

Diplomová práce



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

**F4**

Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská  
Katedra dozimetrie a aplikace ionizujícího záření

## Dozimetrické ověření klinických plánů Cyberknife: SRS MapCheck a alternativy

**Bc. Eva Davidková**

Školitel: Ing. Pavel Dvořák, Ph.D.  
Obor: Radiologická fyzika  
Červenec 2022





## Poděkování

Poděkovat chci Pavlovi za vstřícný a ochotný přístup při navigování této práce ke zdárnému dopsání.

Velice děkuji Lukášovi za nekončící podporu, jeho odhodlání při opakovaných korekturách a za velmi přínosné diskuze k rozebíraným tématům.

Elišce moc děkuji za pomoc s korekturou textu a výdrž, se kterou pročetla práci až k závěru i přes tematiku na míle vzdálenou její odbornosti.

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jsem pouze podklady (literaturu, projekty, SW atd.) uvedené v příloženém seznamu.

Nemám závažný důvod proti použití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne 7. 7. 2022

Podpis .....

## Abstrakt

Práce se zabývá problematikou dozimetrické verifikace individuálních radioterapeutických plánů stereotaktického ozařovacího systému Cyberknife. Při zvážení obecné problematiky přínosu a efektivity dozimetrické verifikace je představena metoda měření kompozitních 2D dávek pomocí systému SRS MapCheck s fantomem StereoPhan. Tato metoda je srovnána s přístupem komplexní přístrojové QA s důrazem na maximální využití detektorového pole SRS MapCheck pro geometrii jednoduchého nemodulovaného svazku. Prezentovaná data byla měřena v rámci přijímací zkoušky systému Cyberknife. V práci je také představena pilotní studie využití izotropního bodového detektoru PTW Semiflex 3D k ověření směrů individuálních svazků klinického plánu včetně hodnocení dávkového příspěvku svazku měřením ve vzduchu. Diskuze se zabývá zhodnocením všech získaných výsledků a může přispět k lepší orientaci v otázce efektivity resp. potřeby dozimetrické verifikace individuálních patientských plánů Cyberknife.

**Klíčová slova:** Cyberknife, SRS MapCheck, StereoPhan, verifikace, PSQA

**Školitel:** Ing. Pavel Dvořák, Ph.D.  
VFN v Praze  
Oddělení radiační ochrany  
U Nemocnice 2  
128 08 Praha 2

## Abstract

This work deals with the problem of patient-specific QA - dosimetric verification of individual patient treatment plans using Cyberknife stereotactic system. On the background of general question of efficacy and justification of patient-specific QA, the measurement of composite 2D doses using SRS MapCheck with the StereoPhan phantom is presented. The approach is confronted with the system of comprehensive periodic machine QA, with the maximum application of the SRS MapCheck detector for single-nonmodulated-beam geometry. Presented data were measured as part of acceptance and commissioning of the Cyberknife system. The work also includes an initial feasibility study using isotropic point detector PTW Semiflex 3D for potential verification of individual beam directions and beam dose contribution by measurement in air. The discussion evaluates all results obtained and as such may contribute to better understanding the problem of efficacy and need for Cyberknife patient-specific QA.

**Keywords:** Cyberknife, SRS MapCheck, StereoPhan, verification, PSQA

**Title translation:** Dosimetry plan QA for the Cyberknife: SRS MapCheck and alternative methods

# Obsah

Seznam zkratk	.....	
<b>1 Teoretický úvod</b>		<b>1</b>
1.1 Dozimetrická verifikace klinických plánů	.....	1
<b>2 Materiály a metody</b>		<b>3</b>
2.1 Cyberknife	.....	3
2.1.1 Konfigurace systému	.....	4
2.1.2 Tracking módy	.....	8
2.1.3 Specifika dozimetrie Cyberknife	.....	10
2.2 Cyberknife QA	.....	15
2.3 Patient-specific QA	.....	18
2.3.1 Historie a opodstatnění PSQA	.....	18
2.3.2 Přístupy k PSQA	.....	20
2.3.3 Specifika PSQA pro Cyberknife	.....	24
2.4 Přístrojové vybavení pro PSQA	.....	25
2.4.1 1D bodové metody	.....	25
2.4.2 2D plošné metody	.....	27
2.4.3 2,5D metody	.....	28
2.4.4 3D metody	.....	30
2.5 Vyhodnocení PSQA	.....	31
<b>3 Praktická část</b>		<b>37</b>
3.1 SRS MapCheck a StereoPhan	.....	37
3.1.1 Kalibrace detektoru pro PSQA	.....	39
3.1.2 Korekce a post-processing měřených hodnot	.....	41
3.1.3 Provedení PSQA	.....	43
3.1.4 SNC Patient Machine QA	.....	45
3.2 Výběr z komplexní machine QA na základě měření single-beam	.....	49
3.2.1 Dávková kalibrace pro single-beam geometrii	.....	49
3.2.2 Gravitační efekt svazku a profily	.....	51
3.2.3 Gravitační efekt kolimátoru	.....	53
3.2.4 Výpočet TPS v heterogenitách	.....	55
3.2.5 2D ověření výpočtu dávky TPS	.....	58
3.2.6 Bodové ověření výpočtu dávky TPS	.....	59
3.3 Alternativa PSQA s použitím 1D detektoru k měření ve vzduchu	.....	61
<b>4 Výsledky</b>		<b>65</b>
4.1 Provedení PSQA	.....	65
4.2 Výběr z komplexní machine QA na základě měření single-beam	.....	67
4.2.1 Gravitační efekt svazku a profily	.....	67
4.2.2 Gravitační efekt kolimátoru	.....	67
4.2.3 Výpočet TPS v heterogenitách	.....	73
4.2.4 2D ověření výpočtu dávky TPS	.....	74
4.2.5 Bodové ověření výpočtu dávky TPS	.....	77
4.3 Alternativa PSQA s použitím 1D detektoru k měření ve vzduchu	.....	77
<b>5 Diskuze</b>		<b>79</b>
<b>6 Závěr</b>		<b>85</b>
<b>Literatura</b>		<b>87</b>
<b>7 Příloha</b>		<b>91</b>

