovaných dávek se pohybují v desítkách Gy a i zdravé okolní tkáně mohou být zatíženy zářením až na hranici tolerance, přičemž k deterministickým účinkům může dojít i v ozařované oblasti mimo nádor (kritické orgány).

Radiační ochrana pacientů v radioterapii má své zvláštní rysy:

- a) dávky v radioterapii a jejich správné dodání je hlavním náplní práce radioterapeutů a radiologických fyziků. S pomocí moderních metod zaměření cílového objemu, plánování léčby a ozařování včetně dozimetrie, dosahuje přesnost nastavení a dodání dávky v celém průběhu radioterapie $\pm 5\%$
- b) pacienti léčení pro benigní nádory a nenádorová onemocnění při dlouhodobém přežití mohou být v pozdním věku nositeli zvýšeného rizika zhoubných nádorů

V současné době se běžnou součástí radioterapeutického procesu ve fázi plánování ale i ozařování stává zobrazení ozařovaných struktur, zaměření a verifikace polohy cílového objemu. Přestože jsou využívány stejné zdroje záření i metody zobrazení, jsou tyto dávky připočteny k celkové dávce. Umožňují zpřesnit lokalizaci a vymezit cílový objem a jejich příspěvek dávek je vzhledem k vlastním dávkám z radioterapie zanedbatelný. Při využití systému EPID (elektronický portálový zobrazovací systém) s pomocí energie 6 MV lineárního urychlovače se stanovená hodnota efektivní dávky na 1 MU jednotku pohybuje okolo 0,19 mSV, přičemž pro verifikaci je nutné použít 4 MU jednotek. V běžné praxi se při následném dodání předepsané dávky, tj. od předepsaných MU jednotek, MU jednotky použité při verifikaci odečítají. Hodnoty absorbovaných dávek při lokalizaci a verifikaci nastavení

a zaměření tumoru je nutné z hlediska komplexního hodnocení příspěvků všech dávek, které pacient v průběhu celého terapeutického procesu obdrží.(20)

2. 6. Dozimetrické veličiny a veličiny radiační ochrany určené k hodnocení rizika

Základní dozimetrickou veličinou, ze které vycházejí veličiny radiační ochrany je *absorbovaná dávka* s jednotkou 1 Gy, resp.střední dávka v dané tkáni, tzv.orgánová dávka, také s jednotkou Gy. Hodnota orgánové dávky je v oblasti nízkých dávek indikátorem pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků a v oblasti nad prahem deterministických účinků je tato veličina indikátorem možnosti jejich vzniku a stupně poškození.

Pro hodnocení míry biologických účinků různých druhů ionizujícího záření je v radiační ochraně zavedena veličina *ekvivalentní dávka* s jednotkou Sv, která se rovná orgánové dávce vynásobené *radiačním váhovým faktorem*, který ale poskytuje pouze hrubou indikaci závislosti biologických účinků na kvalitě záření.

Pravděpodobnost vzniku stochastických účinků je závislá na typu ozářené tkáně nebo na orgánu a pro hodnocení této pravděpodobnosti je zavedena veličina *efektivní dávka* s jednotkou Sv, která je dána součtem ekvivalentních dávek v jednotlivých tkáních nebo orgánech, vážených tzv. **tkáňovým váhovým faktorem**. Ten vyjadřuje míru závažnosti ozáření určitého orgánu při ozáření. Pro hodnocení radiační zátěže ve vymezené skupině populace používá radiační ochrana veličiny kolektivní ekvivalentní a **kolektivní ekvivalentní dávka**.

Radiační i tkáňové faktory jsou závislé na úrovni znalostí radiobiologických účinků ionizujícího záření. Z tohoto důvodu musí být jednoznačně uvedeno, které z doporučených hodnot váhových faktorů byly pro výpočet ekvivalentní nebo efektivní dávky použity. Veličiny radiační ochrany byly původně zavedeny především pro hodnocení vzniku stochastických účinků (radiační zátěže) u pracovníků a obyvatelstva

vystaveného malým dávkám s malým dávkovým příkonem a že hodnoty váhových faktorů vycházely především z epidemiologických studií populace při výbuších atomové bomby v Hirošimě a Nagasaki. (20)

V radioterapii je důležité především hodnocení biologických účinků reakce nádoru na v závislosti na způsobu frakcionace aplikované dávky a na hodnotách DVH (dose – volume histogram) v ozářených tkáních. Různá frakcionační schémata se hodnotí pomocí tzv. **BED – biologicky efektivní dávka**. Tato veličina je používána při hodnocení určitého frakcionačního schématu v radioterapii pomocí lineárně- kvadratického modelu a vyjadřuje celkovou dávku, která byla potřeba v případě použití velmi malých dávek na frakci tak, aby se dosáhlo stejného terapeutického efektu jako při použité frakcionaci (někdy se BED nazývá extrapolovaná celková dávka – ETD).

Porovnávání frakcionačních schémat a hodnocení jejich účinnosti je prioritním požadavkem na správnou znalost **dávkové distribuce** uvnitř těla ozářeného pacienta (včetně DVH), k čemuž se dnes využívají velmi přesné plánovací systémy. Využívané modely pro hodnocení optimální frakcionace a jejího hodnocení pomocí BED a dalším modelů se stále zdokonalují a upřesňují na základě hodnocení výsledků úspěšnosti nebo komplikací použitého způsobu léčby. Je nezbytné správně a jednotným způsobem stanovovat, specifikovat a zaznamenávat hodnoty dozimetrických veličin, které byly pro lékařské ozáření použity a snažit se o co nejpřesnější stanovení absorbované dávky v těle pacienta. Současně je třeba specifikovat a zaznamenávat všechny parametry ozářeného pacienta tak, aby bylo možné biologické účinky hodnotit v souladu s dosaženými znalostmi.

Hlavním cílem radioterapeutických metod je co nejpřesnější dodání předepsané dávky do plánovaného cílového objemu (PTV), protože špatné zaměření a následná léčba znamená pro pacienta vždy větší riziko. Minimalizace nežádoucího ozáření pacienta je důležitým aspektem při volbě léčebné metody.

3. CÍL PRÁCE A PŘEDPOKLÁDANÉ HYPOTÉZY

Cílem této práce je podání přehledu všech aspektů zajištění radiační ochrany pacientů léčených ionizujícím zářením s využitím svazků ImRT, a to od získání vstupních dat při lokalizaci na RTG simulátoru, procesu plánování, ověření ozařovacího plánu až po kontrolu dodání předepsané dávky ozařovačem. V práci jsou rovněž diskutovány a popsány parametry lineárního urychlovače, které by mohly nejvíce ovlivnit jeho funkci a stabilitu v dynamickém režimu. V hypotézách je diskutován možný dopad těchto parametrů na přesnost dodání dávky u modulovaných svazků a z toho vyplývající nutnost rozšíření rozsahu zkoušek a to jak pro vlastní lineární urychlovač, tak i samotné individuální ověření ozařovacího plánu konkrétního pacienta. Důležité je rovněž nalezení optimálního a efektivního způsobu ověřování těchto plánů, stanovení kritérií pro hodnocení naměřených výsledků tak, aby bylo možné celý ověřovací systém začlenit do rutinního klinického provozu radioterapeutického pracoviště.

V práci jsem podala návrh systému všech nutných kontrol o které bylo nutné rozšířit náš program jakosti pro zavedení svazků s modulovanou intenzitou do klinické praxe. Tento systém kontrol na pracovišti lineárního urychlovače slouží k posuzování stálosti jeho parametrů, stavu pomůcek a ochranných mechanismů, které mají bezprostřední vliv na radiační ochranu. Jedná se zejména o testování lineárního urychlovače a vícelistového kolimátoru v dynamickém režimu při modulaci intenzity záření a v neposlední řadě i o testování nástroje pro kontrolu ozařovacích ImRT plánů, kterým je portálová dozimetrie.

Pro jednotlivé zkoušky jsem zpracovala metodiky měření, které popisují postup při ověřování daného parametru, potřebné měřicí vybavení, frekvenci a toleranční limity. Zkoušky provozní stálosti pro lineární urychlovač jsou prováděny ve formě denních, týdenních, měsíčních a ročních kontrol a jsou dokumentovány podle schváleného Programu zabezpečování jakosti.

4. OVĚŘOVÁNÍ LINEÁRNÍHO URYCHLOVAČE V DYNAMICKÉM REŽIMU – METODIKA A VÝSLEDKY

4. 1. Modulace intenzity svazku záření ImRT

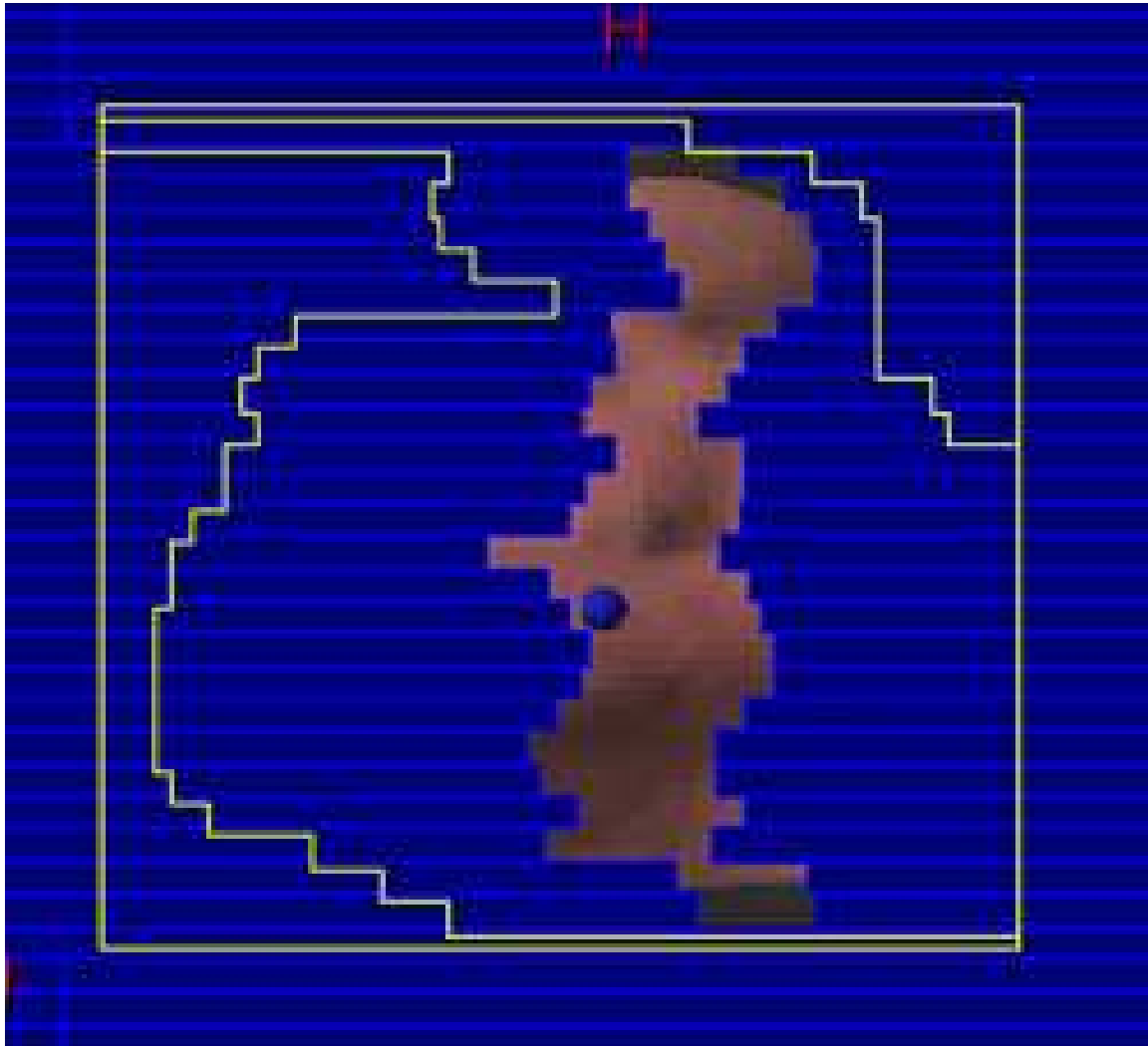
V oboru radioterapie se v posledních letech vyskytuje několik pojmů, které označují nejmodernější způsoby aplikace ionizujícího záření. Patří sem metody ImRT, ImRT – step and shoot, ImRT – sliding window, které se odklánějí od konvenčního ozařování cílového objemu homogenními svazky a používají naopak svazky cíleně nehomogenní – modulované. Cílem použití těchto metod je snaha zlepšit terapeutický poměr, tedy buď možnost zvýšení pravděpodobnosti zvládnutí nádorového onemocnění nebo omezení rozsahu radiačního poškození zdravé tkáně. Radioterapie s modulovanou intenzitou (intensity-modulated radiation therapy, ImRT) využívá modifikace intenzity fotonového svazku napříč ozařovaným polem. Tak je možné dosáhnout lepší prostorové distribuce dávky než je tomu při 3D - CRT.

Pro zhotovení ozařovacího plánu s modulovanými svazky je nutné rozšířit plánovací systém o modul pro inverzní plánování. Při konvenčním plánování postupujeme metodou pokus – omyl. Zadáme počet polí, jejich uspořádání a modifikaci, potom proběhne prostorová kalkulace distribuce dávky a generujeme objemové histogramy. Hodnotíme pokrytí cílového objemu, maximální a minimální dávku v cílovém objemu a expozici kritických orgánů. Proces se opakuje tak dlouho, dokud nevytvoříme vyhovující plán. **Inverzní plánování** využívá obráceného postupu – radiační onkolog nejprve definuje parametry týkající se tkáňových struktur (cílový objem, kritické orgány) a ve spolupráci s lékařským fyzikem zvolí energii svazku záření, počet a úhly ozařovacích polí. Plánovací systém pro inverzní plánování umožňuje pro cílové struktury určit dávkové rozložení, maximální a minimální dávku a přiřadit jednotlivým omezením koeficienty priority. Parametry je možné zadávat numericky anebo graficky pomocí křivek v objemových histogramech (DVH). Plánovací systém potom stanoví postupně pro každý svazek optimální profil intenzity.

Postupuje při tom tak, že do algoritmu pro výpočet intenzity integruje elektronovou denzitu tkání od distálního okraje cílového objemu až k povrchu těla. Při kalkulaci celého plánu, která trvá 10-20 minut, plánovací systém respektuje parametry definované uživatelem. Z hlediska technického provedení ImRT se nabízí několik možností. Nejjednodušší je použití kompenzátoru z vhodného materiálu, podobně jako to děláme při konvenčním plánování. V klinické praxi se nejvíce uplatňují dvě metody, které k modifikaci intenzity svazku používají vícelistový kolimátor (MLC).

Technika mnoha statických polí (multiple-static-field MSF), označovaná také jako step-and-shoot technika, spočívá v tom, že superpozicí několika (5-10) dílčích polí (segmentů) rozdílně tvarovaných pomocí MLC se dosáhne požadované modulace svazku. Při daném úhlu gantry je nejprve ozářen první segment, potom se lamely MLC automaticky posunou a ozáří se druhý segment, opět se posune MLC a následuje třetí segment atd. Po iradiaci posledního plánovaného segmentu se změní úhel gantry a celý proces se opakuje u dalšího pole. Nevýhodou step-and-shoot techniky je časová náročnost ozařovacího procesu. Doba ozáření se prodlouží až trojnásobek normálního času, čímž dojde ke snížení propustnosti urychlovače.

Technika s dynamickým vícelistovým kolimátorem (dynamic multileaf collimator DMLC) spočívá v tom, že lamely MLC se během ozáření plynule pohybují napříč svazkem. Řídící software určuje sekvenci pohybu lamel a také rychlost pohybu. Mění se rychlostí pohybu jednotlivých párů lamel je svazek požadovaným způsobem modulován. Díky pohybu lamel MLC napříč svazkem záření lze dosáhnout toho, že výsledný profil intenzity záření je plynulejší a zároveň nedojde ke snížení propustnosti urychlovače.



Obr. 2: Tvar pole a pohyb lamel MLC u metody ImRT Sliding Windows

4. 1. 1. Ozařovací objemy

Radioterapie jako taková vyžaduje přesné definování jednotlivých cílových objemů. Definice jednotlivých cílových objemů vychází z mezinárodního doporučení ICRU Reportu 50 (The International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993).

Rozsah nádorového objemu:

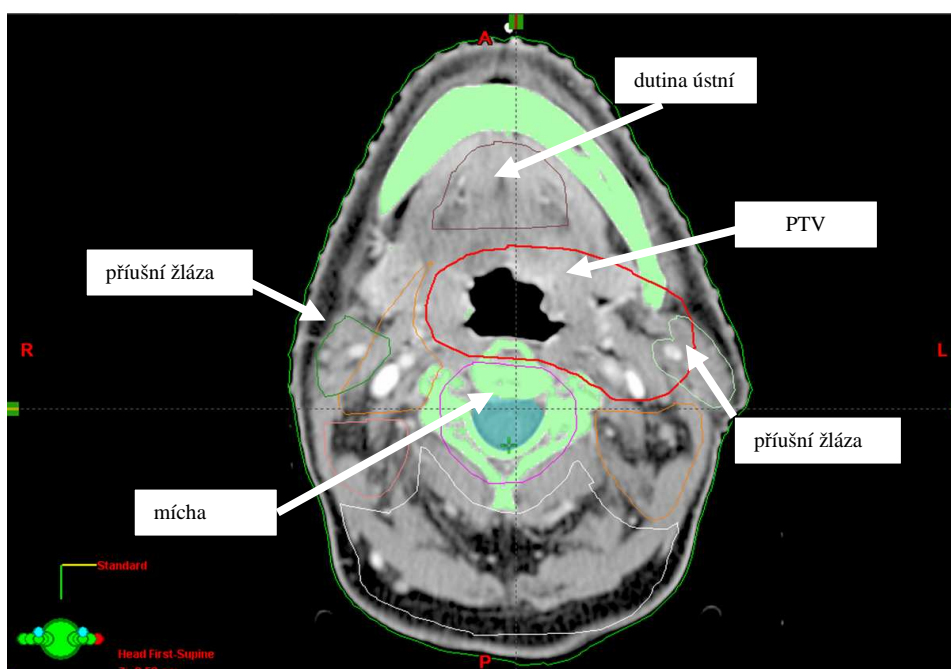
1. **GTV** (Gross Tumor Volume) – je určen diagnostickými zobrazovacími metodami
2. **CTV** (Clinical Tumor Volume) – kolem nádorového objemu nebo lůžka nádoru se může nacházet oblast mikroskopického šíření nemoci, které nelze zjistit dosud užívanými diagnostickými metodami. Tato oblast je označována jako *klinický cílový objem* – CTV (Clinical Target Volume) a musí být léčena tak, aby bylo dosaženo léčebného záměru. Klinický cílový objem je anatomicko-klinický pojem, který musí být stanoven před výběrem způsobu léčby a ozařovací techniky. Kolem CTV musí být přidán bezpečnostní lem „*Internal Margin*“, který kompenzuje nepřesnost způsobenou pohybem a změnou velikosti jednotlivých orgánů i celého pacienta (dýchací pohyby, proměnlivá náplň rekta a močového měchýře ...). Další bezpečnostní lem „*Set-up Margin*“ slouží k eliminaci chyb v přesnosti nastavení pacienta a ozařovacích poměrů.
3. **PTV** (Planning Target Volume) *Plánovací cílový objem* - je geometrický pojem a jeho definování je nutné k volbě vhodné velikosti a uspořádání ozařovacích svazků. Celý PTV musí být ozářen předepsanou dávkou. V ideálním případě by měla být dávka dodána jen do PTV, v případě nemožnosti tohoto dosáhnout se definuje *léčený objem* (Target Volume – TV). Tento objem je obklopen vhodnou izodózou k dosažení léčebného záměru (většinou 95% izodóza). Jestliže se ukáže, že léčený objem je menší nebo ne zcela obklopuje plánovací cílový objem, je pravděpodobnost kontroly tumoru snížena a ozařovací plán musí být přehodnocen.