## Obrázky

2.1 Instalovaný isopost s isokrystalem v ozařovně. Pod šedými kryty umístěny detektory. ....	4	3.9 Nastavení SMC pro <i>single-beam</i> měření gravitačního vlivu kolimátoru MLC. ....	54
2.2 Zleva zobrazena konstrukce hlavičky s kolimátorem FIXED, Iris a MLC InCise2. Převzato z [5]. ....	5	3.10 Nastavení SMC pro <i>single-beam</i> měření v heterogenním fantomu. . .	56
2.3 Umístění lamel MLC v hlavici Cyberknife a detail rozměrů jednotlivé lamely. Převzato a upraveno z [7]. ....	7	3.11 Výpočet dávky v TPS Precision pro virtuální CT model heterogenního fantomu s různými vloženými materiály. ....	57
2.4 Chování 1D $\gamma$ analýzy při situaci s a) pozvolným gradientem, kdy spojnice mezi referenčním bodem a měřenou distribucí probíhá majoritně v dávkové ose a převažuje tedy metrika DD. V případě b) se strmým gradientem dávky se na spojnici referenčního bodu a měřené distribuce mění zejména vzdálenost a převažuje význam DTA testu. Převzato a upraveno z [27]. ....	33	3.12 Nastavení SMC pro <i>single-beam</i> měření v homogenním fantomu. ....	59
3.1 Přiblížení vzhledu a proporcí detektoru SMC a situování diod na deskách tištěných spojů. ....	38	3.13 Fixace Semiflex 3D na ozařovacím stole. ....	62
3.2 Použití fiduciálních markerů v objemu detektoru SMC a ve výplních pro StereoPhan. ....	40	3.14 Nastavení geometrie svazku pro zvolenou SSD a vzdálenost. ....	63
3.3 SMC umístěný do <i>Calibration fixture</i> držáku pro účely provedení <i>array</i> kalibrace. ....	41	4.1 Výsledky provedené $\gamma$ analýzy PSQA plánu měřeného SMC. ....	66
3.4 SMC ve fantomu StereoPhan při provedení PSQA měření. ....	44	4.2 Procentuální rozdíl CAX dávky v gravitačně ovlivněných geometriích L–R a R–L, vůči základní A–P geometrii. ....	67
3.5 Orientace SMC pro test TAQA při pohledu shora. Převzato a upraveno z [36]. ....	47	4.3 Dávkový profil kolimátoru FIXED s průměrem 60 mm měřený detektorem SMC v hloubce 50 mm. Z celkového počtu 501 binů spadá do posledního binu 22 bodů. FWHM nabývá hodnoty 61,2 mm, polostín vlevo odpovídá $PU_{\text{levý}} = 4$ mm a vpravo $PU_{\text{pravý}} = 3,9$ mm. Pozice hran pole odpovídají $Y_{\text{levý}} = -30,65$ mm, $Y_{\text{pravý}} = 30,65$ mm, asymetrie z hran pole = 0,05 mm. Vzdálenost průsečíku směrnic od středu hran pole = 0,61 mm. Symetrie = 100,8 %, homogenita = 113,12 %. ....	68
3.6 Nastavení SMC pro měření referenčního dávkového příkonu Gy/MU. ....	50	4.4 Výsledky testu gravitačního efektu na svazek pro FIXED kolimátor. .	69
3.7 Nastavení SMC pro ozáření R–L geometrie při testu gravitačního efektu svazku. ....	52	4.5 Shrnutí výsledků gravitačního testu pro FIXED kolimátor. V tabulce jsou pro referenční geometrii A–P a gravitačně exponované geometrie L–R a R–L uvedeny odchylky těžiště jednotlivých velikostí polí od CAX detektoru SMC. ....	70
3.8 Nastavení SMC pro ozáření L–R geometrie pro test vlivu gravitace na lamely MLC kolimátoru. ....	53		

4.6 Výsledky testu gravitačního efektu pro MLC kolimátor vyhodnocený pro jednotlivé páry lamel MLC mezi referenčním směrem A–P a gravitačně exponovanými směry L–R a R–L. ....	71	4.11 Výpočet dávky TPS pro sférický objem odpovídající rozměrům komory Semiflex 3D v hloubce 15 mm s přepisem materiálu okolí na vzduch. Vypočtená dávka vykazuje značnou nehomogenitu.....	78
4.7 Výsledky testu reprodukovatelnosti pro MLC kolimátor vyhodnocený pro jednotlivé páry lamel MLC a gravitačně exponované směry L–R a R–L. ....	72		
4.8 Shrnutí výsledných procentuálních rozdílů měřeného a vypočteného ICF pro <i>single-beam</i> výpočet TPS v nehomogenním fantomu. Hodnoty jsou uvedeny pro FIXED kolimátor o průměru 25 mm při výpočtu algoritmy RT a MC a pro MLC kolimátor při nastavení pole $30,8 \times 30,8 \text{ mm}^2$ a výpočtu dávky pomocí algoritmů FSPB a MC. . . .	73		
4.9 Výsledky $\gamma$ analýzy s parametry $\Delta D = 2 \%$ z $D_{\text{max}}^{\text{TPS}}$ globální a DTA = 1 mm při <i>threshold</i> = 10 % z $D_{\text{max}}^{\text{TPS}}$ pro SSD = 700 mm. Požadována byla frakce alespoň 90 % bodů s $\gamma < 1$ . Vybrány jsou obdobné velikosti polí FIXED 40 mm a MLC $46,2 \times 46,2 \text{ mm}^2$ s referenční dávkou spočtenou třemi různými algoritmy - RT, FSPB a MC. ....	75		
4.10 Shrnutí výsledků $\gamma$ analýzy při srovnání měřené odezvy a výpočtu TPS algoritmem RT v homogenním fantomu s FIXED kolimátorem v různých kombinacích hloubek vodě-ekvivalentního fantomu a SSD. Parametry $\gamma$ analýzy byly zvoleny jako $\Delta D = 2 \%$ z $D_{\text{max}}^{\text{TPS}}$ globální a DTA = 1 mm při <i>threshold</i> = 10 % z $D_{\text{max}}^{\text{TPS}}$ .....	76		

## Tabulky

3.1 Kombinace SAD a hloubek ve vodě-ekvivalentním deskovém fantomu.....	58
4.1 Měření odezvy detektorem Semiflex 3D přepočtené na dávku a referenční dávky spočtené algoritmy RT a MC v TPS Precision pro jednotlivé geometrie kombinující různé radiální úhly a vzdálenosti SSD. ....	78





*Katedra:* KDAIZ

*Akademický rok:* 2020/2021

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

*Student:* Bc. Eva Davidková

*Studijní program:* Radiologická fyzika

*Název práce:* Dozimetrické ověření klinických plánů Cyberknife: SRS MapCheck a  
*(česky)* alternativy

*Název práce:* Dosimetry plan QA for the Cyberknife: SRS MapCheck and  
*(anglicky)* alternative methods

*Pokyny pro vypracování:*

1. Vypracovat přehled aktuálních metod dozimetrické verifikace klinických plánů Cyberknife (CK) vzhledem k : (1) konfiguraci systému, (2) dozimetrickému vybavení a (3) přístupu a metodě měření.
2. Provést charakterizaci SRS MapCheck pole detektorů včetně jeho použití ve StereoPhan fantomu k dozimetrickému ověření klinických plánů Cyberknife.
3. Ověřit možnosti použití SRS MapCheck pole detektorů k měření základních dozimetrických parametrů jednoduchých polí: single-beam geometrie.
4. Ověřit možnosti měření dávkového příspěvku individuálního svazku klinického plánu adaptovaným automatickým vodním fantomem radiačním detektorem ve vzduchu. Přitom ověřit možnosti vytvoření individualizovaného virtuálního CT modelu fantomu pro dozimetrickou verifikaci klinického plánu a zkusit navrhnout metodu určení měřicích bodů pro individuální klinický plán, tak aby vzájemná poloha detektoru a svazku byla co nejvýhodnější a ideálně umožňovala i korekci měřené dávky ve smyslu „dozimetrie malých polí“.
5. V případě reálnosti metody (3) porovnat a diskutovat výsledky a rozdíly v přístupu a interpretaci metody (3) a metody (2).



*Doporučená literatura:*

[1] DIETERICH, Sonja, Carlo CAVEDON, Cynthia F. CHUANG, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. *Medical Physics*. 2011, **38**(6Part1), 2914-2936. ISSN 00942405. DOI:10.1118/1.3579139.

[2] SRS MapCheck User Guide, Sun Nuclear Corporation, Document 1179012, Rev E, 11 September 2019.

[3] StereoPhan Reference Guide, Sun Nuclear Corporation, Document 1255016, Rev F-1, 5 February 2019.

*Jméno a pracoviště vedoucího diplomové práce:*

Ing. Pavel Dvořák, Ph.D.