Tkáňový objem, který je ozařován dávkou považovanou za významnou vzhledem k toleranci zdravé tkáně se nazývá *ozařovaný objem* (Irradiated Volume). V rámci ozařovaných objemů se musí brát v úvahu i okolní zdravé tkáně a kritické

orgány (Organs of Risk), jejichž radiosenzitivita může významně ovlivnit plánování léčby a velikost předepsané dávky.

4. 1. 2. Plánování techniky ImRT

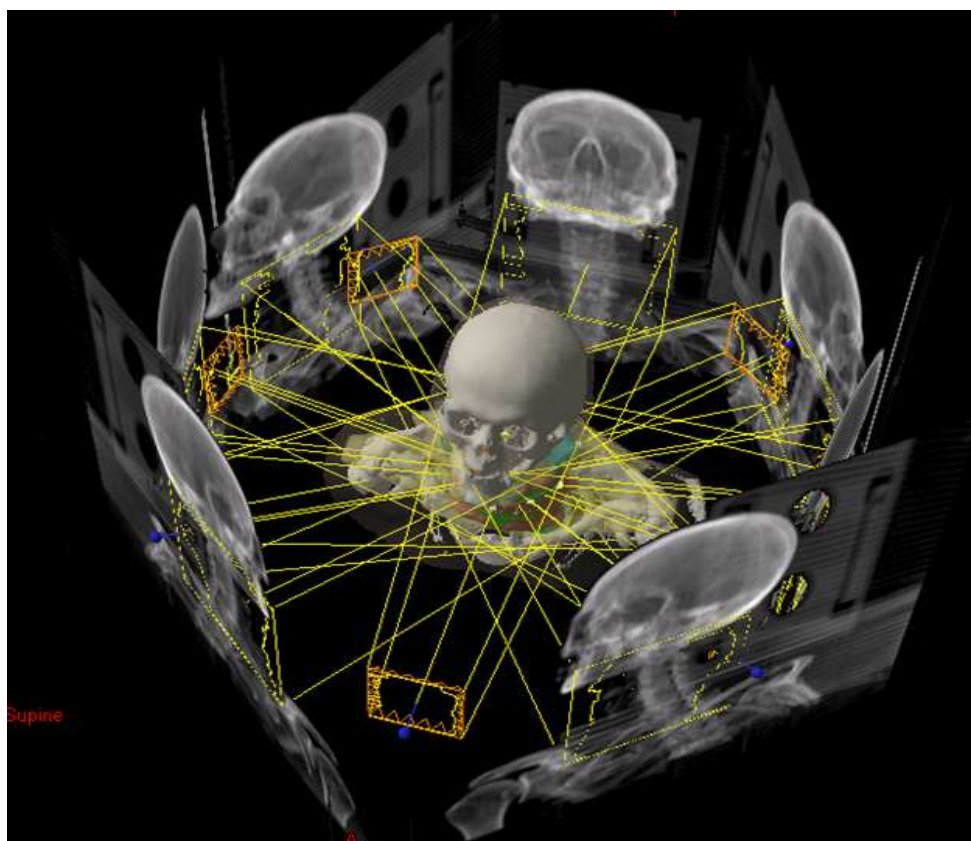
Plánování ozáření technikou ImRT (v našem případě v oblasti hlavy a krku) probíhá v několika bodech, mezi které patří lokalizace cílového objemu na RTG simulátoru, vytvoření CT řezů s kontrastem pro vytvoření trojrozměrného obrazu, zakreslení cílového objemu, rizikových a pomocných struktur, výpočet a umístění ozařovaných polí a následná optimalizace ozařovacího plánu. Tato činnost je časově náročná, vyžadující zkušenost lékaře a radiologického fyzika. Pro plánování se vytvoří CT řezy s krokem 3 mm, v délce od temene hlavy až pod nadklíčky. CT řezy jsou pouze dvojrozměrné, teprve plánovací systém z nich vytvoří trojrozměrný obrázek, který je základem pro samotné plánování. V 3D obrázku se zamaluje cílový objem a tkáňové struktury, ve kterých potřebujeme znát rozložení dávky.



Obr. 3: Zakonturování tkáňových struktur a kritických orgánů

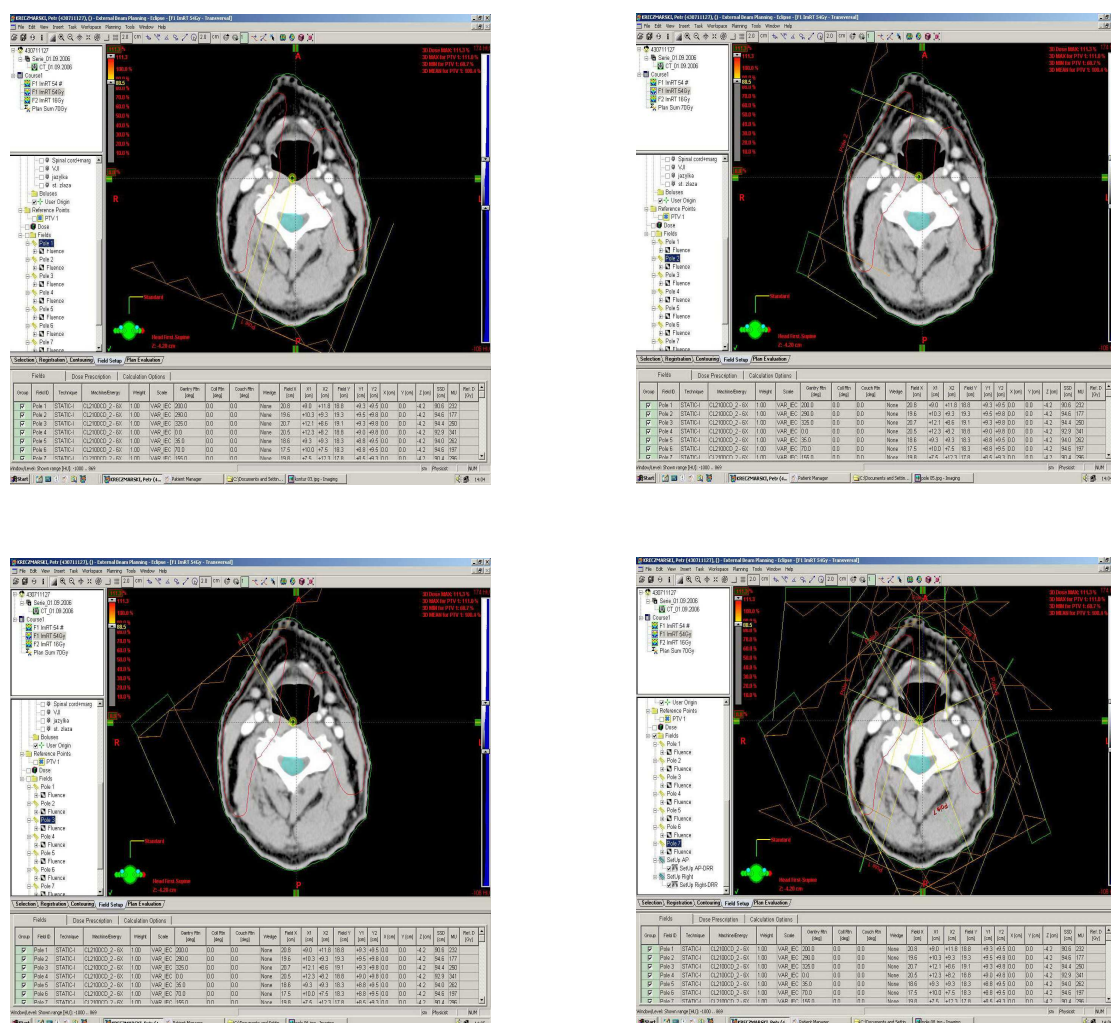
Při hodnocení plánu se dbá na to, aby u radiosenzitivních orgánů (např. mícha, plíce, dutina ústní, hltan, hrtan, příušní žlázy, oči....) dávka nepřekročila toleranci. V našem případě, při ozařování oblasti hlavy a krku do celkové dávky 74 Gy, je kritickým orgánem zejména mícha u které můžeme bezpečně aplikovat dávku maximálně do 40 Gy.

ImRT techniku indikujeme především v těchto případech, kdy potřebujeme eskalovat dávku nad 70 Gy a zároveň není možné překročit toleranci okolních zdravých struktur. Pro ozáření hlavy a krku používáme standardně 7 ozařovaných polí, tento optimální počet nám dovoluje rovnoměrné rozložení dávky v PTV objemu. Úhly polí jsou rovnoměrně rozděleny kolem povrchu pacienta. Rozměr polí je volen plánovacím systémem podle velikosti PTV.



Obr. 4: Rozložení ozařovaných polí v 3D pohledu

K optimálnímu počtu polí, jsme došli tak, že před vlastním zahájením klinického užívání ImRT techniky, jsme vytvořili ozařovací plány s různým počet ozařovacích polí – 3, 5, 7, 9, 12. Všechny vytvořené plány jsme podrobili analýze, kde jsme hodnotili jak homogenitu a konformitu v plánovaném objemu, tak i stupeň šetření kritických orgánů. Ověřili jsme si, že pro nižší počet ozařovaných polí (méně než 5) nelze zajistit potřebnou homogenitu v PTV objemu a dostatečné šetření kritických struktur. U vyššího počtu polí (více než 7) dochází k saturaci. Plán už se nezlepší a výsledkem je jen neúměrné prodloužení ozařovacího času. Tento fakt byl rovněž popsán v různých studiích publikovaných např. v časopise Radiotherapy and Oncology.



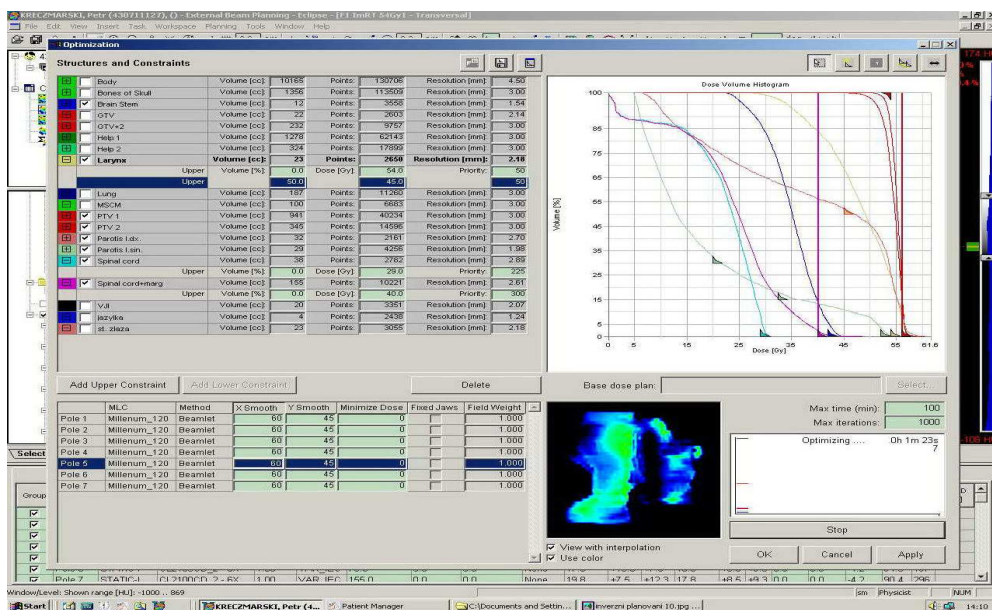
Obr. 5: Plánování rozložení ozařovaných polí

Při inverzním plánování lékařský fyzik zadá počet a rozložení polí a orientaci svazku. V optimalizačním modulu Helios zvolí podle tolerančních tabulek pro všechny struktury omezení (constraints).

Tabulka 5: *Toleranční tabulka kritických orgánů*

struktura	Maximální dávka	Průměrná dávka
Mícha	40 Gy	
Mozkový kmen	50 Gy	
parotis l.dx.		26 Gy
parotis l.sin.		26 Gy
Laryngs		50 Gy
Pharyngs		50 Gy

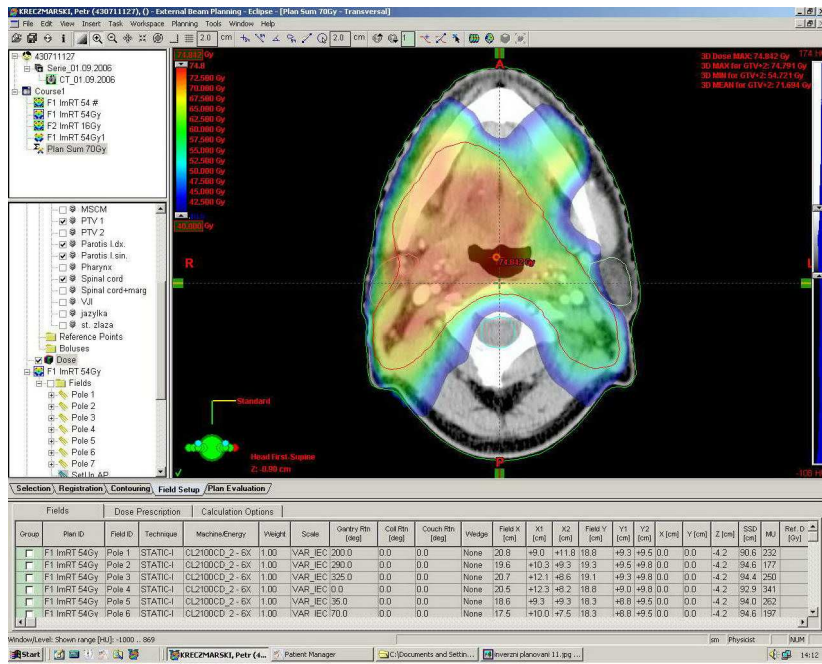
Každému constraints se přiřadí podle priorit váhový faktor. Tím dokážeme modelovat intenzitu záření tak, aby byla splněna jak homogenita a konformita dávky v PTV objemu, tak i dávkové tolerance kritických orgánů. Plánovací systém mění intenzitu záření uvnitř ozařovaných polí tak, aby po součet příspěvků ze všech polí v daném místě vyhověl našim požadavkům. (např. aby 100 % objemu PTV obdrželo dávku v rozmezí 95-107 % předepsané dávky, mícha nedostala dávku větší než 40 Gy a aby střední dávka v parotidě byla menší než 26 Gy atd.)



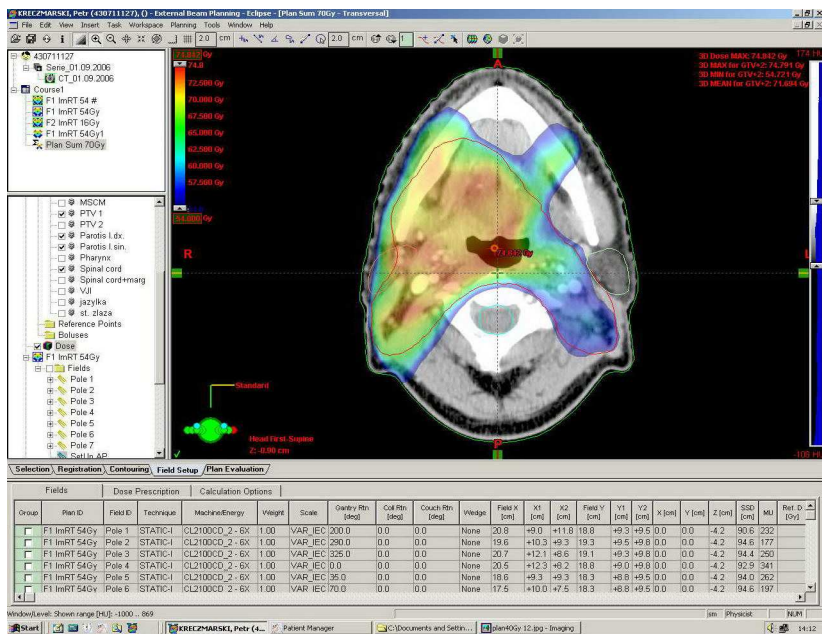
Obr. 6: Inverzní plánování – váhové faktory a průběh DVH

Optimalizační algoritmus neustále reaguje na naše požadavky a mění fluence jednotlivých polí tak, aby co možná nejlépe splnil naše zadání. K hodnocení splnění zadaných parametrů je použita funkce **The cost functionals**, která je graficky znázorněna na monitoru. Čím více se hodnota této funkce blíží nule, tím více se výsledný plán přiblížil našemu zadání. V optimalizačním procesu pokračujeme do doby než dosáhneme minimální hodnoty této funkce. Poté provedeme plánovacím systémem výpočet dávky.

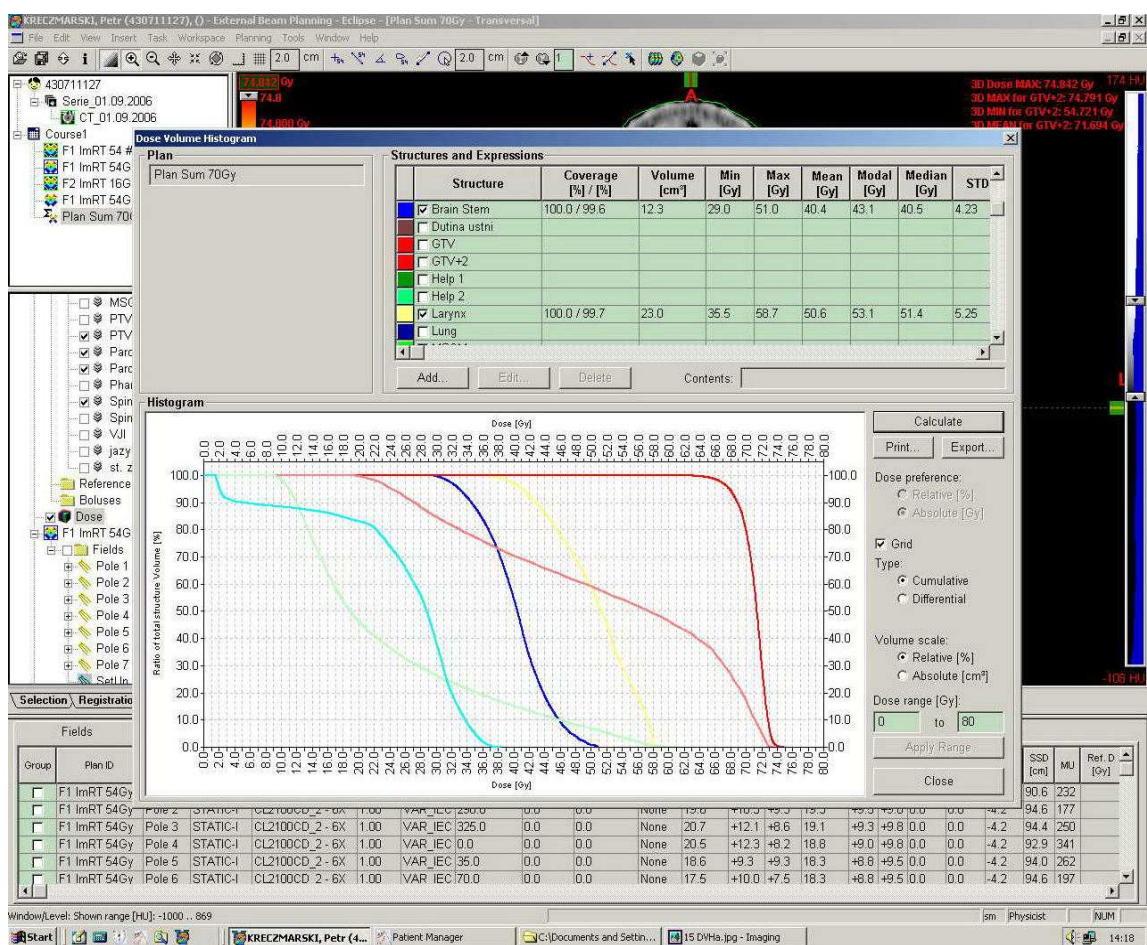
Celý ozařovací plán je na závěr hodnocen lékařem jak z hlediska splnění dávkově objemových histogramů v 3D zobrazení, tak i v jednotlivých transverzálních řezech v 2D zobrazení. Kontroluje se splnění tolerančních limitů všech kritických orgánů, aby nedošlo k překročení přípustné tolerance dávky a homogenita prozáření cílového objemu PTV.



Obr. 7: Transverzální řez 2D – splnění toleranční dávky 40 Gy pro míchu



Obr. 8: Transverzální řez 2D – splnění předepsané dávky do PTV – 74 Gy



Obř. 9: 3D DVH - splněnı dıvkově objemověch histogramů

4. 2. Zavedenı ImRT techniky do klinickěho provozu – zkoušky provoznı stılostı (ZPS)

Před zavedenım ImRT techniky do klinickěho provozu na pracoviřtı Radioterapie a.s. v Nověm Jičıně jsme rozřřili stıvajıcı metodiku zkoušek provoznı stılostı lineárnıho urychlovače o testy pro svazky ImRT, kterou jsme si nechali posoudit SÚJB. Zkoušky provoznı stılostı obsahujı řirokou řškálu testů, které by měly ověřit sprıvnou funkci lineárnıho urychlovače pro svazky s modulovanou intenzitou a zajistit přesnost dodanı předepsaně dıvky do cílověho objemu a maximálnı řšetřeni zdravěch tkını a orgınů.

Zajištění kvality pro ImRT svazky má řadu aspektů mezi které se řadí především stabilita lineárního urychlovače, kontrola MLC, přesnost polohování lamel, dozimetrická separace lamel, transmise MLC. Dále kontrola portálové dozimetrie a v rovněž i předléčebné (pre-treatment) ověření ozařovacího plánu. (7)

4. 2. 1. Stabilita lineárního urychlovače pro svazky s modulovanou intenzitou

Při segmentované technice ImRT (Step & Shoot) dochází mezi jednotlivými segmenty ke krátkodobému přerušení svazku záření. Rovněž i u dynamické techniky (Sliding window) může docházet ke krátkodobému přerušení záření „beam hold-off“.

Proto je nutné ověřit vliv častého přerušování na následující parametry:

- a) přesnost monitorovacího systému
- b) stabilita symetrie a homogenity
- c) stabilita energie záření

Ověření **přesnosti monitorovacího systému urychlovače** spočívá v kontrole dodání dávky realizovaného krátkodobě přerušovaným polem. Vytvořili jsme si řídicí soubor MLC kolimátoru tak, aby po odzáření malého počtu MU krátkodobě přerušil svazek záření. Přesnost monitorovacího systému se ověřuje pomocí dozimetrického systému DOSE 1 s ionizační komorou typu Farmer a vodě ekvivalentního fantomu. Ionizační komora je ověřena ve standardizační laboratoři a je používána pro kalibraci léčebných svazků. Ionizační komorou bude v referenční hloubce fantomu 10 cm změřena odezva pro 100 MU ve středu pole o velikosti 10cm x 10cm a stejné měření je provedeno i pro přerušovaný svazek. Pro automatické přerušování svazku je vytvořen řídicí soubor MLC kolimátoru tak, aby došlo k aktivaci „beam-hold-off“ signálu po odzáření každých 2% z celkových MU, řídicí soubor MLC přeruší 50 krát svazek záření. Z naměřených hodnot se provede výpočet poměru odezvy s přerušovaným a

nepřerušovaným svazkem. Tolerance by měla být menší než 2 %. Toto měření se provádí vždy v půlroční zkoušce.

$$\Delta = \frac{R_{sMLC} - R_0}{R_0} \times 100\%$$



Obr. 10: Ionizační komora s fantomem

Stabilita symetrie a homogenity je kontrola, jejímž cílem je ověření stability urychlovače při přerušovaném svazku záření. Kontrolu provedeme pomocí RTG filmu a vodě ekvivalentního fantomu. Postup této kontroly je stejný jako u ověřování přesnosti monitorovacího systému, avšak místo ionizační komory bude v referenční hloubce umístěn RTG film, který bude exponován přerušovaným ozářením, druhý RTG film pak, nepřerušovaným ozářením. U obou filmů je denzitometricky vyhodnocena symetrie a homogenita svazku, která by neměla překročit hodnoty pracoviště za

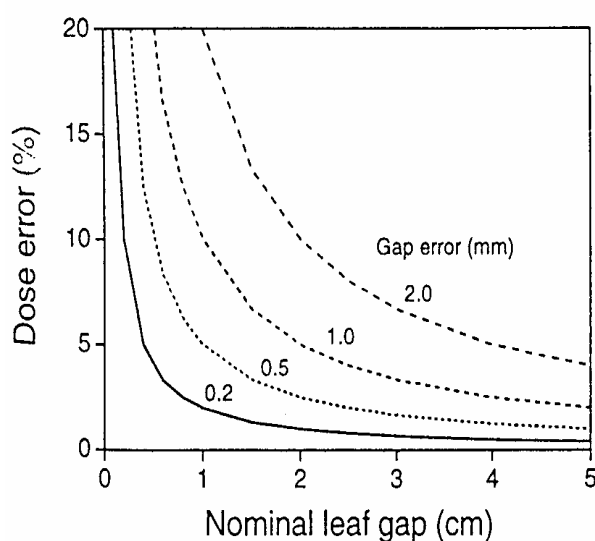
dodržení toleranční odchylky menší než 2 %. Měření se provádí opět v půlroční zkoušce.

Stabilita energie svazku ImRT pole spočívá v kontrole, zda přerušování svazku nevyvolává změnu energie. K tomuto měření se používá dozimetrický systém DOSE 1 s cylindrickou ionizační komorou CC13 a vodní fantom. Měření se provádí při velikosti pole 10 x 10 cm ve dvou hloubkách (10 a 20 cm) a spočítá se poměr odezev s přerušovaným a nepřerušovaným svazkem. Tolerance musí být v rozmezí ± 2 %.

4. 2. 2. *Kontrola vícelamelového kolimátoru MLC*

Vícelamelový kolimátor je soustava těsně naléhajících lamel uspořádaných v párech. Celý systém je uložen v hlavici lineárního urychlovače, díky němuž dochází k tvarování pole tak, aby co nejlépe odpovídal tvaru cílového objemu z pohledu svazku. Správná funkce MLC jak v dynamickém, tak i statickém režimu pro ImRT se významně podílí na přesnosti dodání předepsané dávky. I velmi malá chyba v poloze lamely MLC kolimátoru v řádu desetin milimetru může podle stupně modulace představovat chybu v dodání předepsané dávky až několik procent.

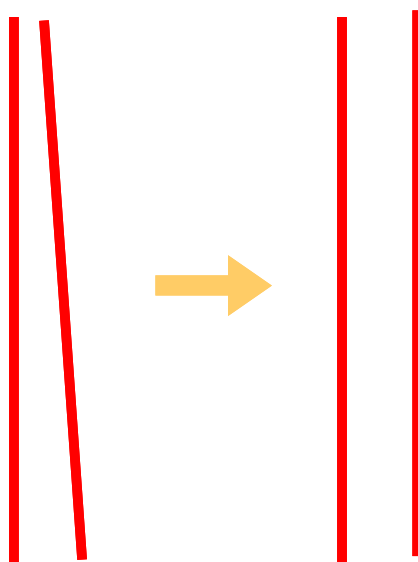
Graf 2: Grafické znázornění chyby v poloze lamely MLC



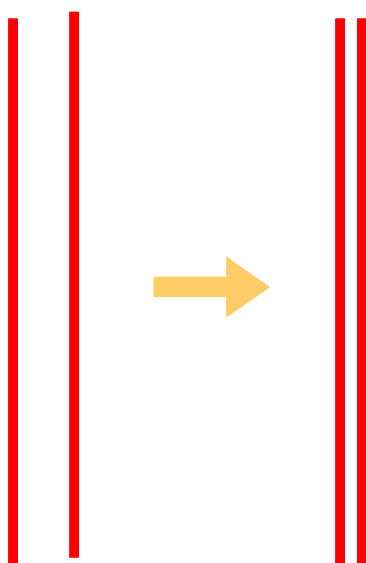
Pro kontrolu jeho správné funkce je nezbytné provádět následující zkoušky:

- a) kontrola seřízení všech lamel
- b) transmise MLC
- c) dozimetrická separace lamel
- d) kontrola přesnosti polohování lamel
- e) zátěžový test maximální rychlosti lamel

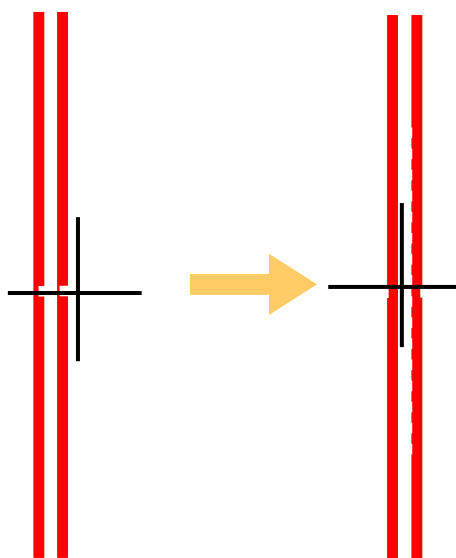
Kontrola seřízení všech lamel se provádí při pravidelné servisní prohlídce, kdy je provedena kontrola resp. seřízení správného nastavení všech lamel MLC. Kontroluje se rovnoběžnost, minimální šterbina lamel a jejich centrace, protože už malá nepřesnost v polohování lamel vede k významné chybě v dávce. Je nutné pravidelně ověřovat shodu rozměrů světelného pole tvarovaného lamelami MLC s požadovanými hodnotami, stejně tak je důležité ověřovat shodu radiačního pole tvarovaného MLC s indikovaným údajem.



Obr 11: Rovnoběžnost lamel MLC



Obr. 12: Minimální šterbina lamel MLC



Obr. 13: Centrace lamel MLC



Obr. 14: Pomůcka pro měření štěrbin protilehlých lamel

Transmise MLC charakterizuje průchod záření přes lamely a u ImRT techniky je mnohem zásadnější než při používání MLC ve statickém modu. Při ImRT se používá mnohonásobně vyšší počet monitorovacích jednotek (2 – 4x) než v konvenční radioterapii. Navíc velká část ozařovaného pole je relativně dlouhou dobu zastíněna lamelami kolimátoru. Dávka dodaná do určitého bodu v ozařovaném objemu je součtem dávky dodané přes otevřené pole MLC a dávky záření, které proniká přes lamelu MLC po dobu, kdy je ozařovaný bod touto lamelou stíněn. Transmise MLC se měří ionizační komorou ve vodě nebo vodě ekvivalentním fantomu. Do tohoto fantomu, do referenční hloubky a středu světelného pole se umístí ionizační komora typu Farmer, povrch fantomu je v běžně užívané vzdálenosti SSD.

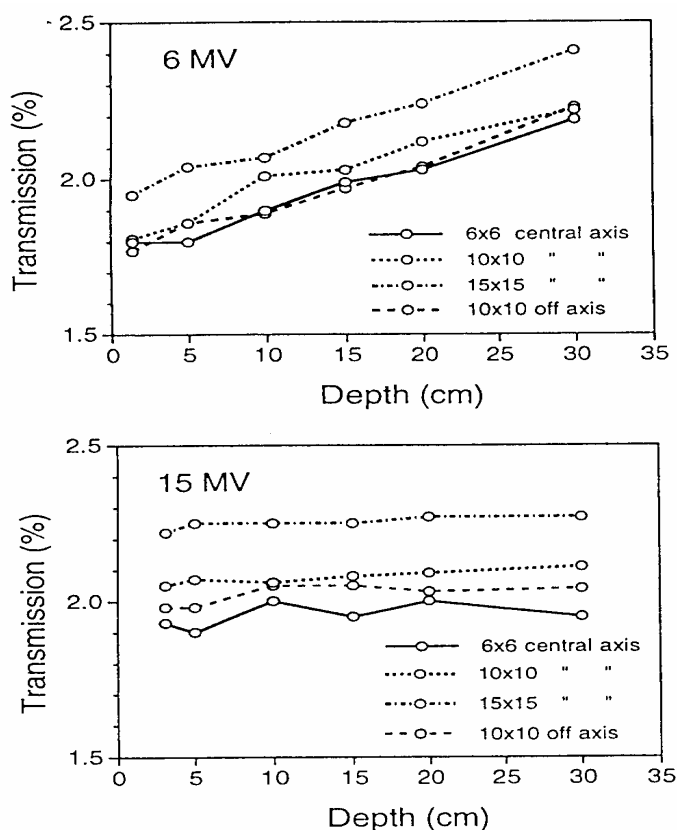
Při maximálně roztažených lamelách MLC se provede ozáření komory takovým počtem monitorovacích jednotek, které odpovídají ozáření dávkou 2 Gy pro pole 10 x 10 cm² vymezené sekundárními clonami. Hodnota odečtená z displeje dozimetru se zaznamená jako D_{ref} . Poté se pole zastíní jednou řadou lamel MLC tak, aby se lamely

první a druhé řady dotýkaly mimo vymezené pole pod sekundárními clonami a opět se provede ozáření. Zaznamenává se několik odečtů v různých polohách pod lamelami MLC a tento postup se opakuje i pro pole zastíněné druhou řadou lamel. Ze všech odečtů pod zastíněným polem oběma řadami lamel MLC se vypočte průměrná hodnota D_{tran} . Změřená hodnota transmise by se od hodnoty dané pracovištěm neměla lišit o více než 0,5 %.

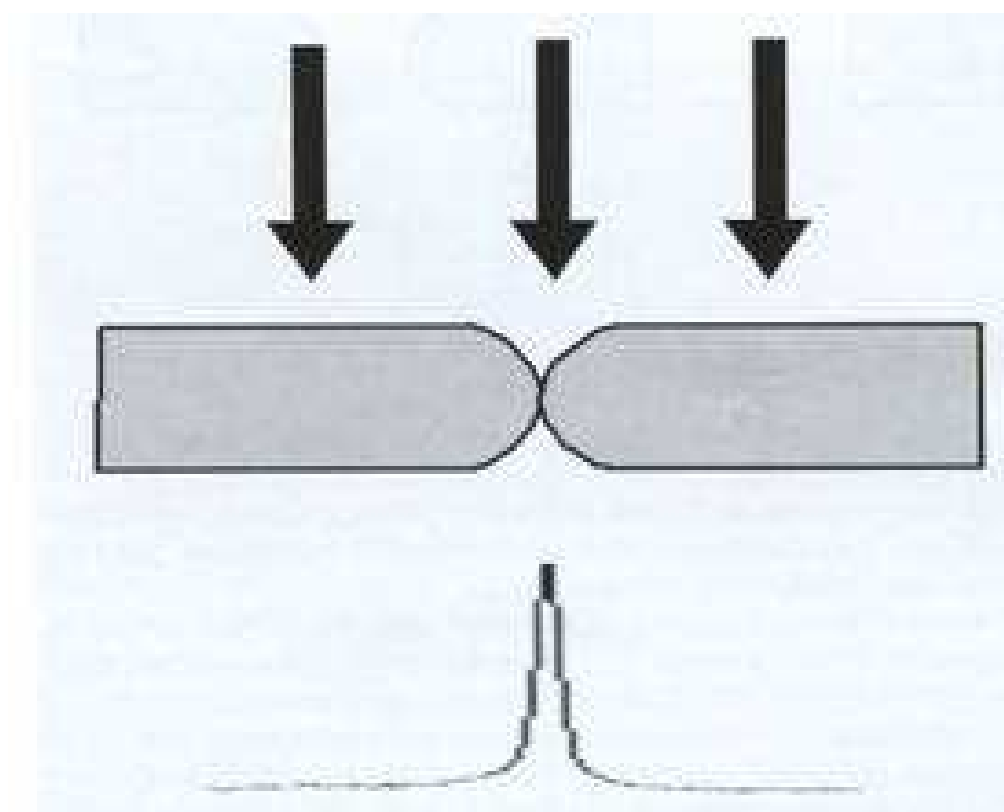
$$T_{\text{MLC}} = D_{\text{tran}} / D_{\text{ref}}$$

Transmise je tedy průměrná hodnota mezilamelové transmise a transmise přes plnou šířku lamely, je stanovena při přijímací zkoušce a zadána do plánovacího systému. Transmise je závislá na energii svazku, velikosti pole a hloubce měření. (1)

Graf 3: Průběh transmise pro $E=6\text{ MV}$ a $E=15\text{ MV}$



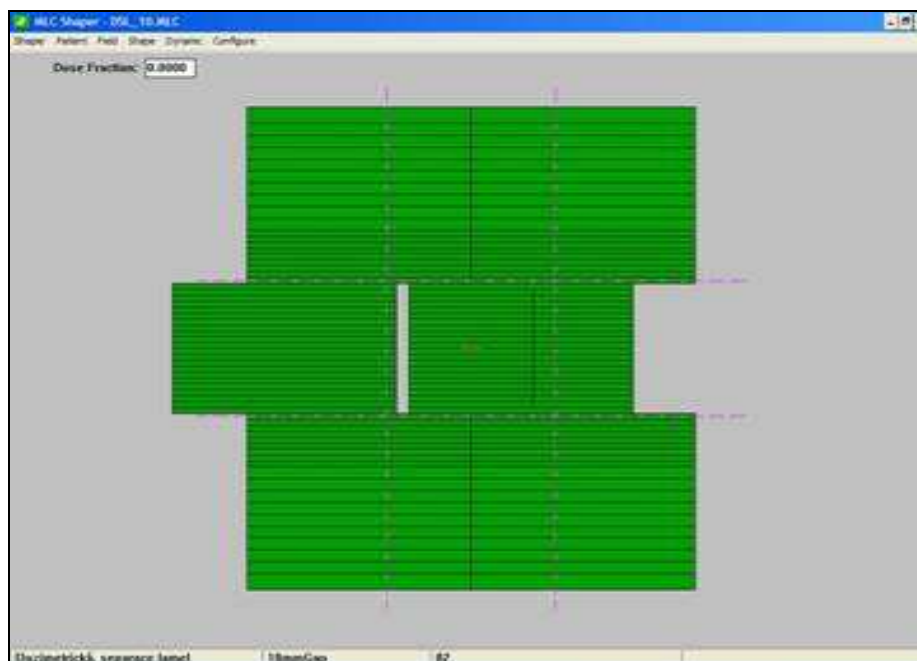
Dozimetrická separace lamel je parametr, který představuje korekci na zaoblené konce lamel MLC. Vzhledem k tomu, že lamely MLC se pohybují po lineární dráze v rovině kolmé k ose svazku, je jejich přední část zaoblena tak, aby byla zachována stejná hodnota polostínu, nezávisle na vzdálenosti lamely od střední osy svazku. Důsledkem tohoto zaoblání je zvýšení průchodu ionizujícího záření v prvních několika milimetrech od čela lamely. LoSasso navrhl modelovat tuto dodatečnou transmisi nahrazením zaoblených lamel lamelami s rovnou hranou, posunutými do nové geometrické polohy.