VFN v Praze  
Oddělení radiační ochrany  
U Nemocnice 2  
128 08 Praha 2

a

Fakultní nemocnice Ostava  
Onkologická klinika  
17. listopadu 1790  
708 52 Ostrava

*Jméno a pracoviště konzultanta diplomové práce:*

Ing. Lukáš Knybel, Ph.D.  
Fakultní nemocnice Ostava  
Onkologická klinika  
17. listopadu 1790  
708 52 Ostrava

Ing. Tomáš Veselský, Ph.D.  
Ústřední vojenská nemocnice  
U vojenské nemocnice 1200  
169 02 Praha 6

*Datum zadání diplomové práce:* 14. 10. 2020

*Termín odevzdání diplomové práce:* 3. 5. 2021

*Doba platnosti zadání je dva roky od data zadání.*

  
.....  
garant programu

  
.....  
vedoucí katedry

  
.....  
děkan

V Praze dne 14.10.2020



## ■ Seznam zkratek

<i>3D-CRT</i>	3D conformal radiotherapy, 3D konformní radioterapie
<i>AAPM</i>	The American Association of Physicists in Medicine, Americká asociace fyziků v medicíně
<i>AP</i>	anterior-posterior
<i>AQA</i>	Automated quality assurance
<i>ATP</i>	Acceptance test procedure, procedury pro posouzení shody
<i>BEV</i>	Beam's-eye-view, pohled okem svazku
<i>CAX</i>	Central axis, osa svazku záření
<i>CBCT</i>	Cone beam computed tomography
<i>CNR</i>	Contrast-to-noise ratio, podíl kontrastu k šumu
<i>COR</i>	Coronal plane, frontální anatomická rovina
<i>DD</i>	Dose difference, rozdíl dávek
<i>DQA</i>	Delivery quality assurance
<i>DRR</i>	Digitally reconstructed radiograph, digitálně rekonstruovaný radiogram
<i>DTA</i>	Distance to agreement
<i>DVH</i>	Dose-volume histogram, dávkově-objemový histogram
<i>E2E</i>	End-to-end
<i>EPID</i>	Electronic Portal Imaging Device, elektronický portálový zobrazovací systém
<i>ESTRO</i>	European Society of Therapeutic Radiation Oncology
<i>FFF</i>	Flattening filter-free, nehomogenizovaný svazek záření
<i>FMEA</i>	Failure mode and effects analysis, analýza možného výskytu a vlivu vad
<i>FSPB</i>	Finite size pencil beam algorithm
<i>FWHM</i>	Full width at half maximum, plná šířka v polovině maxima
<i>IAEA</i>	International Atomic Energy Agency, Mezinárodní agentura pro atomovou energii
<i>ICF</i>	Inhomogeneity correction factor, korekční faktor na nehomogenitu
<i>IGRT</i>	Image-guided radiation therapy, radioterapie řízená obrazem
<i>IK</i>	Ionizační komora

<i>IMAT</i>	Intensity-Modulated Arc Therapy, rotační radioterapie s modulovanou intenzitou svazku
<i>IMRT</i>	Intensity-Modulated Radiation Therapy, radioterapie s modulovanou intenzitou svazku
<i>IPEM</i>	The Institute of Physics and Engineering in Medicine
<i>MC</i>	Monte Carlo
<i>MCS</i>	Modulation complexity scores
<i>MLC</i>	Multileaf collimator, vícelamelový kolimátor
<i>msr</i>	Machine-specific reference field
<i>MTF</i>	Modulation transfer function, modulační přenosová funkce
<i>MU</i>	Monitor Unit, monitorová jednotka
<i>OAR</i>	Organ at risk, kritický orgán
<i>OCR</i>	Off-center ratio
<i>OF</i>	Output factor, faktor velikosti pole
<i>OSL</i>	Opticky stimulovaná luminiscence
<i>PDD</i>	Percentage depth dose curve, procentuální hloubková dávková křivka
<i>PDP</i>	Proximity detection program
<i>PMMA</i>	Polymethylmethakrylát, akrylátové sklo
<i>PSQA</i>	Patient specific quality assurance, dozimetrická verifikace patientských plánů
<i>PTV</i>	Planning target volume, plánovací cílový objem
<i>PZ</i>	Přejímací zkouška
<i>QA</i>	Quality assessment, prokazování kvality
<i>RT</i>	Ray tracing algorithm
<i>R&amp;V</i>	Record and Verify system, verifikační systém
<i>SAD</i>	Source to axis distance, vzdálenost od zdroje do izocentra
<i>SDD</i>	Source to detector distance, vzdálenost od zdroje k povrchu detektoru
<i>SSD</i>	Source to surface distance, vzdálenost od zdroje k povrchu pacienta či fantomu
<i>SSDL</i>	Secondary Standard Dosimetry Laboratories, sekundární standardizační dozimetrická laboratoř
<i>TG</i>	Task Group

<i>TLD</i>	Termoluminiscenční dozimetr
<i>TLS</i>	Target Locating System
<i>TPS</i>	Treatment planning system, plánovací systém
<i>ÚVN</i>	Ústřední vojenská nemocnice
<i>VMAT</i>	Volumetric modulated arc therapy, objemově modulovaná oblouková terapie
<i>WFF</i>	Beam with flattening filter, svazek s homogenizačním filtrem



# Kapitola 1

## Teoretický úvod

### 1.1 Dozimetrická verifikace klinických plánů

Se stále častějším využitím stereotaktické radioterapie na pracovištích se specializovanými urychlovači, jako je CyberKnife, ale i na standardních klinických lineárních urychlovačích, je potřeba revidovat přístupy k zajištění přesného a reprodukovatelného doručení patientských plánů. Ty se vyznačují strmými dávkovými gradienty a předpisem vysokých dávek malým cílovým objemům v hypofrakcionaci.

Geometrická a dozimetrická přesnost doručení plánů musí být pravidelně kontrolována v rámci testů *quality assurance* (QA) s periodicitou stanovenou při přejímací zkoušce (PZ) daného zařízení. Proces dozimetrické verifikace patientských plánů, také označovaný jako „*Pretreatment Patient-Specific Delivery Quality Assurance*“ (PSQA) slouží k ověření

1. doručitelnosti plánu, včetně odhalení možných kolizí a interlocků,
2. správnosti doručení z hlediska mechanických a dozimetrických parametrů urychlovače,
3. výpočtu dávky plánovacím systémem (TPS).

Potřeba provádění PSQA se začala objevovat již s příchodem radioterapie s modulovanou intenzitou svazku (IMRT) na přelomu tisíciletí. Do té doby používané konvenční techniky ozáření (3D-CRT) poskytovaly možnost definice cílových tkání a normálních struktur pomocí sady transverzálních RTG snímků, tvarování polí statickými lamelami vícelamelového kolimátoru (MLC) dle projekčních snímků z úhlu pohledu svazku „*beam's-eye-view*“ (BEV), výpočet dávky jednotlivým definovaným objemům a dozimetrické vyhodnocení plánů pomocí křivek dávkově-objemového histogramu (DVH) a parametrů z nich odvozených.