Obr. 15: Profil záření pod zaoblenou hranou

Tento parametr se v anglicky psané literatuře nazývá dosimetric leaf separation, použijme pro něj tedy název dozimetrická separace lamel MLC. Metodika měření tohoto parametru spočívá v těchto bodech:

1. **Změření odezvy ionizační komory** ve vodním nebo plastickém fantomu na centrální ose pole 10x10 cm při úhlu kolimátoru a ramene urychlovače v základní poloze. Při zkoušce je změřena odezva ionizační komory na CP pro pole 10x10cm pro různé šířky pohybujících se proužků MLC (1 – 20mm). Počet MU se nastaví na takový počet, který odpovídá ozáření dávkou 2 Gy. Používá se ionizační komora typu Farmer nebo ionizační komora CC01.
2. **Vytvoření souboru řídicího pohyb vícelamelového kolimátoru** v režimu DMLC a to tak, že lamely vytvoří pruh o definované šířce , který se bude rovnoměrně pohybovat z levé strany na pravou (výsledkem takového ozáření je realizace pole s homogenní intenzitou metodou ImRT). Šířka pruhu definovaného lamelami MLC bude postupně měněna v intervalu od 0,1 do 2 cm.



Obr. 16: Řídicí soubor dMLC pro měření dozimetrické separace lamel

3. **Změření odezvy** pro uvedená DMLC pole ve stejném bodě ve fantomu. Vypočtení příspěvku transmise v měřicím bodě (jde o frakci monitorovacích jednotek, po kterou je referenční bod stíněn jednou z lamel MLC vynásobenou transmisi MLC měřenou ve stacionárním režimu). Odečtou se relativní hodnoty z displeje dozimetru odpovídající konkrétní šířce štěrbiny x . Odezvy se korigují na transmisi přes lamely MLC, která je různá pro každou šířku proužku, tj. korigovanou odezvu získáme ze vztahu:

$$\mathbf{R}_{\text{kor}}(x) = \mathbf{R}_x - \mathbf{T} [100 - x / 100]$$

kde x je šířka proužku v mm, \mathbf{T} je hodnota transmise přes sevřené lamely.

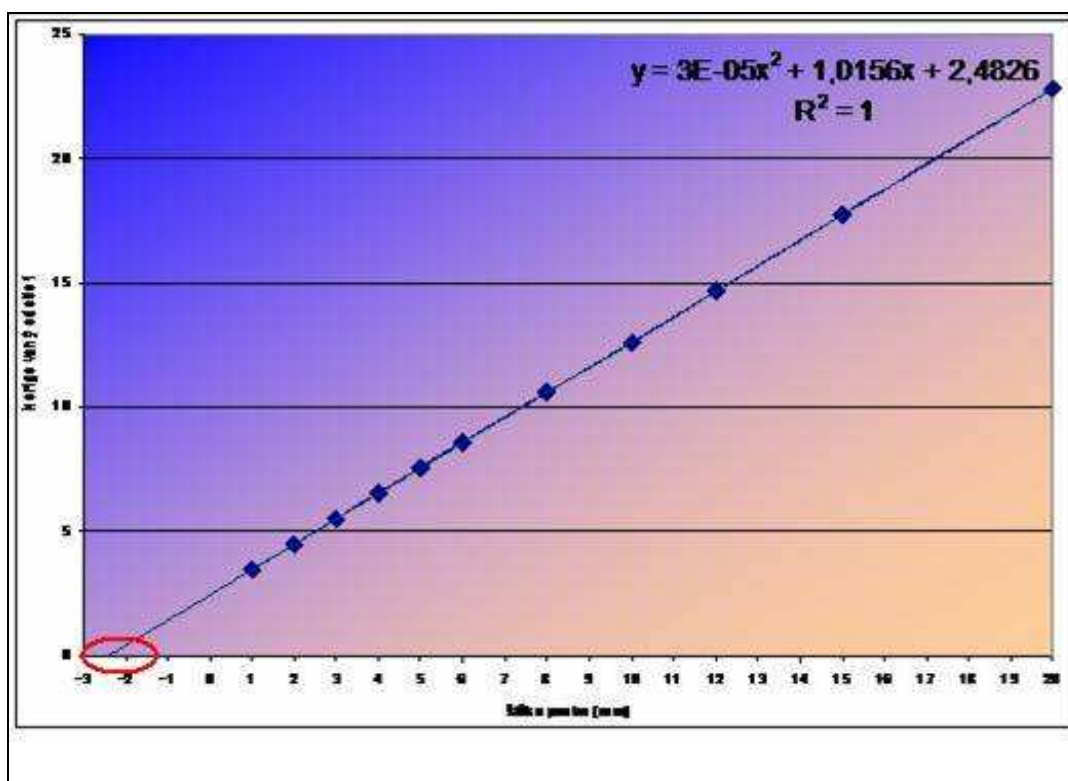
4. **Hodnoty $\mathbf{R}_{\text{kor}(x)}$ se vynesou do grafu** v závislosti na šířce proužku x . provede se extrapolace křivky k odezvě odpovídající pouze transmisi přes sevřené lamely MLC. Výsledkem je hodnota dozimetrické separace lamel, která je charakteristická pro konkrétní kombinaci urychlovače a MLC. Měření provádíme pro svazky 6 MV a 18 Je nutno si uvědomit, že tato hodnota bude jiná pro každé z ozařovaných polí, nebo doba, po kterou je měřicí bod zastíněn je závislá na vzdálenosti mezi lamelami, které definují dané dynamické pole.
5. Provedením lineární regrese je přímka protínající osu x v záporných bodech.

Měření hodnoty dozimetrické separace lamel je nutno opakovat pro všechny energie fotonů, které budou použity k realizaci ImRT polí, protože tento parametr je závislý na svazku ionizujícího záření. Pro tuto zkoušku není navrhována tolerance, protože hodnota dozimetrické separace lamel je specifická pro danou kombinaci lineárního urychlovače a MLC.

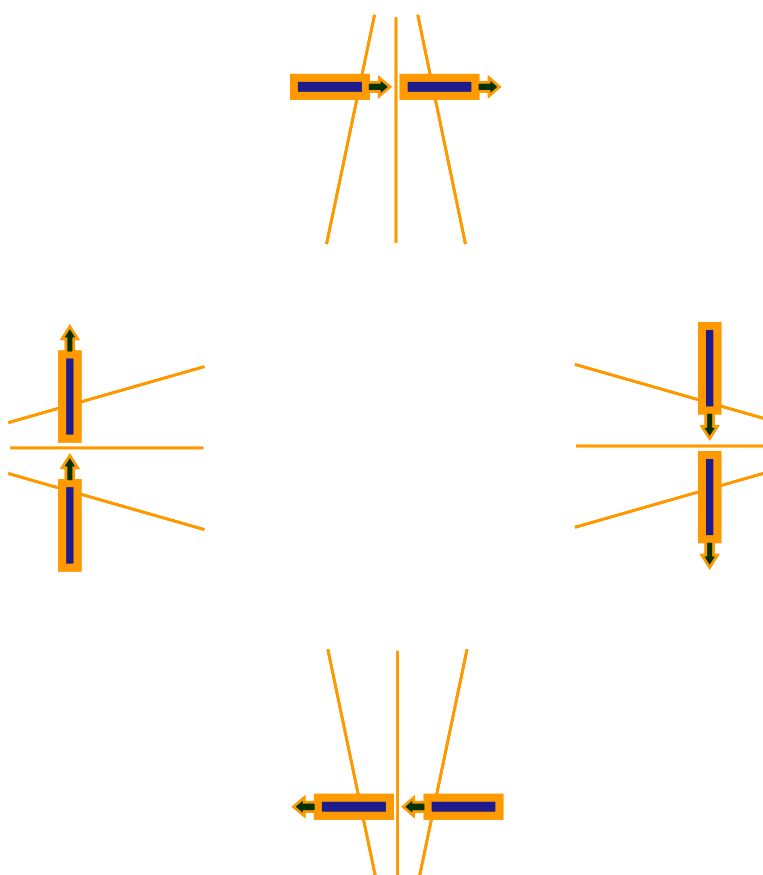
Tabulka 6: Měření dozimetrické separace lamel

Měření dozimetrické separace lamel			
Šířka proužku [mm]	Odečet [nC]	Přísp. z dMLC [nC]	Odečet_{korig} [nC]
1	2,865	0,9918	1,892
2	3,424	0,9821	2,491
3	3,981	0,9726	3,099
5	5,058	0,9540	4,309
10	7,569	0,9107	7,324
20	11,96	0,8348	13,350
Dozimetrická separace			-2,137

Graf 4: Dozimetrická separace lamel

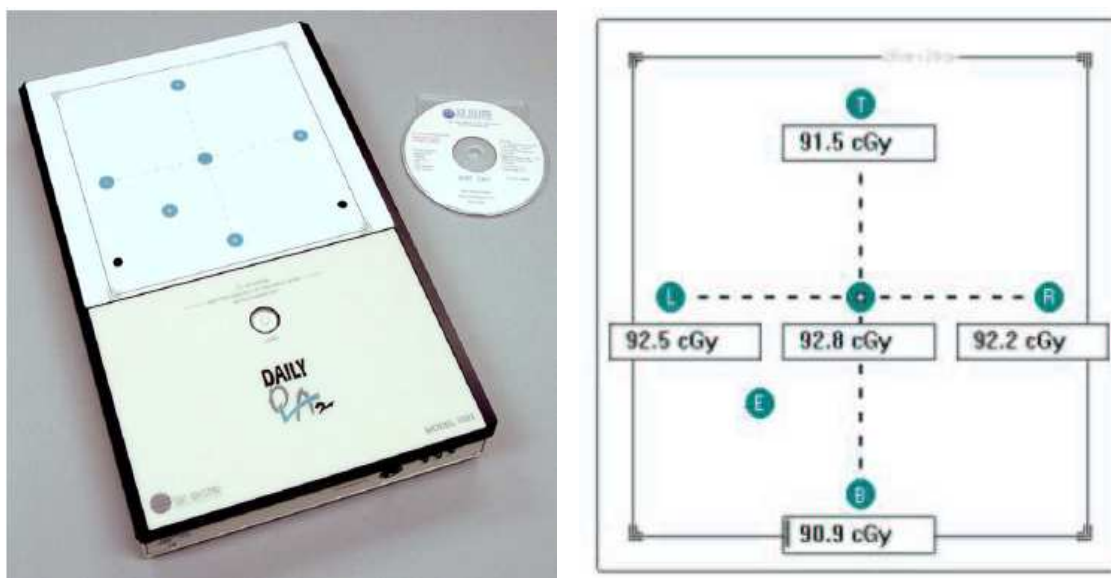


Kontrola přesnosti polohování lamel je důležitá pro správnost dávkové distribuce ImRT, ověření přesnosti polohování lamel má u ImRT mnohem větší význam než u 3D konformní radioterapie. Dozimetrické měření se provádí pomocí ionizační komory o objemu 0,6 ccm ve třech bodech - 4,0 cm, 0,0 cm a -4,0 cm) od osy centrálního paprsku, proužek je úzký 4 mm. Měření se provádí měsíčně pro všechny hlavní polohy ramene urychlovače (0° , 90° , 270° a 180°) a to z důvodu, aby byl ověřen vliv gravitace na přesnost polohování lamel MLC. Denně se pak provádí měření pouze pro základní polohu urychlovače (0°).



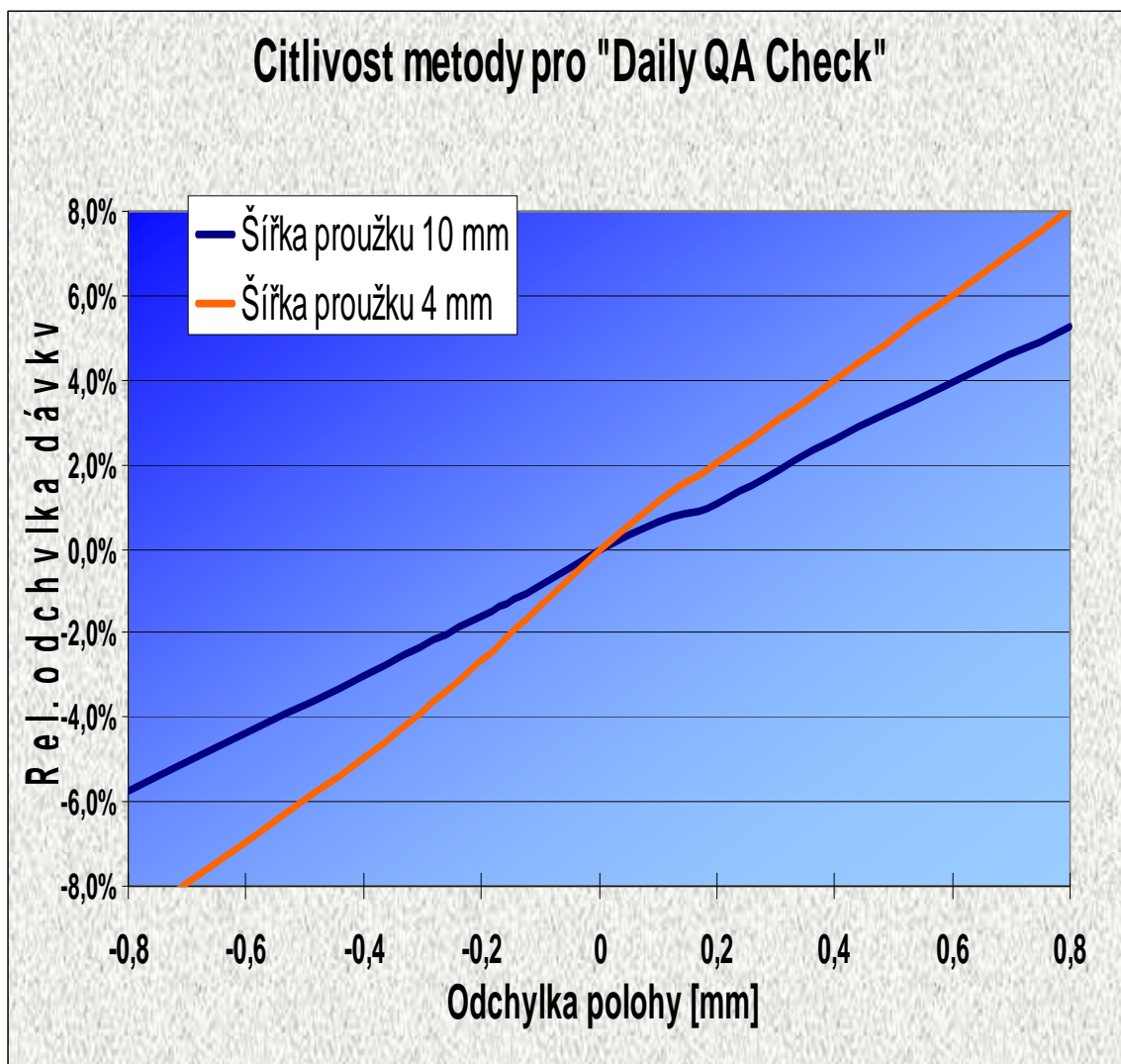
Obr. 17: Měření ve všech hlavních polohách ramene lineárního urychlovače

Dozimetrické ověření přesnosti polohy (Sweeping Gap) se provádí každodenně za pomoci dozimetru Daily QA Check a softwarového vybavení lineárního urychlovače. Denní test spočívá v ozáření souboru při nastavení 200 MU, dávkovém příkonu 300 MU za jednu minutu, velikost pole je 14 x 20 cm a gantry lineárního urychlovače je v poloze 0°. Při záření je prováděno dozimetrickým zařízením pro denní kontrolu lineárního urychlovače dozimetrické měření ve 3 různých místech a naměřené hodnoty jsou porovnány s referenčními hodnotami. Po ozáření se provede analýza naměřených hodnot, programem Daily QA Check jsou spočítány odchylky, které musí být menší nebo rovny 2 %.

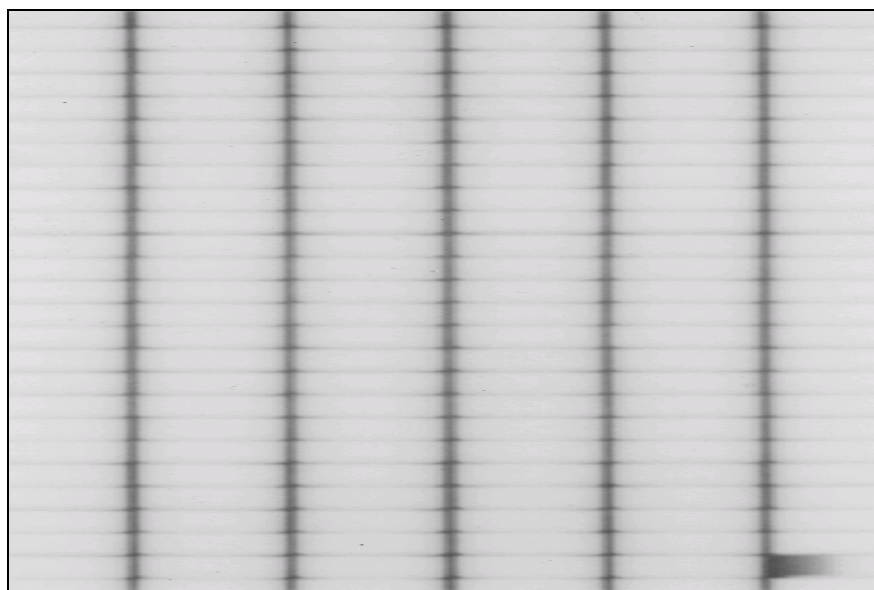


Obr. 18: Daily QA Check pro každodenní měření

Graf 5: Citlivost metody pro Daily QA Check



U kontroly přesnosti polohování lamel MLC ionizační komorou nejsme schopni prověřit všechny lamely. Proto provádíme tuto zkoušku i pomocí dozimetrického RTG filmu pro radioterapii KODAK X-OMAT. Na filmu jsou vytvořeny 1,0 mm široké proužky, které jsou navzájem vzdáleny 50 mm. Dozimetrický film exponujeme technikou dMLC (Sliding window).



Obr 19: Dozimetrický RTG film

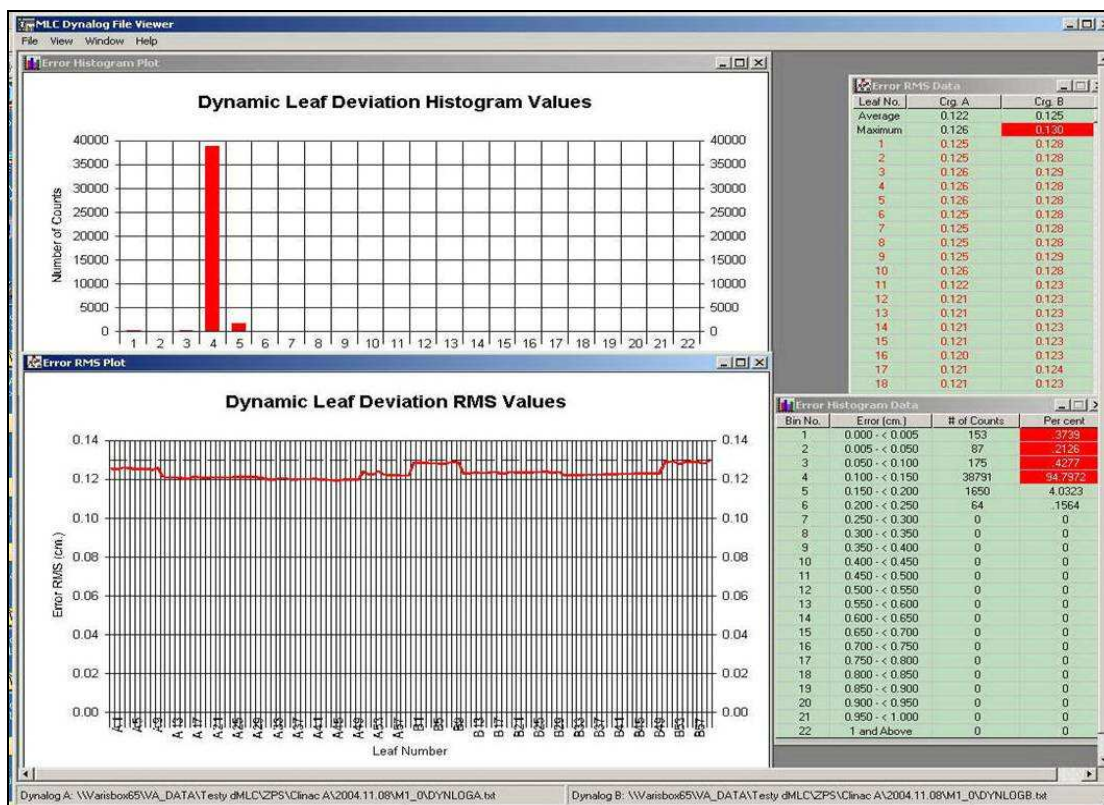
Exponovaný film je vyhodnocen denzitometrickým systémem, kde se ověří, zda jsou všechny proužky navzájem stejně vzdálené a stejně široké. Jedná se o velmi citlivou metodu měření absolutní přesnosti pozice lamel MLC, kdy lze odhalit chyby od 0,2mm. Odchylna vzdálenosti středů jednotlivých proužků by neměla překročit toleranci 0,5mm. Frekvence kontroly je týdenní.

Při **zátěžovém testu maximální rychlosti lamel (dMLC)** je řídicí soubor MLC nastaven tak, aby se při záření všechny lamely pohybovaly maximální možnou rychlostí po dráze 3 x 14cm. Každých 50 ms jsou systémem zaznamenány odchylky lamel od předepsané polohy a programem DFV (Dyalog File Viewer) jsou vygenerovány histogramy odchylek. Žádná z odchylek nesmí být větší než 3,0 mm, 95% odchylek musí ležet v pásmu 1 – 5, což představuje odchylky v rozmezí 0 - 2,0 mm. Frekvence zkoušky je týdenní (pro základní polohu ramene) a měsíční (pro všechny hlavní polohy).

Rovněž se provádí dynalog test pro běžný ImRT plán, kdy je namátkově vybráno 5 až 10 ozářených ImRT polí. Programem DFV jsou vygenerovány histogramy odchylek je provedeno grafické zpracování. Žádná z odchylek nesmí být větší než 1,5

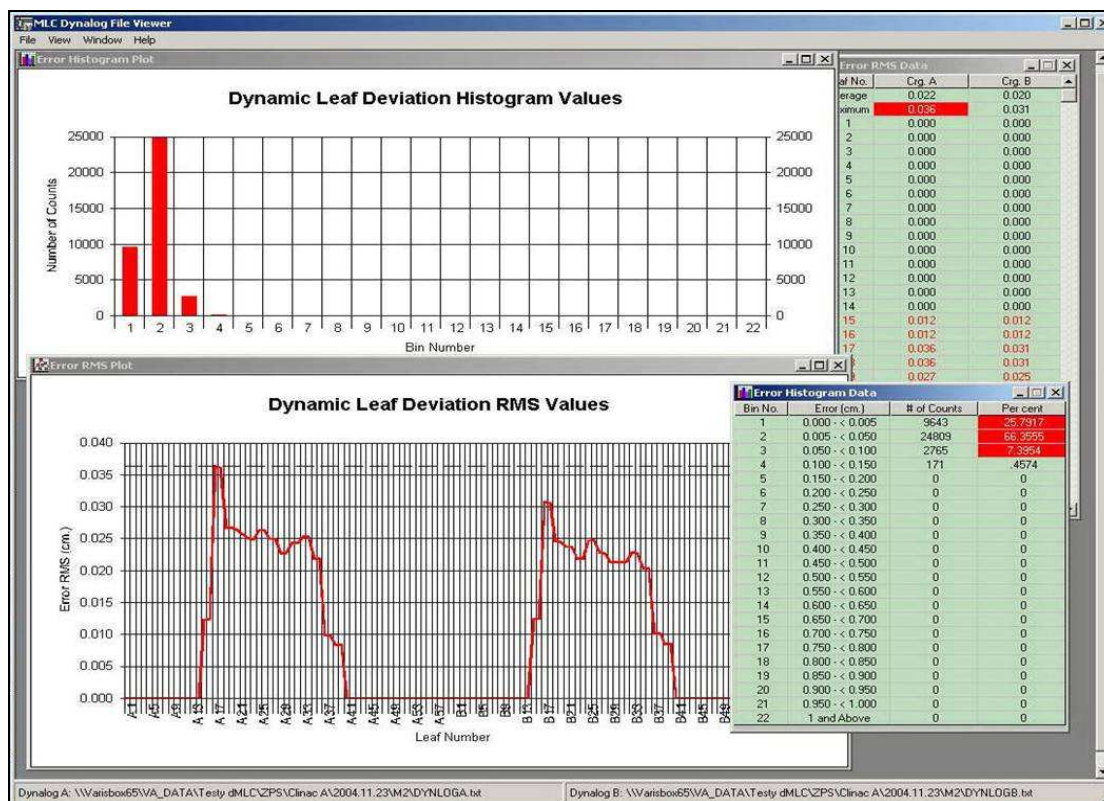
mm, 95% odchylek musí být ležet v pásnu 1 - 3 což představuje odchylky v rozmezí 0 - 1,0 mm. Tento test se provádí při měsíční zkoušce.

Na obrázku 20a je znázorněn výstup programu Dynalog File Viewer, který z naměřených hodnot zobrazí odchylky polohy jednotlivých lamel MLC a to jak graficky, tak i numericky. Uvedené hodnoty jsou pro tzv. zátěžový test lamel MLC, kdy se všechny lamely pohybují maximální rychlostí na dráze 42 cm. Z obrázku je zřejmé, že všechny naměřené odchylky jsou menší než 2 mm, 95 % naměřených hodnot je menších než 1,5 mm.



Obr. 20 a: Dynalog test pro maximální rychlost lamel- histogram odchylek

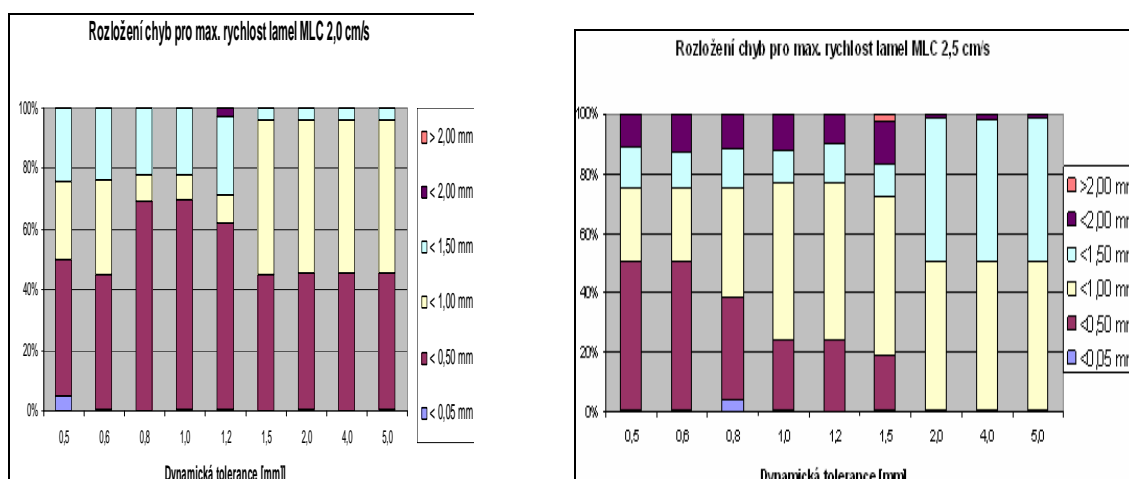
Obrázek 20 b představuje analýzu dat dynalog souboru pro běžný ImRT plán. Naměřené hodnoty: maximální odchylka polohy je 0,35 mm a 95% odchylek leží v pásmu 0-1,0mm.



Obr. 20b: Dynalog test pro ImRT plán - histogram odchylek

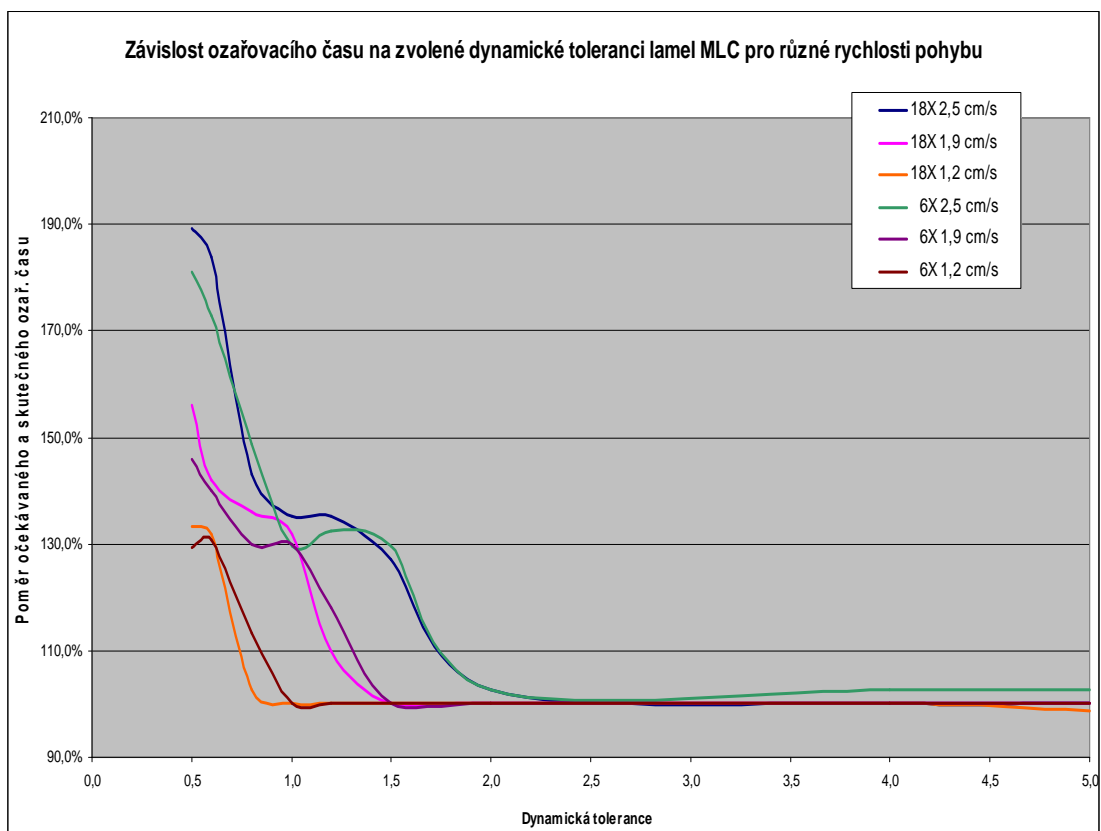
Dynamická tolerance lamel je parametr, který představuje maximální povolenou odchylku skutečné polohy lamel MLC od plánované polohy v rovině izocentra. Dynamickou toleranci je možné nastavit v rozmezí 0,5 – 5 mm. Pokud odchylka přesáhne nastavené dynamické tolerance, je ozařování pozastaveno a řídicí jednotka MLC se snaží podle plánu pozici lamely napravit. Pokud se ji to nepodaří do 3 s, ozařování je zastaveno a je aktivován příslušný interlock.

Činnost řídicí jednotky MLC pro zadanou hodnotu dynamické tolerance je nutné ověřit. Neboť pro příliš přísnou toleranci (menší než 1mm) nemusí být řídicí jednotka schopna naše požadavky splnit a dojde k „rozkolísání“ celého systému. Dávkový příkon značně kolísá, prodlužuje se ozařovací čas. Proto jsme na našem lineárním urychlovači sledovali vliv dynamické tolerance jak na bezproblémový průběh vlastního záření, tak i přesnost polohování lamel MLC. Vytvořili jsme několik řídicích souborů MLC s různou hodnotou dynamické tolerance a tři různé rychlosti pohybu lamel. Pro každý ze souborů byl lineárním urychlovačem během záření vygenerován dynalog soubor. Všechny hodnoty jsme analyzovali a našli optimální nastavení jak maximální rychlosti pohybu lamel, tak i optimální hodnotu dynamické tolerance.



Obr. 21: Histogram chyb lamel pro různé hodnoty dynamické tolerance

Graf 6: Závislost ozařovacího času na zvolené dynamické toleranci lamel MLC pro různé rychlosti



4. 3. Portálová dozimetrie – EPID (elektronický portálový systém)

Pro hodnocení plošné distribuce dávky svazků ImRT používáme dozimetrické zařízení „Portálovou dozimetrii“. Pro ověření její správné funkce jsme rovněž rozšířili ZPS o následující zkoušky:

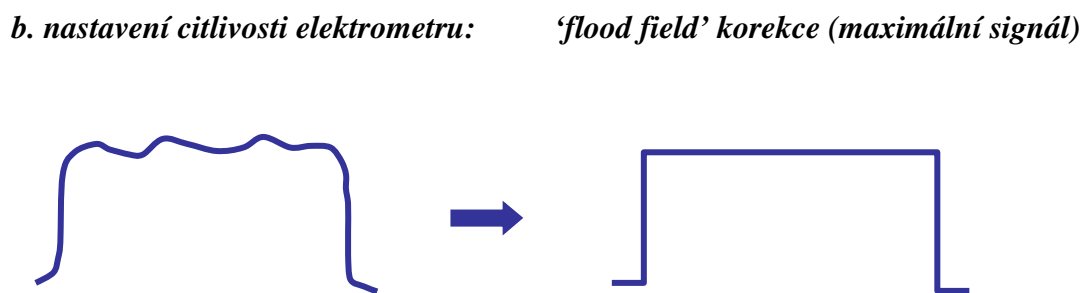
- a) stabilita kalibrace portálové dozimetrie
- b) faktory velikosti pole pro portálovou dozimetrii
- c) linearita
- d) mechanická přesnost ramena EPID

Vzhledem k technickému vybavení našeho pracoviště (duální lineární urychlovače CLINAC 2100 C/D se 120 lamelovým kolimátorem a portálovým zobrazováním s detektorem aS500) a prvním pozitivním zkušenostem s portálovou dozimetrií firmy Varian Medical Systems jsme se rozhodli pro ověřování ozařovacích ImRT plánů pomocí portálové dozimetrie. Popisované softwarové a hardwarové zařízení je schopno vypočítat očekávanou dávku v aktivní vrstvě detektoru, změřit ji a provést porovnání očekávané a naměřené hodnoty.(9)

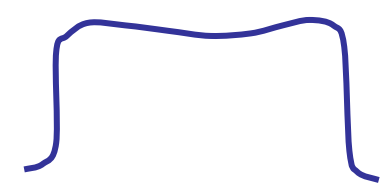
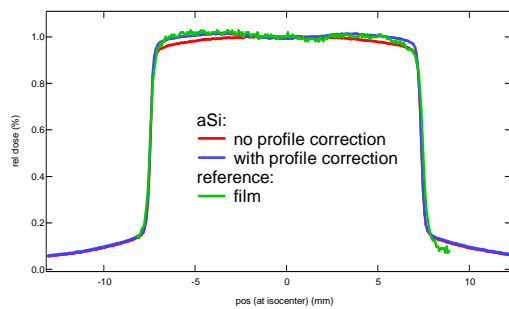
Prvním krokem pro klinické používání portálové dozimetrie byla instalace dvou softwarových modulů **Portal Dose Prediction** pro výpočet portálové dávky a **Transit dosimetry for PortalVision** pro hodnocení naměřených dat. Tato instalace spočívá pouze v zavedení licenčních klíčů do plánovacího systému, které příslušné moduly uvolní.