Techniky IMRT možnosti 3D-CRT rozšířily o modulaci intenzity v jednotlivých polích využitím nestatického MLC, zpočátku segmentovanou MLC metodou „*step-and-shoot*“, následně i dynamickým MLC „*sliding window*“, přinášející další stupeň volnosti ovlivněním rychlosti pohybu jednotlivých lamel. Razantně se tak zvýšily požadavky na kapacitu výpočetní techniky



## Kapitola 2

### Materiály a metody

#### 2.1 Cyberknife

Systém Cyberknife od výrobce Accuray (Accuray Inc., Sunnyvale, CA, USA) se skládá z lineárního urychlovače upevněného k robotickému rameni výrobce Kuka (KUKA AG, Augsburg, Německo). Reprodukovatelnost nastavení má přesnost vyšší než 0,12 mm. [3] Rameno se vyznačuje šesti stupni volnosti a může tak zaujmout téměř jakoukoliv polohu vůči pacientovi se zachováním vysoké přesnosti. Jedná se o neizocentrickou techniku, svazek může být nastaven v jakémkoliv směru v prostoru a do cílového objemu mířit pod libovolným úhlem. Pro klinické využití jsou preferovány svazky, které směřují do podlahy ozařovny, kde je předpoklad lepšího stínění vůči svazkům mířícím do ovladovny a čekáren pacientů. Robotické rameno také umožňuje provedení kompenzace pohybů cílového objemu (způsobené například dýcháním pacienta) ve spojení se stereo kamerami sledujícími LED markery připevněné na povrch pacienta a speciálním SW *Synchrony*. Robotické rameno polohuje lineární urychlovač v rámci nodů neboli uzlů. Z těchto uzlů jsou následně ozařovány jednotlivé plánované svazky. Soustava uzlů v prostoru tvoří výslednou dráhu léčebného plánu. Jedním ze zásadních limitů je délka, kterou trvá doručení patientského plánu. Možností, jak urychlit dodání plánu, je výběr kratší dráhy s menším počtem uzlů. Pokud není rychlost doručení prioritou, lze volit i tzv. „*full path*“ s vyšším počtem uzlů. Výhodou je možnost zamítnutí některých kandidátních uzlů, které by dávku do objemu dodaly skrz rizikový orgán (OAR). Tímto způsobem lze značně limitovat dávku radiosenzitivním orgánům, jako jsou oční čočka nebo štítná žláza. [3]

Ozařovací technika je neizocentrická, ale existuje referenční bod v prostoru, který slouží jako geometrický počátek souřadné soustavy. Fyzicky je definován pomocí isokrystalu, který je umístěn na tzv. „isopostu“, pevně připevnitelném k závitu uloženému v podlaze - ukázka na obrázku 2.1. Jen malá frakce plánů pro Cyberknife je tvořena izocentrickými plány, pro které je definováno „*treatment isocenter*“ umístěné v léčeném objemu a definované vzdáleností od geometrického počátku. Zbývá většina plánů je neizocentrická a jednotlivé svazky jsou směřovány mimo geometrický střed k pokrytí nepravidelně tvarovaných objemů. [1]

Radioterapeutická léčba je řízena obrazem pomocí rentgenových snímků





**Obrázek 2.1:** Instalovaný isopost s isokrystalem v ozařovně. Pod šedými kryty umístěny detektory.

pacienta pořizovaných diagnostickými rentgenkami umístěnými na stropě. Instalovány jsou v úhlu  $\pm 45^\circ$  vůči vertikále a pořizují ortogonální snímky. Maximální napětí rentgenek je 150 kVp a výkon 50 kW, velikost pole definovaného v průsečíku svazků je  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Svazky jsou detekovány flat panel detektory z amorfního křemíku, které jsou umístěny v podlaze a nekolmý dopad svazku je korigován pomocí transformačního algoritmu. Rentgenky i detektory jsou umístěny fixně a je znám jejich vztah k souřadnému systému 3D prostoru ozařovny. [4]

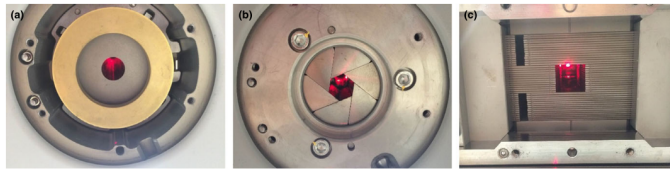
Z hlediska QA je důležitá zejména kontrola správné souhry tzv. „*target locating system*“ (TLS), tedy pořízení kvalitních rentgenových (RTG) snímků, určení správného opravného vektoru translací a rotací pro posun pacienta, a jejich přesná aplikace ozařovacím stolem a robotickým ramenem. Pořízení snímků, lokalizace cílového objemu a provedení korekcí se během léčby provádí opakovaně. Běžná frekvence snímování je 30–60 s dle stability sledovaného objemu, čím je pohyblivější, tím častěji se snímky pořizují. Při překročení limitní korekce výrazným pohybem cílového objemu je dohlížející personál vyzván k provedení korekce polohy pacienta a kontrole jeho stavu. [1]

### 2.1.1 Konfigurace systému

Tvarování výsledných polí se provádí pomocí kolimátorů v hlavici urychlovače. Pro systém Cyberknife existují tři základní konfigurace sekundárních kolimátorů:

1. FIXED kolimátory,
2. Iris Variable Aperture kolimátor,
3. InCise2 Multileaf kolimátor.

Na obrázku 2.2 je pohled do hlavice s rozdílnými druhy kolimátorů. Standardně je systém dodáván s dvanácti kruhovými FIXED kolimátory o průměru



**Obrázek 2.2:** Zleva zobrazena konstrukce hlavičky s kolimátorem FIXED, Iris a MLC InCise2. Převzato z [5].

5–60 mm v nominální vzdálenosti mezi terčíkem a rovinou detekce (*source to axis distance*)  $SAD = 800$  mm. Největší 60mm kolimátor slouží jako referenční pole k provedení většiny dozimetrických měření. Kruhové kolimátory se vyznačují ostrým průběhem polostínu a dokonalou reprodukovatelností velikosti pole. Cyberknife umožňuje pro jeden patientský plán použít až tři různé velikosti kolimátorů. Běžné je však i využití pouze jedné velikosti pro celý patientský plán. Zvolená velikost pole je pak kompromisem mezi dosažením vysoké dávkové konformity za využití strmých dávkových gradientů a minimalizací počtu monitorových jednotek (MU) a počtu svazků v plánu. Při použití více kolimátorů je léčebný plán rozdělen do většího počtu sekvencí, které odpovídají ozáření objemu danou velikostí pole. Výměna fixních kolimátorů je možná jak manuálně, tak za pomoci robotického výměníku, který před zahájením ozáření provede i rychlý test přesnosti zacílení svazku. Právě výměna kolimátorů ve výsledku potlačuje výhody využití větších kolimátorů za cílem snížení počtu MU, a tedy urychlení ozáření léčebného plánu. [6]