4. 3. 1. Stabilita dozimetrické kalibrace EPID

V rámci této zkoušky se ověřuje stabilita vztahu mezi monitorovacími jednotkami a kalibračními jednotkami EPID měřená v referenčních bodech aktivní vrstvy kazety portálového systému. Detektor aS500 s řídicí jednotkou IAS2 je on-line propojen s pracovní stanicí v ovladovně lineárního urychlovače. Na této pracovní stanici je nainstalován software, který umožňuje nastavení, diagnostiku a kalibraci portálové kazety jak pro potřebu získávání verifikačních snímků, tak i pro potřebu dozimetrických měření. Nejprve je nezbytné provést relativní kalibraci elektrometru pro nulový a maximální signál.



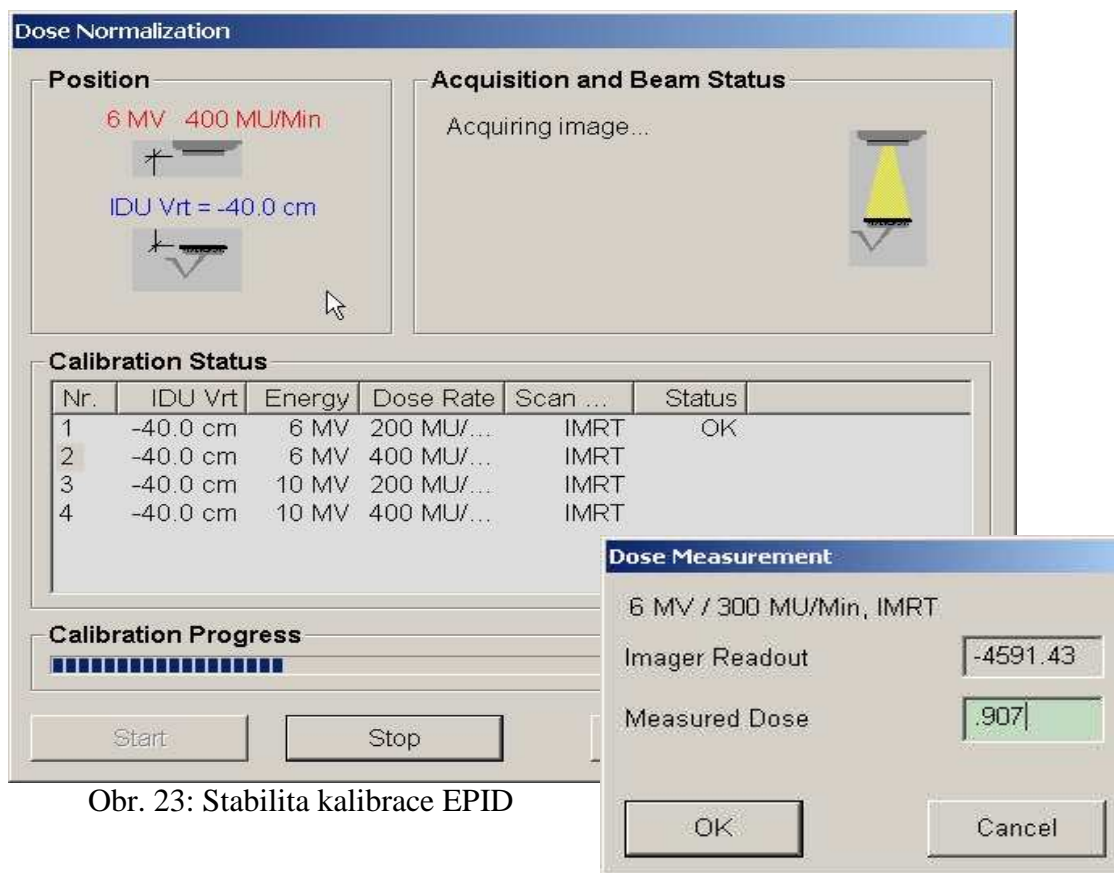
c. korekce profilu



Obr. 22: Relativní kalibrace

První dvě relativní kalibrace jsou dostačující pouze pro tvorbu verifikačních portálových snímků. Pro potřeby portálové dozimetrie je nutné provést dodatečnou korekci profilu, tak abychom z obdélníkového průběhu dostali reálný profil svazku záření lineárního urychlovače.

Dalším krokem je provedení absolutní kalibrace dozimetrického systému. Portálová kazeta se umístí ve vzdálenosti 5cm pod izocentrem. Ozařované pole je nastaveno na velikost 10cm x 10cm. Pro všechny používané dávkové příkony dané energie se kazeta postupně ozáří dávkou odpovídající 100 MU. Příslušnému odečtu elektrometru je přiřazena hodnota 0,907, což odpovídá dávce 100cGy ve vzdálenosti SDD =105cm. Stabilitu dozimetrické kalibrace detektoru ověřujeme v rámci měsíční zkoušky provozní stálosti. V případě, že se kalibrační faktor liší od referenční hodnoty o více než 2% je nutné kazetu překalibrovat.



Obr. 23: Stabilita kalibrace EPID

4. 3. 2. Faktory velikosti pole pro portálovou dozimetrii

Faktory velikosti pole (Output factor, OF) v amorfním silikonu jsou jiné než ve vodě. Proto byl vyvinut právě pro portálovou dozimetrii speciální kalkulační algoritmus pro výpočet dávky v amorfním silikonu, který tyto skutečnosti zohledňuje. Algoritmus vyžaduje naměření faktoru velikosti pole přímo v detektoru aS500 a zadání tabulky OF do plánovacího systému. Pro různé kombinace velikostí polí od nejmenších (3cm x 3cm) až po maximální velikost pole pokrývající celou detekční plochu kazety cca (28cm x 38cm) je provedeno ozáření detektoru konstantním počtem monitorovacích jednotek MU = 100. Na centrální ose každého pole se odečte hodnota dávky, ze které je faktor velikosti pole spočítán podle následujícího vzorce.

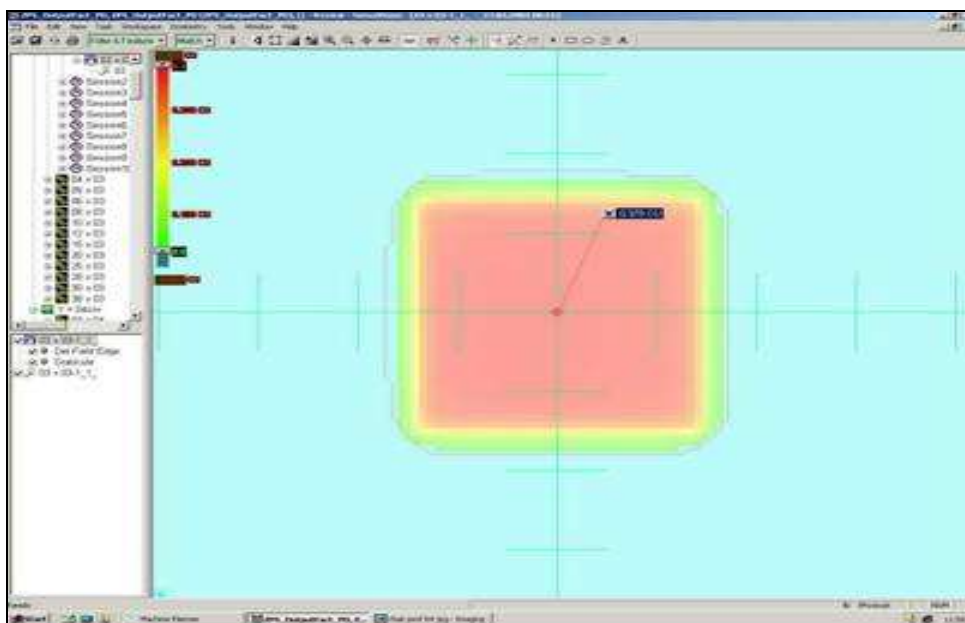
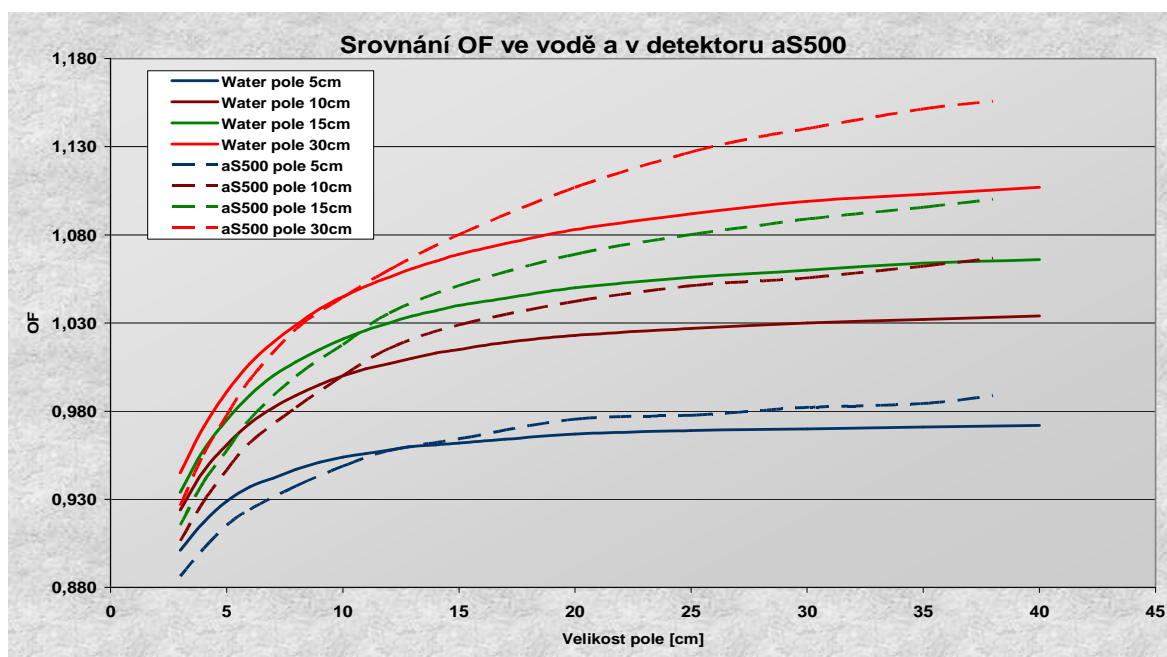
$$\mathbf{OF}_{x,y} = \mathbf{D}_{x,y} / \mathbf{D}_{10x10}$$

kde $\mathbf{OF}_{x,y}$ je faktor velikosti pole, $\mathbf{D}_{x,y}$ je hodnota dávky pro rozměr pole x a y, \mathbf{D}_{10x10} je hodnota dávky pro rozměr pole 10 x 10cm.

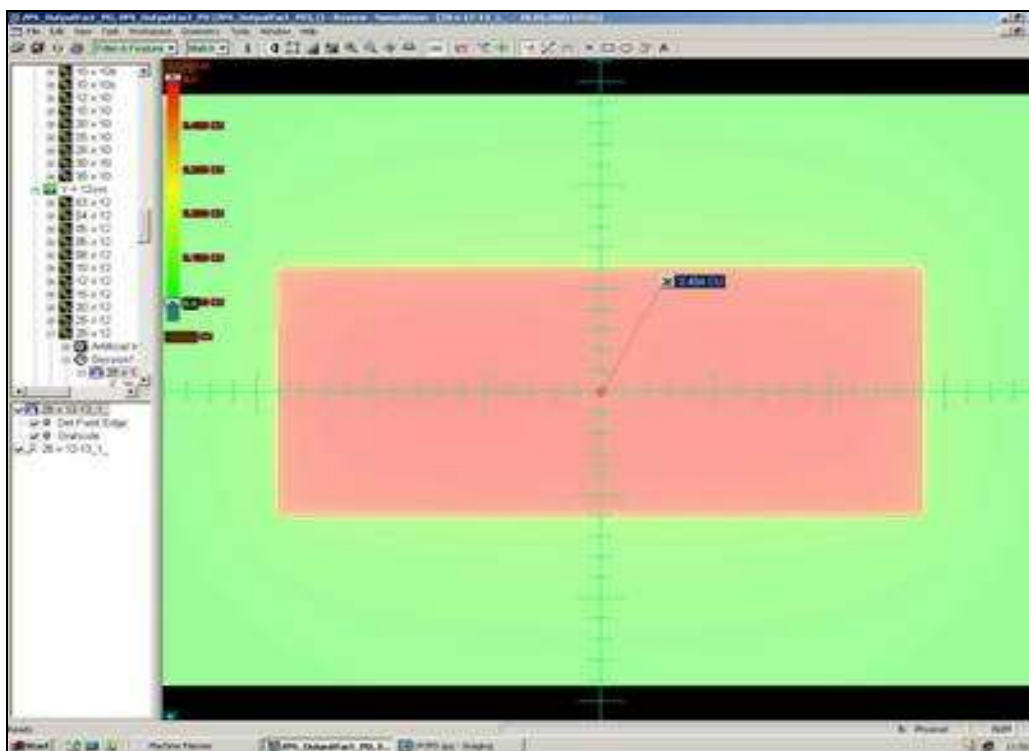
V grafu jsou zřetelně vidět rozdíly mezi output faktory pro vodu a pro amorfní silikon. Proto jsou pro portálovou dozimetrii stanoveny faktory velikosti pole.

Faktory velikosti pole zjištěné pomocí EPID jsou porovnávány s hodnotami faktorů velikosti pole zadanými v plánovacím systému. Povolená odchylka mezi změřenou a referenční hodnotou jsou 2 %. Zkouška se provádí ročně pro všechny fotonové energie a klinicky používané dávkové příkony.

Graf 7: Srovnání OF ve vodě a v detektoru



Obr. 24 a: Bodové měření dávky pro danou velikost pole



Obr. 24 b: Bodové měření dávky pro danou velikost pole

4. 3. 3. Linearita

Linearita systému EPID pro měření dávky se provádí ve stejné vzdálenosti kazety EPID, pro kterou bylo provedeno ověření stability dozimetrické kalibrace.

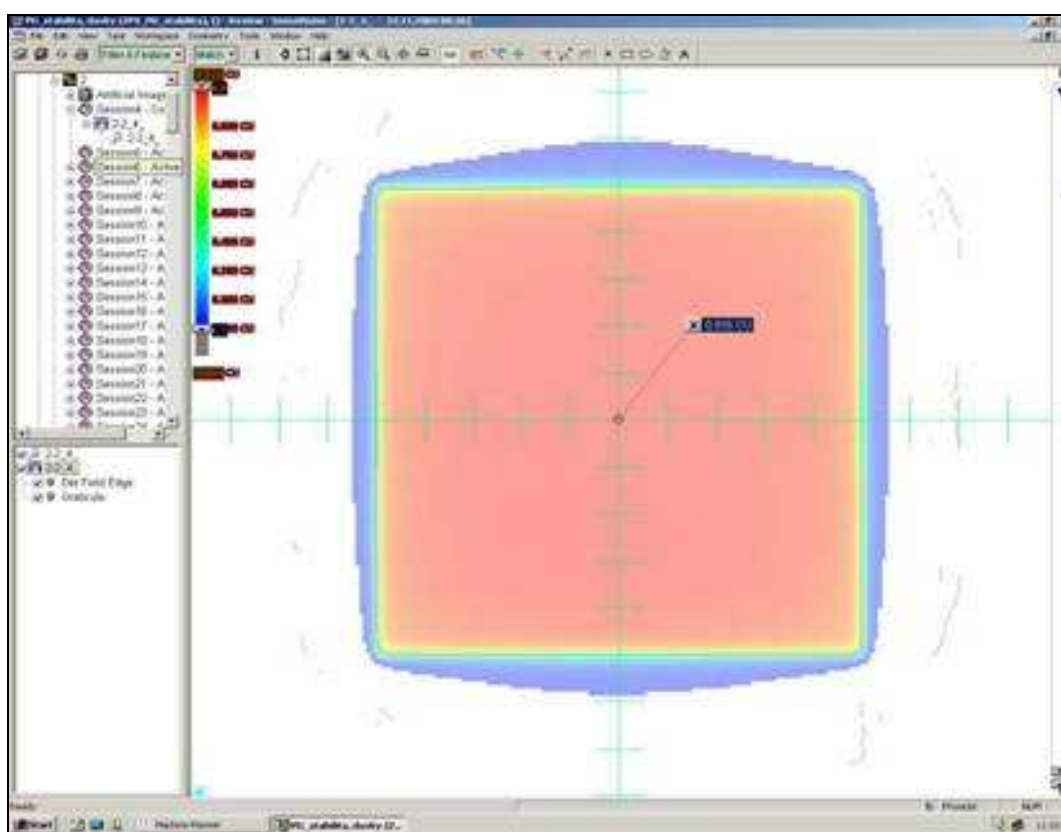
Linearita je definována jako poměr **S** mezi odečtem **L** pomocí EPID a odečtem monitorovacích jednotek **U**.

$$S = L / U$$

Hodnoty *S* se stanovují pro narůstající počet monitorovacích jednotek. Spočítá se průměrná hodnota *S'*, přičemž maximální odchylka *S* od průměrné hodnoty *S'* nesmí být

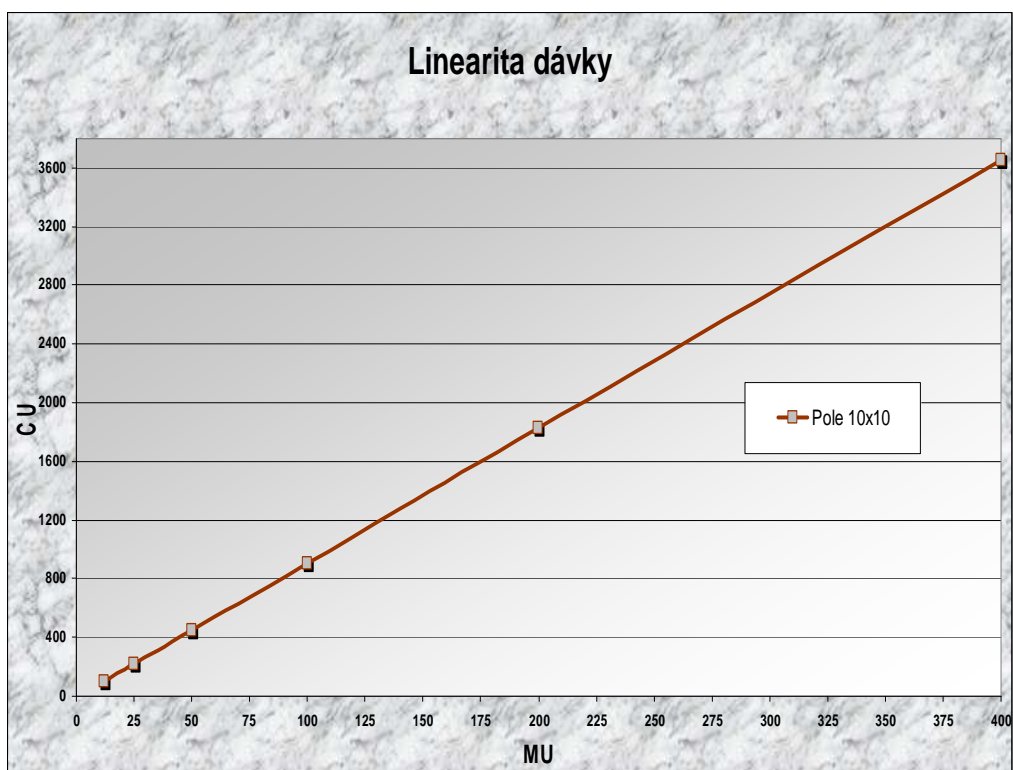
větší než 2 %. Tato zkouška se provádí jednou za půl roku pro všechny fotonové energie a klinicky používané dávkové příkony.