Volitelný Iris kolimátor je dynamicky tvarovatelný kolimátor s rozsahem ekvivalentních dvanáctiúhelníkových polí vůči rozsahu velikostí fixních kolimátorů. Pole je tvarováno pomocí zásuvných wolframových lamel a v hlavičce jsou clony uloženy ve dvou řadách. Každá řada definuje šestiúhelníkové pole, a ta jsou vůči sobě pootočena o  $30^\circ$ . Jednotlivé lamely mají průřez rovnostranného trojúhelníku o délce hrany 60 mm. Iris kolimátor umožňuje změnu velikosti pole během léčby bez nutnosti fyzické výměny kolimátoru a potlačuje tak omezení maximálně třemi velikostmi pole pro jeden patientský plán. Poskytuje tím další stupeň volnosti při inverzním plánování. Fyzikální charakteristiky Iris kolimátoru lze stanovit měřením s filmovým dozimetrem umístěným v pevnolátkovém deskovém fantomu, případně měřením diodou ve vodním fantomu. Filtrované snímky ze scanneru jsou vyhodnoceny jako dávkové mapy. Radiační pole je ohraničeno 50% izodózou a geometrický střed pole je ztotožněn s polohou osy svazku (CAX). Pro stanovení velikosti svazku a při pořízení tzv. „*off-center ratio*“ (OCR) dat pro TPS je výrobcem doporučeno měřit a následně průměrovat sadu 4 profilů, které jsou vzájemně posunuty o  $15^\circ$ . Možné je volit i celočíselné násobky  $15^\circ$  a praktickou volbou je tak kombinace měření v  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $90^\circ$  a  $105^\circ$ , jelikož se jedná o vzájemně kolmé dvojice úhlů [4]. Zvýšená pozornost musí být věnována také měření OF, které závisí na reprodukovatelnosti nastavení velikosti pole pomocí clon. Efekt je dle výrobce v rozsahu 1 % s výjimkou malých polí 5 mm, 7,5 mm a 10 mm. Pro ta je doporučeno určit hodnotu OF průměrováním odezev z 10 opakovaných

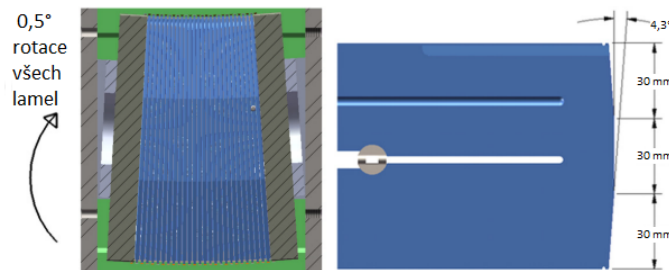
nastavení pole dané velikosti se záznamem standardní odchylky měření [4]. Charakteristickou vlastností pole je také cirkularita, jejíž standardní odchylka se pro Iris na 50% izodóze pohybuje pod 0,8 %. Pro kolimátor o průměru 5 mm nabývá standardní odchylka hodnoty  $\leq 0,02$  mm a pro 60mm kolimátor hodnoty  $\leq 0,25$  mm. [6]

Polostín, charakterizovaný vzdáleností 80% a 20% izodózy je pro Iris kolimátory oproti fixním kolimátorům o 0,2-0,6 mm větší. Rozdíl je způsoben vyšší hodnotou transmise skrz lamely kolimátoru při otevřeném poli. Pro jednotlivé profily jsou pak sledovány standardní odchylky od 0,1 mm pro 5mm kolimaci až po 0,5 mm pro 60mm kolimaci a díky nedokonalé cirkularitě závisí na úhlu, ve kterém byl profil měřen. [6]

Transmise kolimátoru je vyhodnocena z měření bez použitého kolimátoru a při nasazeném Iris kolimátoru s plně zavřenými lamelami. Maximální hodnota transmise dosahuje úrovně 0,05 % vůči plně otevřenému poli bez kolimace, což je nižší hodnota než 0,12 % pro fixní kolimátor na ose svazku. Nižší hodnoty je u Iris kolimátoru dosaženo dvouřadým umístěním lamel a jejich tloušťkou. Z mechanických parametrů hraje významnou roli reprodukovatelnost nastavení velikosti pole. Iris kolimátor je navržen tak, aby dosahoval reprodukovatelnosti nastavení  $\leq 0,1$  mm na úrovni spodní řady clon, což se projeví maximální odchylkou  $\leq 0,2$  mm v nominální vzdálenosti SAD = 800 mm od terčíku. Nastavení clon je kontrolováno výrobcem před odesláním zařízení pomocí automatického systému, který analyzuje snímaný obraz pohybu lamel. Vyhodnocuje se vzdálenost tří protilehlých segmentů dolní řady clon kolimátoru při velkém množství sekvencí otevření a zavření lamel. Maximální schválně odchylná od nominální hodnoty nastavení lamely je v každém cyklu 0,1 mm. S rostoucí komplexností sekundárního kolimátoru roste i jeho hmotnost. Iris kolimátor je oproti fixnímu kolimátoru o 7 kg těžší. I tento aspekt musí být brán v potaz při korekcích pohybů, které provádí hlavice během ozařování pacienta. Korekce se v rámci rozsahu pohybů hlavice liší o  $\leq 0,5$  mm, jejich správnost je kontrolována pomocí „end-to-end“ (E2E) testů vyhodnocujících správnost zaměření cílového objemu při ozáření plánu [6].

Nejnovější volitelný InCise2 MLC kolimátor je stejně jako Iris kolimátor počítačem ovládaný sekundární kolimátor. Wolframové lamely umožňují rychlý pohyb a změnu velikosti a tvaru pole mezi jednotlivými ozařovacími pozicemi. Dvě sady, každá po 26 lamelách s výškou 90 mm vytvářejí pole o maximálních rozměrech  $115 \times 100,1$  mm<sup>2</sup> při tloušťce jedné lamely odpovídající 3,85 mm v SAD = 800 mm. Lamely umožňují přejetí přes polovinu délky maximálního rozměru pole i vzájemnou interdigitaci. Jejich konstrukce se však liší od MLC lamel používaných v klasických lineárních urychlovačích, které mají systém „tongue-and-groove“, kdy do sebe lamely vzájemně zapadají jako zámky u podlahových parket. Zde jsou lamely po stranách hladké a pro potlačení mezilamelové transmise je celý set lamel vykloněn v úhlu 0,5°. V distálním směru se lamely rozšiřují a hrany lamel, které směřují k CAX, vykazují trojitě zaoblení. Nejnižší úsek je fokusován ke zdroji při plně otevřeném poli, střední úsek čela je fokusován při pohybu přes střed pole a vrchní úsek čela lamely je

fokusován při zcela zavřeném poli. Pro lepší představu je přiloženo schéma lamel na obrázku 2.3. [7]



**Obrázek 2.3:** Umístění lamel MLC v hlavici Cyberknife a detail rozměrů jednotlivé lamely. Převzato a upraveno z [7].

Nejdistálnější povrch MLC kolimátoru se nachází ve vzdálenosti  $SAD = 400 \text{ mm}$  a poskytuje tak stejný manipulační prostor kolem pacienta, jako FIXED a Iris kolimátory. Pohyb lamel je monitorován a kontrolován dvojím způsobem. Primární kontrolní jednotka motorku sestává z obousměrného enkodéru, který zaznamenává inkrementální pohyb dané lamely. Jednotlivé lamely se pohybují souběžně, avšak nezávisle jedna na druhé. Polohovací přesnost dosahuje  $\pm 50 \mu\text{m}$ . Motorkem řízený pohyb je relativní a před každým ozařováním je proveden tzv. „*homíng*“, nastavující nulovou počáteční polohu. *Homíng* je proveden pomocí světelného zdroje umístěného za každou lamelou, jehož signál je analyzován protilehlým detektorem. V okamžiku, kdy dojde při vyjetí lamely k přerušení světelného svazku, je nalezena nulová poloha. Následuje verifikace polohování dalším optickým hradlem, které je v definované vzdálenosti, pomocí kroků enkodéru. Odečet enkodéru se pro spuštění svazku nesmí od reference lišit o více než  $\pm 200 \mu\text{m}$ , čímž je zamezeno vlivu posunů optického zdroje a dalších mechanických závad vzniklých po kalibraci. Sekundární řídicí systém je kamerový a odhalí chyby v polohování lamel jemnější než  $\pm 1 \text{ mm}$ . V hlavici je nad úrovní lamel usazena širokouhlá kamera, která pod úhlem snímá povrch lamel. Snímaný obraz prochází sérií úprav k odstranění distorzí ze znalosti intrinsických parametrů kamery, dále je obraz převeden z bočního pohledu na pohled shora a nakonec jsou v obraze definovány jednotlivé lamely a stanoveny odchylky mezi očekávanou a reálnou pozicí lamely. Snímkovací frekvence dosahuje  $4 \text{ Hz}$  a v případě překročení odchylky  $1 \text{ mm}$  je aplikován systémový interlock. Kamerový dohled nad polohováním lamel představuje robustní ochranu před selháním lamely, například při odpojení od hybného mechanismu. Zároveň umožňuje sekundární vizuální kontrolu polohy lamel obsluhou přístroje. [7]

Parametry, které se váží specificky ke QA MLC kolimátorů jsou tedy transmise a přesnost polohování MLC lamel. Ideálně by měl být zahrnut i vliv gravitace při různých polohách hlavice, ověřený například tzv. „*Garden fence*“ testem provedeným v horizontálních polohách hlavice urychlovače. V článku [7] byl ověřen také vliv korekčního algoritmu, vycházejícího z Ray-tracing modelu transmise záření skrz zaoblené konce lamel a vlivu hystereze při změně pohybu lamel a jejich přejetí v opačných směrech. Ověřen byl také

vliv různých časových intervalů od *homingu* lamel na přesnost polohování, který se projevil maximální odchylkou 0,07 mm. Zkoumána byla i variabilita OF dle reprodukovatelnosti poloh lamel, která nepřesáhla 0,1 %. Všechny zkoumané parametry byly následně zahrnuty do sady komplexních *Garden fence* testů. Ty obsahovaly pole s vertikálním dopadem svazku a dvěma protilehlými horizontálními svazky, vedoucí k záměně sady výše položených lamel. Každý test byl opakován třikrát pro hodnocení reprodukovatelnosti a mezi jednotlivými testy nedocházelo k inicializaci lamel MLC. Přesnost polohování lamel byla vyhodnocena jako velmi vysoká, vliv gravitace nepřesáhl 0,1 mm při vztažení k SAD = 800 mm. Hystereze a doba od inicializace lamel MLC byly vyhodnoceny jako zanedbatelné. Správná korekce na transmisi skrz čela lamel snížila odchylku šířky ozářených segmentů mimo CAX z 0,3 mm na < 0,05 mm. Komplexní sada testů následně odhalila maximální odchylku přesnosti polohování < 0,2 mm se standardní odchylkou < 0,2 mm. Transmise a tzv. „leakage“ lamel MLC nepřesahuje 0,23 %, což je hodnota srovnatelná s 0,12 % pro FIXED a 0,05 % pro Iris kolimátor. [7]

### ■ 2.1.2 Tracking módy

Přesné polohování pacienta je základním předpokladem pro konformní doručení dávky cílovému objemu. U systému Cyberknife je dostupných několik tzv. „*tracking*“ módů, které zajišťují sledování polohy cílového objemu a jeho pohyblivosti během doručení léčby. Každý z módů je ve své podstatě postaven na srovnání RTG snímků pacienta na ozařovacím stole vůči digitálně rekonstruovaným radiogramům (DRR) – snímkům vytvořeným z plánovacího CT. Výsledkem registrace páru RTG a DRR snímků je sada 6D parametrů (posunů a rotací stolu před ozářením), včetně stanovené nejistoty koregistrace. Minoritní translace a rotace, které nebyly korigovány ozařovacím stolem, jsou převedeny na opravný koeficient pro polohování robotického ramene během ozařování. Vyšší nejistota koregistrace snímků nastává při zobrazení silné vrstvy tkáně, nevhodně zvolených zobrazovacích parametrech rentgenek s volbou příliš nízkého napětí a elektrického množství, a při zobrazení objektů s přirozeně nízkým kontrastem vůči okolní tkáni.

Existují tři základní metody zacílení aktuálně dostupné pro Cyberknife. První typ detekuje kostěné struktury, se zaměřením na oblast lebky se jedná o *6D Skull tracking* a pro páteřní struktury určený *XSight Spine* (XSS). *Skull tracking* algoritmus vychází z detekce povrchu vysokokontrastní hranice lebky. Ideální volba zobrazovacích parametrů by v tomto módu měla vést k dosažení jasového parametru „*brightness*“ o hodnotě blízké 1 k dosažení podobnosti s DRR snímkem. Simulační CT snímek je pro potřeby *trackingu* nutné pořizovat vždy nativní, bez kontrastu, právě z důvodu možného nadhodnocení parametru *brightness* a zvýšené nejistoty *trackingu*. Pro cílové objemy v oblasti krční páteře je vhodnější mód XSS. Vysoká mobilita krčních obratlů by při použití *Skull tracking* módu vedla k nepřesnému zacílení. Technika XSS je založena na detekci struktur páteřních obratlů a do jisté míry dokáže pracovat s meziobratlovými deformacemi rozpoznáním charakteristických

obrazových prvků v obdélníkové detekční mřížce s 81 detekčními body. Úspěšnost metody je ovlivněna počáteční volbou umístění detekční mřížky v rámci DRR snímků, inherentním kontrastem obratlů, vhodnou volbou zobrazovacích parametrů a identifikací správného obratle na snímku. Metoda XSS je velmi citlivá na správné uložení pacienta do referenční polohy a výraznější deformace s relativním pohybem obratlů vůči sobě vede k neúspěšnému provedení *trackingu* s nejistotou mimo tolerance. [1]

Druhá metoda cílí na radiokontrastní značky implantované při operativním zákroku do blízkosti cílového objemu. Počtem implantovaných markerů a jejich relativním umístěním lze ovlivnit přesnost následného zacílení objemu. Pro úspěšné zaměření markerů je nutná jejich jednoznačná identifikovatelnost na obou RTG projekčních snímcích. Nepřesnost lokalizace roste, pokud dochází k relativním pohybům markerů vůči sobě navzájem i vůči cílovému objemu. Negativní vliv může mít také implantace markeru do blízkosti kovových klipů zanechaných po operativním zákroku a artefakty na snímcích způsobené buď zobrazenými objekty, nebo vadami na detektoru obrazu. K *trackingu* je při nastavení pacienta doporučeno vybrat pouze spolehlivě detekované markery a během probíhající léčby provádět neustálou kontrolu správnosti identifikace jednotlivých markerů. [1]

Třetí metodou je *tracking* měkkých tkání, patří sem *XSight Lung* (XSL) *tracking*, který je určen primárně pro léčbu v oblasti plic. Využívá rozdílné hustoty, vedoucí ke kontrastu tkáně tumoru a tkáně plic. Pro tento algoritmus je nutné provádět výběr pouze vhodně uložených tumorů, které mají jasně definované hrany, nejsou na snímcích v překryvu s vysokokontrastní páteří, nebo srdečním svalem a mají rozměry odpovídající limitům algoritmu. Vhodné uložení tumoru je v laterálním segmentu plic, aby nedocházelo na snímcích k překryvu mediastinem a spíše v superiorní oblasti (pro zamezení překryvu bránicí). Technika je extrémně citlivá na volbu vhodných zobrazovacích parametrů. [1]