Při zkoušce linearity systému EPID si zvolíme pole o velikosti 10 x 10 cm při SID (vzdálenost od zdroje k aktivní vrstvě EPI – source-imager-distance) 105 cm, dozimetr je nutné ověřit v rozsahu monitorovacích jednotek od 12 do 400 MU. Dávkový příkon je 300 MU za jednu minutu a měříme odezvu na CP (centrální paprsek).



Obr. 25: Linearita dávky a odečet dávky

Graf 8: Linearita dávky



4. 3. 4. Mechanická přesnost ramene EPID

Kontrola mechanické přesnosti ramene elektronického portálového zobrazovacího systému spočívá v měření přesnosti dojezdu portálové kazety do předepsané polohy. Parametry k nastavení mechanické přesnosti jsou SID = 105 cm, Lat = 0,0 cm, Lng = 0,0 cm, zkouška se provádí v měsíčním intervalu a odchylka by měla být ≤ 2 mm.

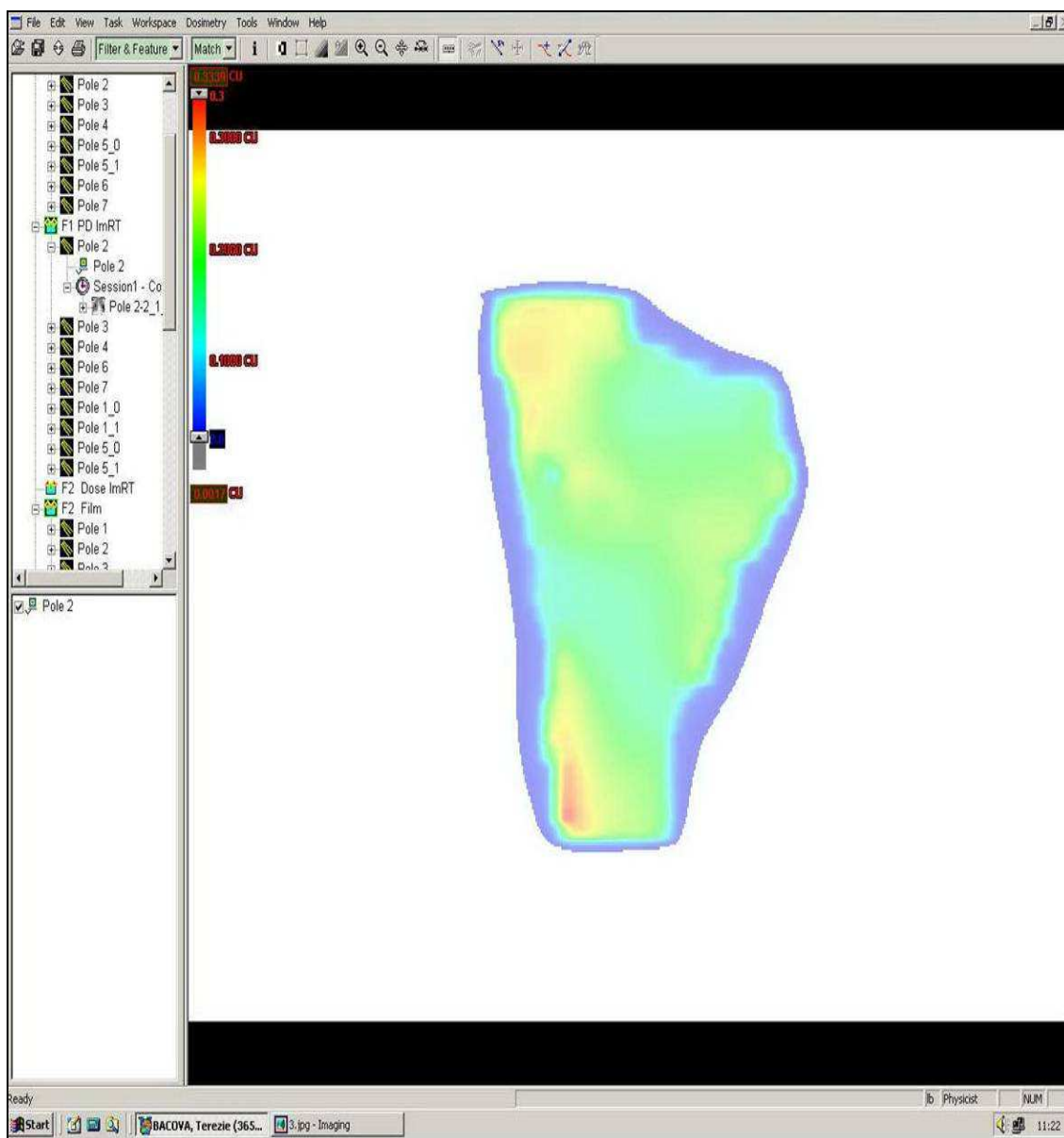
Součástí kontroly je ověření správné funkce antikolizního systému, tedy všech zařízení, která zajišťují, že nedojde ke kolizi portálové kazety (např. s ozařovacím stolem).

4. 4. Pre-treatment ověření ozařovacího ImRT plánu

Dozimetrické ověření ImRT plánů je jednou z nejdůležitějších součástí kontroly ImRT technik, které se musí provádět vždy před samotným ozářením pacienta. Prověřuje správný přesun fluencí z plánovací konzoly do databázového systému a schopnost lineárního urychlovače dodat předepsanou dávku do cílového objemu za současného šetření rizikových struktur. Tímto ověřováním zároveň splňujeme jeden ze základních principů radiační ochrany, a to **optimalizaci**.

Pre-treatment ověření provádíme dvěma na sobě nezávislými metodami, portálovou dozimetrií a pomocí ionizační komory. Portálová dozimetrie ověřuje distribuci dávky v celé ploše ozařovaného pole, ionizační komora naopak měří absorbovanou dávku v definovaném bodě. Vlastní práce s portálovou dozimetrií je uživatelsky příjemná a časově nenáročná. Vypočtený a lékařem schválený ozařovací plán je v plánovací konzole převeden na kontrolní plán, do kterého přesune z původního plánu všechna pole včetně fluencí a počtu MU. Pro daný počet MU spočítá v aktivní vrstvě portálové kazety „očekávanou dávku“ – Predicted Dose. Tyto spočítané „očekávané“ dávky jsou uloženy a přiřazeny ke každému poli jako referenční hodnoty. Plán je poté přenesen do databáze pacientů k ozáření. Po doplnění údajů o pozici stolu a zadání požadavku pro zhotovení portálového snímku v režimu „Integrated Image“ je tento kontrolní plán připraven k ozáření.

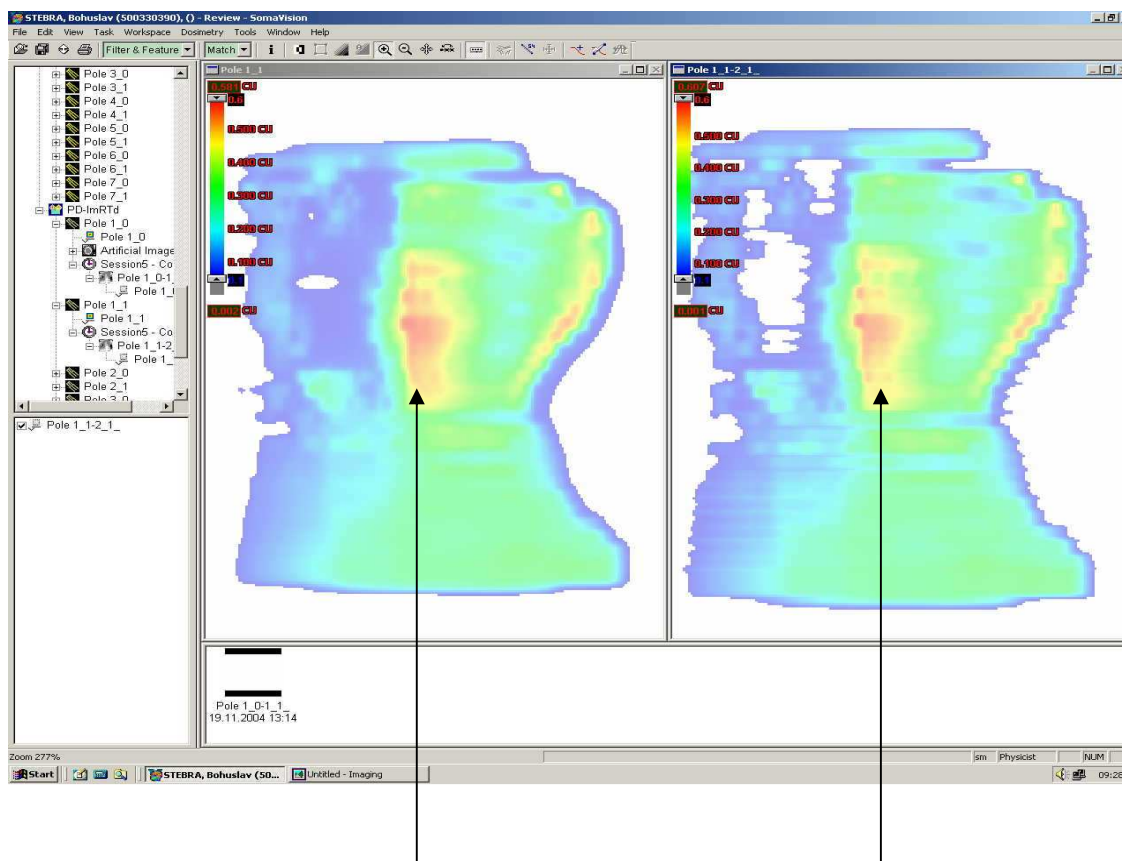
Fáze měření se téměř shoduje s běžným ozařováním na lineárním urychlovači a lze ji proto včlenit do běžného provozu. Není nutná instalace jakéhokoli dalšího vybavení, náčiní, pomůcek apod. Na pracovní stanici daného lineárního urychlovače je otevřen kontrolní plán. Lineární urychlovač včetně portálové kazety nastavíme dle předpisu a provedeme vlastní ozáření kontrolního plánu bez pacienta, přičemž pro každé kontrolované pole je tímto zařízením naměřena portálová dávka, která je automaticky uložena do databáze k údajům ozařovacího plánu. (8)



Obr. 26: Vytvořený verifikační plán

K hodnocení naměřených údajů je na pracovní stanici Soma Vision určen modul dosimetrie. Nejprve je nutné kontrolní plán otevřít a vybrat ozařované pole, které budeme hodnotit. Modul dosimetrie nabízí řadu různých hodnotících nástrojů, mezi které se řadí především: bodové měření dávky vytvoření profilu dávky libovolným směrem měření vzdálenosti mezi dvěma body. Systém umožňuje rovněž automatické srovnání referenčních a naměřených izodóz. Pro každé ozařované pole jsou změřeny

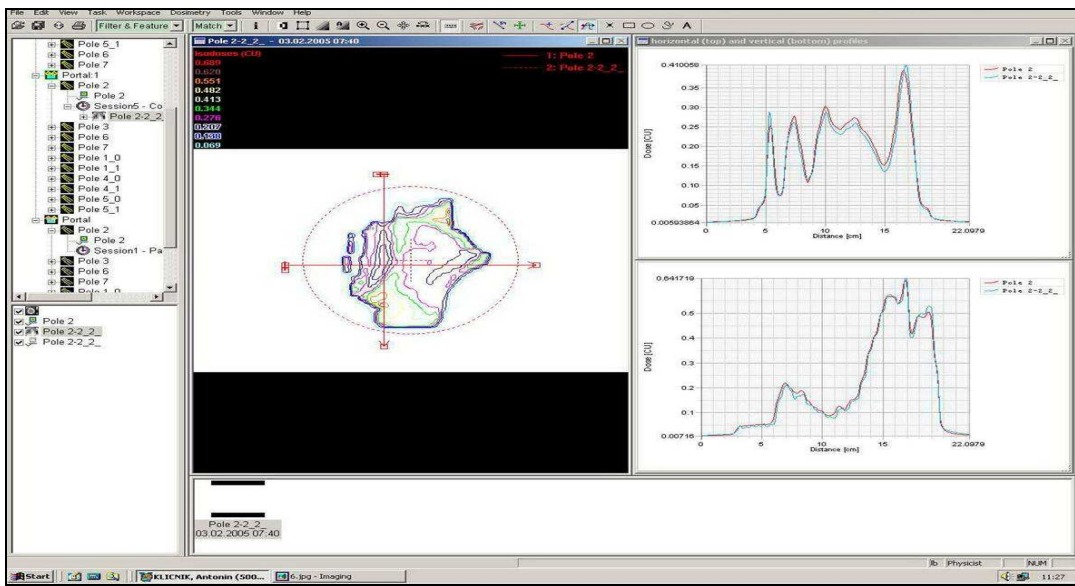
odchyly u dvou vybraných izodózní křivek (např. 50% a 80%). Měření je provedeno alespoň v 5 různých bodech rovnoměrně rozmístěných podél každé z izodóz. Do protokolu jsou zaznamenány průměrné odchyly pro každé ozařované pole. Pro hodnocení jsou zvolena kritéria 3mm pro průměrnou odchylku.



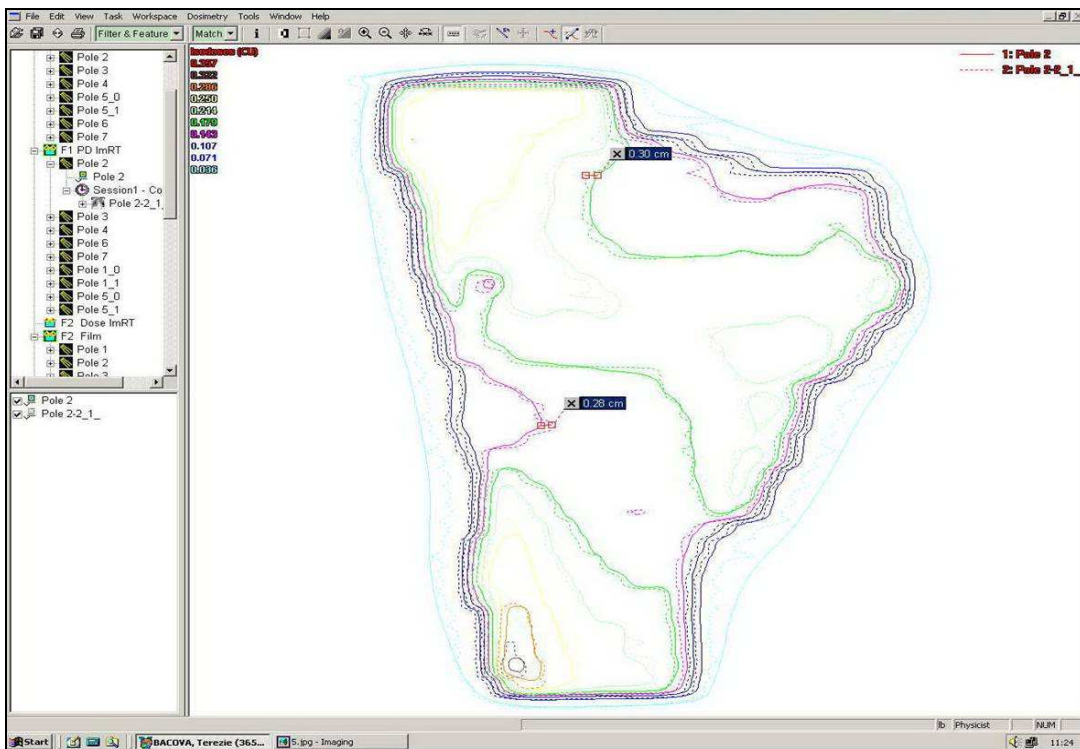
spočítaná „očekávaná“ dávka

naměřená portálová dávka

Obr. 27: Hodnocení dávkové distribuce



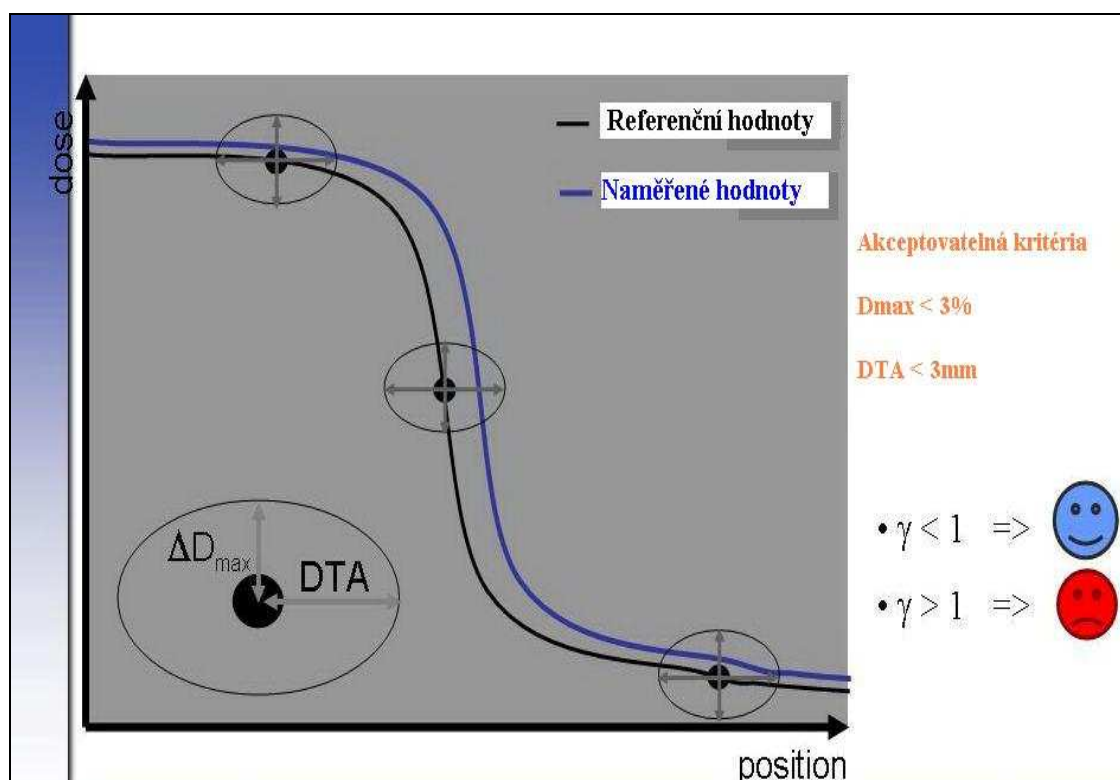
Obr. 28 a: Analýza naměřených dat



Obr. 28 b: Analýza naměřených dat

Jednou z možností je i kvantitativní hodnocení naměřených dat volbou funkce **Dose evaluation**. Pro porovnání rozložení dávky v ozařovaném poli lze využít gama analýzy (v absolutních nebo relativních jednotkách) nebo rozdílu dávek (v absolutních nebo relativních jednotkách).