Technika pro měkké tkáně XSL je standardně kombinována s modalitou *Synchrony*. Ta vytváří respirační model na základě kontinuálního sledování LED markerů umístěných na povrchu těla pacienta pomocí stropní kamery a RTG snímků. Výsledný model je korelací respirační fáze s polohou tumoru. Pokud neposkytuje tkáň tumoru dostatečný kontrast, lze *Synchrony* techniku kombinovat i se sledováním pohybu fiduciálních markerů. Jejich implantace do oblasti plic je však problematická a hrozí vznik pneumotoraxu, navíc markery mohou časem v měkké tkáni migrovat z původní pozice. [8]



### ■ 2.1.3 Specifika dozimetrie Cyberknife

#### ■ FFF svazky

Radioterapeutické svazky jsou tvořeny vysokoenergetickými elektrony dopadajícími na terčík z materiálu o středním protonovém čísle  $Z$  ( $^{63}_{29}\text{Cu}$ ), ve kterém je generován svazek brzdného záření. Profil intenzity svazku s trojúhelníkovým průřezem je nejvýraznější v dopředném směru a je upraven průchodem skrz homogenizační filtr kónického tvaru. Tím je dosaženo homogennější distribuce fluence záření. V počátcích implementace lineárních urychlovačů do klinické praxe byla radioterapie založena na doručení homogenních (případně klínových) polí do tzv. „krabicových“ objemů pro dosažení uniformní dávky v celém PTV. S nástupem technik, které využívají malých, tvarovaných polí skrze MLC a modulaci intenzity svazku (IMRT techniky), není již homogenizační filtr v cestě svazku brzdného záření vhodný. Jeho použití totiž kromě homogenizace profilu způsobuje odstranění významné části intenzity svazku a působí jako sekundární zdroj rozptýleného záření a elektronové kontaminace primárního svazku. Filtr tak zvyšuje nároky na stínění unikajícího záření z hlavičky urychlovače. Profil svazku navíc vykazuje v okrajích homogenizované oblasti tzv. „rohy“ vznikající ovlivněním spektra záření (vytvrzením svazku). [9]

Klinické použití specializovaných ozařovačů TomoTherapy a Cyberknife, které homogenizační filtry nevyžadují, bylo následováno klinickým využitím standardních lineárních urychlovačů bez homogenizačního filtru a technika byla pojmenována „*flattening-filter-free*“ (FFF). V její prospěch hrálo zejména rozšíření IMRT technik a stereotaxe. Postupem implementace FFF svazků do klinické praxe a jejich charakteristikou se zabývá dále rozebíraný report od společnosti IPEM [9].

Homogenizační filtr je pro FFF v hlavičce nahrazen tenkou vrstvou kového materiálu, který zajišťuje build-up pro ionizační komory (IK) v hlavičce urychlovače. Zároveň slouží k odstranění kontaminačních elektronů z primárního kolimátoru a terčíku. Na rozdíl od homogenizovaných svazků (WFF) nejsou u FFF svazků odstraněny nízkoenergetické fotony a průměrná energie fotonového svazku je nižší, čímž je snížena i jeho tvrdost. Přístup výrobců urychlovačů k tomuto efektu se zásadně liší. Zatímco Varian používá stejnou energii elektronového svazku pro tvorbu WFF i FFF svazků, čímž dosáhne FFF svazku s nižší penetrabilitou, Elekta používá energii urychlených elektronů pro FFF svazek vyšší a na CAX v referenčních podmínkách ( $\text{SSD} = 900 \text{ mm}$ ,  $d = 100 \text{ mm}$ , velikost pole =  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) dosahuje stejné hloubkové dávky pro FFF i WFF svazky. Liší se tak hodnoty PDD, které u Varianu například pro 6 MV FFF budou odpovídat více WFF svazku s energií 4 MV, zatímco pro přístroje Elekta budou odpovídat WFF i FFF stejné nominální hodnotě. [9]

Zbývající změněné charakteristiky FFF svazku jsou však společné a zahrnují až čtyřnásobné zvýšení dávkového příkonu na  $2400 \text{ MU} \cdot \text{min}^{-1}$  (pro Cyberknife typicky  $1000 \text{ MU} \cdot \text{min}^{-1}$ ). Tím jsou zásadně ovlivněny rekombinační ztráty při měření dozimetrických parametrů. Ztráta informace vlivem

rekombinace závisí také na velikosti použité IK. Čím menší vzdálenost mezi elektrodami, tím je efekt méně významný. I proto jsou pro dozimetrii FFF svazků doporučeny IK malých rozměrů. Malá velikost IK je dále vhodná pro snížení efektu průměrování odezvy v oblasti vysokého dávkového gradientu, kterým se FFF svazek vyznačuje už nejen v oblasti polostínu. Použití polovodičových detektorů je také možné, za předpokladu, že nevykazují nadměrnou odezvu na nízkoenergetické rozptýlené fotony. Doporučeno je před použitím polovodičového detektoru k pořízení dat pro TPS provést srovnání odezvy v největším nastavitelném poli a kombinace různých hloubek při měření profilů a křivky PDD vůči měření s malou IK. [9]

Změna tvaru profilu svazku je nejzásadnější změnou, která znemožňuje použití standardní definice velikosti pole a homogenity. Aby bylo možné tyto definice použít, je potřeba nejdříve provést renormalizaci FFF profilu jednou z uveřejněných metod. První sada metod vyžaduje dostupný WFF svazek o stejné energii. Zahrnuje použití inflexních bodů polostínu (bod s nejvyšším dávkovým gradientem) pro definici hrany pole. Metoda však může vést ke značným nejistotám, pokud byl profil skenován s rozlišením nižším než 1 mm. Druhá metoda navrhuje využití bodů z tzv. „ramínek“ profilu (body s maximálním zakřivením dávky), které lze stanovit jako třetí derivaci profilu. Dochází však opět k vnesení chyb, jelikož je každé měření zatíženo šumem. Navrženou alternativou k tomuto postupu je současné měření WFF a FFF profilu, vizuální identifikace bodů v raménku a renormalizace FFF profilu k hodnotě tohoto bodu v WFF profilu. Výhodou tohoto postupu je opakovatelná použitelnost zjištěné hodnoty k renormalizaci FFF profilu a prakticky představuje nutnost stanovení těchto hodnot pro jednu hloubku měření a vybranou sadu ověřovaných velikostí pole v rámci pravidelné QA. Pro situace, kdy si pracoviště zvolí pro klinickou implementaci pouze FFF svazky a WFF klinicky nepoužívá (a tedy pro ně ani neprovádí pravidelná QA) existuje metoda renormalizace FFF svazku největším dostupným profilem FFF pole. Zahrnuje skenování profilu vybrané velikosti FFF pole následované skenováním maximálního dostupného pole (při stejné orientaci kolimátoru a při stejném rozlišení). Normalizace profilů je provedena k maximální hodnotě odezvy na CAX a podělením odezvy vyhodnocovaného profilu bod po bodu profilem maximální velikosti pole. Následně lze stanovit standardní parametry, jako velikost pole a polostín. [9]

Se změnou rozptylových podmínek v hlavici se mění i spektrum svazku, hloubkové dávkové profily a poměr rozptylu ve fantomu ( $S_p$ ) a hlavici ( $S_c$ ). Je proto potřeba vyvarovat se použití tabelovaných dat pro WFF svazky a parametry  $S_c$  a celkový rozptyl  $S_{c,p}$  měřit. Redukcí elektronové kontaminace a růstem zastoupení nízkoenergetických fotonů dochází i ke změně povrchové dávky pro FFF svazky. Vynecháním homogenizačního filtru je odstraněna variabilita energetického spektra svazku od CAX k okrajům pole a u FFF svazků je tak dosaženo téměř konstantního energetického spektra v celém rozsahu pole. Snížením zastoupení rozptýleného záření z hlavice je u FFF svazků dosaženo strmějšího spádu polostínu. [9]