Dávkové matice jsou uchopeny a přetaženy do příslušných okének, následuje volba hodnotící funkce a případně zadání kritérií pro Gama analýzu (DTA, odchylka dávky v %). Hodnotící funkce pro rozdíl dávek spočítá maximální a minimální odchylku v kladném i záporném směru. Gama analýza zobrazí maximální a střední hodnotu Gama Indexu a skóre.



Obr. 29: Gama analýza

Hlavní předností systému je jeho integrace přímo v ozařovacím přístroji a v plánovací konzole. Celý systém pracuje v reálném čase a jednotlivé komponenty jsou mezi sebou on-line propojeny. Ve srovnání s filmovou dozimetrií odpadá složitá příprava před zahájením měření, instalace a nastavení fantomu a časově náročná fáze vyvolávání a skenování filmů. Portálová dozimetrie s detektorem aS500 se jeví jako vhodný, přesný a efektivní nástroj pro rutinní předléčebné ověřování plánů ImRT. (14)

Kontrolu absorbované dávky v definovaném bodě provádíme v našem případě pomocí ionizační komory typu CC-13 s malým objemem 0,13ccm. V plánovacím systému je vytvořen verifikační plán, v němž je pacient nahrazen ImRT fantomem. Tento vodě ekvivalentní fantom slouží k měření absorbované dávky v libovolném místě, protože umožňuje přesné polohování ionizační komory s krokem 1cm ve všech třech osách. Plánovací systém provede pro dané fluence jednotlivých polí a daný počet monitorovacích jednotek výpočet absorbované dávky. Kontrolu ozařovacího plánu pomocí ionizační komory provádíme ve čtyřech různých bodech. Spočítaná dávka v těchto bodech je v protokolu použita jako referenční hodnota. Tento plán je poté přenesen do databáze pacientů na lineárním urychlovači. V těchto čtyřech bodech se pomocí ionizační komory provede měření, kterým si ověříme správnost výpočtu plánovacím systémem a zároveň zjistíme schopnost lineárního urychlovače dodat plánovanou dávku do daného bodu.

Měření provádíme pomocí ImRT fantomu a detektoru, který je umístěn postupně do všech námi určených čtyř bodů. Všechny hodnoty měření se zaznamenají do protokolu.



Obr. 30: Ionizační komůrka a ImRT fantom

Ke každému ImRT plánu je vytvořen **protokol předléčebného ověření ozařovacího plánu pro techniku ImRT**, do kterého se zapisuje naměřená absorbovaná dávka v referenčních bodech u všech ozařovacích polí, vypočtené odchylky, hodnoty gamma analýzy. Pokud jsou naměřené odchylky v toleranci do 3 % resp. 3mm, je plán radiologickým fyzikem schválen a může být použit k léčbě pacienta.

Protokol předléčebného ověření ozařovacího plánu pro techniku ImRT

Jméno pacienta: XY

Ozařovač: Lineární urychlovač Clinac 2100 C/D

Ozařovací plán: ImRT technika

Datum:

1. Měření absorbované dávky ionizační komorou v ImRT fantomu.

Tolerance 3%

Název pole	Absorbovaná dávka v referenčních bodech												Výsledné Hodnocení A/N
	Bod 1			Bod 2			Bod 3			Bod 4			
	ref. [Gy]	měř. [Gy]	odch. [%]	ref. [Gy]	měř. [Gy]	odch. [%]	ref. [Gy]	měř. [Gy]	odch. [%]	ref. [Gy]	měř. [Gy]	odch. [%]	
pole 1	0,143	0,140	-2,1%	0,168	0,164	-2,4%	0,168	0,163	-3,0%	0,118	0,114	-3,4%	
pole 2	0,123	0,120	-2,4%	0,232	0,230	-0,9%	0,204	0,200	-2,0%	0,213	0,211	-0,9%	
pole 3	0,123	0,120	-2,4%	0,118	0,115	-2,5%	0,198	0,201	1,5%	0,324	0,328	1,2%	
pole 4	0,300	0,299	-0,3%	0,256	0,250	-2,3%	0,226	0,218	-3,5%	0,298	0,303	1,7%	
pole 5	0,400	0,401	0,2%	0,378	0,376	-0,5%	0,331	0,329	-0,6%	0,398	0,405	1,8%	
pole 6	0,354	0,355	0,3%	0,334	0,329	-1,5%	0,298	0,291	-2,3%	0,321	0,328	2,2%	
pole 7	0,348	0,346	-0,6%	0,298	0,306	2,7%	0,333	0,343	3,0%	0,278	0,286	2,9%	
Suma	1,791	1,781	-0,6%	1,784	1,770	-0,8%	1,758	1,745	-0,7%	1,950	1,975	1,3%	ANO

2. Měření dávkové distribuce portálovou dozimetrií.

Tolerance 3%, resp. 3mm

Název pole	Dávková distribuce												Výsledné Hodnocení
	Profil X			Profil Y			Izodózy		Gama analýza				
	pod [mm]	střed [mm]	nad [mm]	pod [mm]	střed [mm]	nad [mm]	50% [mm]	80% [mm]	max	avg	score	hodnocení	
pole 1	1,0	1,4	1,3	1,5	1,8	1,4	2,3	1,4	2,983	0,167	0,993	ANO	ANO
pole 2	1,5	1,8	1,9	1,6	1,9	1,9	1,8	1,3	3,013	0,123	0,995	ANO	ANO
pole 3	2,3	2,0	2,1	1,3	1,5	1,6	2,6	2,4	2,781	0,143	0,997	ANO	ANO
pole 4	1,0	1,3	1,5	1,9	1,3	1,4	1,0	2,1	2,024	0,109	0,992	ANO	ANO
pole 5	2,7	2,5	2,1	2,2	1,9	1,7	3,0	2,8	2,563	0,134	0,995	ANO	ANO
pole 6	2,0	2,1	2,2	1,3	1,7	2,0	2,7	2,4	2,234	0,112	0,997	ANO	ANO
pole 7	2,9	2,7	2,5	2,8	2,2	2,1	3,0	2,1	2,987	0,108	0,993	ANO	ANO

Měření provedl: radiologický fyzik

Odpovědná osoba: radiologický fyzik

5. DISKUSE

V současné době se díky novým technologiím, rychlejším a kvalitnějším počítačovým systémům, moderním zobrazovacím metodám integrovaným přímo do lineárního urychlovače mohou rozvíjet nové ozařovací techniky, především technika ImRT. Tato technika, umožňuje dodání vyšší celkové dávky do ozařovaného objemu za šetření okolních kritických orgánů, což v minulosti nebylo možné.

Realizace modulovaných svazku nejmodernějšími systémy klade velké nároky na zajištění kvality celého ozařovacího řetězce. S tím byla spojena nutnost rozšířit systém jakosti zahrnující lineární urychlovač, plánovací systém, elektronický portálový systém a v neposlední řadě i verifikaci ozařovacích plánů.

Pro ověření ozařovacích plánů bylo vyvinuto a je klinicky využíváno několik různých systémů, které dokáží prověřit přesnost dodání dávky jak v bodě, tak i v celém ozařovaném objemu. Pro měření absorbované dávky v referenčním bodě jsou používány klinické dozimetrické systémy s ionizační komorou. Ionizační komora, která je určena k měření dávky u ImRT, by měla mít co možná nejmenší objem. Na rozdíl od konvenční radioterapie, kdy je celý objem komory homogenně ozářen, může u ImRT dojít k prudkému spádu dávky v měřeném objemu komory. Hodnota absorbované dávky v bodě je tímto „průměrována“ přes celý objem komory. Velikost použité ionizační komory může zejména u velmi modulovaných svazků se strmými gradienty dávky velmi zkreslit výsledek měření. Na našem pracovišti používáme ionizační komoru s objemem 0,13ccm, která se nám jeví jako velmi vhodná. Naměřené střední odchylky absorbované dávky u ImRT plánů se pohybují v rozmezí -1,3% až +0,7%.

Rovněž pro ověření dodání dávky v celé ploše ozařovaného pole existuje několik možností. Na trhu jsou dostupné zejména následující 2D detektory, které jsou pro tyto účely vhodné – filmová dozimetrie, EPID (portálová dozimetrie), BIS (scintilační detektor), 2D-ARRAY, 2D Matrixx, atd. Mezi nejcitlivější s velmi jemným

rozlišením ($< 1\text{mm}$) je možné zařadit filmovou dozimetrii, EPID a BIS. Plošné 2D detektory s ionizačními komorami mají rozlišení $\cong 1\text{cm}$. Co se týká časové náročnosti, tak zde vychází nejlépe portálová dozimetrie, která je plně implementována do ozařovacího systému. Odpadá složitá instalace, kabeláž, fantomy, export a import dat. Použití filmové dozimetrie je časově velmi pracné a finančně náročné, vyskytují se problémy s vyvolávacími automaty a s tím spojenou kalibrací filmu.

Vzhledem k technickému vybavení našeho pracoviště (duální lineární urychlovače CLINAC 2100 C/D se 120 lamelovým kolimátorem a portálovým zobrazováním s detektorem aS500) a plánovací systém Eclipse a verifikační systém Varis/Vision jsme se rozhodli pro ověřování ozařovacích ImRT plánů pomocí portálové dozimetrie. S několika lety rutinní praxi s portálovou dozimetrií firmy Varian Medical Systems máme jen pozitivní zkušenosti.

6. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo podat přehled všech aspektů zajištění radiační ochrany pacientů léčených ionizujícím zářením s využitím svazků ImRT, a to od získání vstupních dat při lokalizaci na RTG simulátoru, procesu plánování, ověření ozařovacího plánu až po kontrolu dodání předepsané dávky lineárním urychlovačem. Zavedení svazků s modulovanou intenzitou do klinické praxe na našem pracovišti si vyžádalo rozšíření zkoušek provozní stálosti, tak aby byla zajištěna bezpečnost a zejména radiační ochrana pacientů.

Proto jsem se v práci nejprve zabývala teoretickým základem v oblasti základních principů radiační ochrany. Pro léčbu zářením u onkologických pacientů se uplatňují zejména principy zdůvodnění a optimalizace. Tyto principy jsou těsně spjaty jak s kvalifikační požadavky na pracovníky, tak i požadavky na technické vybavení a jeho testování.

V dalších kapitolách jsem popsala jednak současný stav radiační onkologie, kde jsem uvedla historický přehled a obecnou charakteristiku oboru. V další části práce jsem se věnovala samotné problematice klinického využití modulovaných svazků pro léčbu pacientů. Zde jsem stručně a schématicky nastínila celý ozařovací proces od indikace, získání vstupních dat z CT, přes proces plánování, hodnocení plánů, simulaci až po samotné ozáření.

V poslední části je dán přehled všech nutných zkoušek provozní stálosti o které bylo nutné rozšířit náš systém jakosti po zavedení svazků s modulovanou intenzitou do klinické praxe. Jedná se zejména o testování lineárního urychlovače a vícelistového kolimátoru v dynamickém režimu při modulaci intenzity záření. Dále o testování nástroje pro kontrolu ozařovacích ImRT plánů, kterým je portálová dozimetrie. Zde bylo nutné ověřit, zda je toto zařízení schopno a s jakou přesností měřit absorbovanou dávku v celé ploše detektoru.

Ozařovací plán s modulovanými svazky ověřujeme jednak měřením absorbované dávky ionizační komorou v předem stanovených bodech ve vodě ekvivalentním fantomu a rovněž testujeme plošnou distribuci dávky v celé ploše každého ozařovaného pole. Zde využíváme portálovou dozimetrii.

Naše výsledky měření podle metod popsanych v této práci jsou v souladu s doporučením SÚJB. Pacient, který podstupuje na našem pracovišti léčbu zářením technikou ImRT není ozářen dřív, než po předléčebném ověření jeho ozařovacího plánu. Pokud jsou naměřené odchylky v rámci tolerancí je ozařovací plán schválen radiologickým fyzikem a je možné jej použít pro léčbu. Touto důkladnou kontrolou je splněn jeden ze základních principů radiační ochrany, a to optimalizace.

7. SEZNAM OBRÁZKŮ, GRAFŮ A TABULEK

- Obr. 1: Lineární urychlovač CLINAC 2100 C/D od firmy Varian
- Graf 1: Optimalizace ochrany (analýza nákladů a přínosů v radiační ochraně)
- Tabulka 1: Pravděpodobnosti stochastických účinků pro pracovníky a obyvatele
- Tabulka 2: Pravděpodobnost stochastických účinků pro obyvatele (10^{-2} Sv^{-1})
- Tabulka 3: Limity ozáření
- Tabulka 4: Odvozené limity
- Obr. 2: Tvar pole a pohyb lamel MLC u metody ImRT Sliding Windows
- Obr. 3: Zakonturování tkáňových struktur a kritických orgánů
- Obr. 4: Rozložení ozařovaných polí v 3D pohledu
- Obr. 5: Plánování rozložení ozařovaných polí
- Tabulka 5: Toleranční tabulka kritických orgánů
- Obr. 6: Inverzní plánování – váhové faktory a průběh DVH
- Obr. 7: Transverzální řez 2D – splnění toleranční dávky 40 Gy pro míchu
- Obr. 8: Transverzální řez 2D – splnění předepsané dávky do PTV 74 Gy
- Obr. 9: 3D DVH – splnění dávkově objemových histogramů
- Obr. 10: Ionizační komora s fantomem
- Graf 2: Grafické znázornění chyby v poloze lamely MLC
- Obr. 11: Rovnoběžnost lamel MLC
- Obr. 12: Minimální štěrbina lamel MLC
- Obr. 13: Centrace lamel MLC
- Obr. 14: Pomůcka pro měření štěrby protilehlých lamel
- Graf 3: Průběh transmise pro $E=6 \text{ MV}$ a $E=15 \text{ MV}$
- Obr. 15: Profil záření pod zaoblenou hranou
- Obr. 16: Řídicí soubor dMLC pro měření dozimetrické separace lamel
- Tabulka 6: Měření dozimetrické separace lamel
- Graf 4: Dozimetrická separace lamel
- Obr. 17: Měření ve všech hlavních polohách ramene lineárního urychlovače

- Obr. 18: Daily QA Check pro každodenní měření
- Graf 5: Citlivost metody Daily QA Check
- Obr 19: Dozimetrický RTG film
- Obr. 20 a: Dynalog test pro maximální rychlost lamel – histogram odchylek
- Obr. 20 b: Dynalog test pro ImRT plán – histogram odchylek
- Obr. 21: Histogram chyb lamel pro různé hodnoty dynamické tolerance
- Graf 6: Závislost ozařovacího času na zvolené dynamické toleranci lamel MLC pro různé rychlosti
- Obr. 22: Relativní kalibrace
- Obr. 23: Stabilita kalibrace EPID
- Graf 7: Srovnání OF ve vodě a v detektoru
- Obr. 24 a: Bodové měření dávky pro danou velikost pole
- Obr. 24 b: Bodové měření dávky pro danou velikost pole
- Obr. 25: Linearita dávky a odečet dávky
- Graf 8: Linearita dávky
- Obr. 26: Vytvořený verifikační plán
- Obr. 27: Hodnocení dávkové distribuce
- Obr. 28 a: Analýza naměřených dat
- Obr. 28 b.: Analýza naměřených dat
- Obr. 29: Gama analýza
- Obr. 30: Ionizační komůrka a ImRT fantom
- Protokol 1: Protokol předléčebného ověření ozařovacího plánu pro ImRT techniku
- Protokol 2: Měření dávkové distribuce portálovou dozimetrií

8. BIBLIOGRAFIE

1. Doporučení SÚJB: *Zavedení jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii, lineární urychlovače pro 3D konformní radioterapii a ImRT*, Praha, Nuklin v Ústavu jaderných informací, 2006
2. Doporučení SÚJB: *Zavedení jakosti při využívání plánovacích systémů*, Praha, Nuklin v Ústavu jaderných informací, 2004
3. Heřmanská J., Singer J.: *Klinická dozimetrie*, 1. vydání, České Budějovice, 2005
4. ICRP Publication No.60, *Recommendations of ICRP*, 1990
5. Kuna P., Navrátil L.: *Klinická radiobiologie*, 1.vydání, České Budějovice, 2004
6. Kunz E., Klener V.: *Hodnocení rizika ionizujícího záření*, Avicenum, Praha 1993
7. Machala S.: *QA pro svazky s modulovanou intenzitou*, Sborník přednášek – 2.ročník symposia v radiační onkologii, BRT a technika ImRT, Nový Jičín, 2005
8. Machala S.: *Verifikace ImRT v klinické praxi*, přednáška v nemocnici na Homolce, Praha, 23.5.2006
9. Machala S.: *Portálová dozimetrie*, Radiační onkologie 2005 – sborník příspěvků, Hradec králové, Klinika onkologie a radioterapie LFUK a FN Hradec Králové, 2007.
10. Matzner J.: *Základní principy radiační ochrany*, 1.vydání, České Budějovice, 2003

11. *Program zabezpečování jakosti, metodiky pro zkoušky provozní stálosti lineárního urychlovače a příslušenství*, Radioterapie a.s., Nový Jičín
12. Singer J., Heřmaská J.: *Principy radiační ochrany*, 1.vydání, České Budějovice, 2004
13. *Standarts of Quality Control at Canadian Radiation Treatment Centres, Elektonic Portal Imaging of Provincial Cancer Agencies*, February 2004
14. Vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb, *o radiační ochraně*
15. Vyhláška SÚJB č. 307/2002, § 60
16. Vyhláška SÚJB č. 307/2002, § 17
17. Vyhláška SÚJB č. 307/2002, § 18 – 22
18. Vyhláška SÚJB č. 307/2002, § 27
19. Zákon č. 18/1997 Sb., Atomový zákon
20. Žáčková, H.: *K otázce hodnocení radiační zátěže pacientů podstupujících léčbu zářením*, Radiační onkologie 2007 – sborník příspěvků, Hradec králové, Klinika onkologie a radioterapie LFUK a FN Hradec Králové, 2007.