Referenční dozimetrie se i pro FFF svazky řídí standardními doporučeními





stanovení limitního poloměru pole se zachováním rovnováhy sekundárních elektronů v závislosti na kvalitě svazku ve tvaru

$$r_{LCPE} = 8,369 \cdot TPR_{20,10}(10) - 4,382 \text{ [cm]}, \quad (2.1)$$

kde  $TPR_{20,10}(10)$  je *tissue-phantom ratio* stanovený měřením ve vodě při vzdálenosti mezi zdrojem a detektorem  $SDD = 1000$  mm a hloubkách detektoru 20 a 10  $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$  při velikosti pole  $10 \times 10$   $\text{cm}^2$ . [10]

Velikost zdroje primárního svazku je definována FWHM svazku brzděného záření vycházejícího z terčíku. Při částečném zakrytí zdroje kolimátorem bude měřená odezva na CAX nižší než u velkého, otevřeného pole. Efekt se zvýrazní v situaci, kdy je velikost pole srovnatelná nebo menší, než velikost zdroje. U lineárních urychlovačů se velikost zdroje pohybuje okolo 5 mm. Jeho částečným zakrytím dochází také k ovlivnění spektra záření a tvorbě strmých dávkových gradientů. Tyto dva efekty týkající se ztráty LCPE a zakrytí zdroje mají za následek zásadní pokles měřené odezvy se zmenšující se velikostí pole a je tím výraznější, čím je měřicí prostředí méně husté a čím vyšší je energie primárního fotonového svazku. [12]

Třetí parametr je vztažen k detektoru a jeho relativní velikosti vůči velikosti pole záření. Produkovaný signál je úměrný absorbované dávce v citlivém objemu detektoru a záleží na rovnoměrnosti ozáření celého objemu detektoru. Pokud je ozářena pouze část detektoru, dochází k efektu průměrování (*volume averaging*) na celý objem detektoru a následnému podhodnocení odezvy.

Pro systém Cyberknife nelze dosáhnout požadovaných referenčních podmínek dle IAEA TRS 398, tedy čtvercového pole  $10 \times 10$   $\text{cm}^2$  při  $SAD = 1000$  mm a dle doporučení IAEA TRS 483 je nahrazeno msr polem o průměru 60 mm pro  $SAD = 800$  mm. Při stanovení absorbované dávky mohou nastat tři situace dle obdrženého kalibračního faktoru ze standardizační laboratoře. Ideální situace vzniká, pokud má kalibrační laboratoř k dispozici svazek o kvalitě msr pole. Pak lze jednoduše stanovit dávku v referenční hloubce  $z_{ref}$  ve vodě za nepřítomnosti IK jako

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_{msr}}^{f_{msr}}, \quad (2.2)$$

kde  $Q_{msr}$  je kvalita msr pole,  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  představuje odezvu dozimetru v msr poli opravenou na teplotu, tlak, saturační a polaritní efekt a  $N_{D,W,Q_{msr}}^{f_{msr}}$  kalibrační koeficient v absorbované dávce ve vodě, měřený standardizační laboratoří v kvalitě  $Q_{msr}$ . [10]

Druhou a častější situací je poskytnutí kalibračního koeficientu v referenční kvalitě svazku  $Q_0$  pro konvenční pole  $10 \times 10$   $\text{cm}^2$   $f_{ref}$ . V takové situaci je nutné použít navíc korekční faktor na rozdílnost referenčního a msr pole. Absorbovaná dávka je pak stanovena jako

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}, \quad (2.3)$$

kde  $N_{D,W,Q_0}^{f_{ref}}$  je kalibrační koeficient poskytnutý standardizační laboratoří pro referenční pole a  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  je opravný faktor na odlišnost odezvy detektoru

v konvenčním poli  $f_{ref}$  a msr poli  $f_{msr}$  a na kvalitu svazku  $Q_{msr}$ . Ten je stanovitelný buď měřením jako poměr odezev v msr a referenčním poli, případně pomocí Monte Carlo simulace a pro Cyberknife jsou tabelované v kapitole 5 doporučení [10]. V případě, že pro daný detektor není opravný faktor tabelovaný ani v doporučení [10], ani dohledatelný v novějších publikacích (nebo poskytnut výrobcem detektoru), je nutné postupovat následujícím způsobem, kdy je absorbovaná dávka v msr poli stanovena jako

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q,Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}. \quad (2.4)$$

Kde je opět  $N_{D,W,Q_0}^{f_{ref}}$  kalibrační koeficient poskytnutý standardizační laboratoří pro referenční pole,  $k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$  je faktor na kvalitu svazku v referenčním poli  $f_{ref}$  mezi svazkem standardizační laboratoře a kvality svazku na pracovišti a  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  je opravný faktor na odlišnost odezvy mezi referenčním polem  $f_{ref}$  a  $f_{msr}$  při kvalitě svazku  $Q_{msr}$ . Vzhledem k tomu, že koncept msr polí byl zaveden kvůli nemožnosti nastavit na některých modalitách referenční pole  $f_{ref}$ , je potřeba pracovat v tomto případě s konceptem odezvy v tzv. „hypotetickém“ referenčním poli. [10]

Kromě msr pole je nutné pro Cyberknife uvážit přítomnost FFF svazku. Zatímco pro homogenizované svazky se opravný faktor  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  blíží jedné a je možné uvažovat rovnost faktorů  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  a  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{ref}}$ , pro FFF svazky je nutné opravu provádět násobkem dvou opravných faktorů. První z nich koriguje odezvu detektoru v hypotetickém FFF svazku o kvalitě  $Q^{FFF}$  vůči odezvě v homogenizovaném svazku  $Q^{WFF}$ . Absorbovaná dávka pak odpovídá

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q^{WFF},Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q^{FFF},Q^{WFF}}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{msr},Q^{FFF}}^{f_{msr},f_{ref}}, \quad (2.5)$$

kde  $k_{Q^{WFF},Q_0}^{f_{ref}}$  je standardní korekční faktor na kvalitu referenčního svazku a svazku uživatele. Faktor  $k_{Q^{FFF},Q^{WFF}}^{f_{ref}}$  je oprava na odlišnost odezvy detektoru v FFF a WFF svazcích způsobený změnou energetického spektra záření odlišností poměrů hmotnostních brzdných schopností a perturbačních faktorů, a dále průměrováním odezvy detektorem vloženým do nehomogenního laterálního profilu FFF svazku. [10]

Do kategorie relativní dozimetrie řadíme stanovení OF. Pro malá pole  $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$  vztahují odezvu v klinickém rozsahu používaných polí  $f_{clin}$  k referenčnímu  $f_{ref}$ , případně msr poli  $f_{msr}$ . Stanovují se jako podíl odezev detektoru v odpovídajících polích, násobený korekčním faktorem, který je funkcí druhu detektoru a velikosti pole pro převod odezev na hodnoty absorbované dávky ve vodě. Pro Cyberknife jsou tyto opravné faktory  $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$  stanoveny přímo pro  $z_{max} = 15$  mm a zahrnují i opravu na průměrování odezvy v objemu detektoru. Výsledný OF odpovídá

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}, \quad (2.6)$$

kde  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$  a  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  jsou odezvy detektoru opravené na vliv okolního prostředí v klinickém  $f_{clin}$  a  $f_{msr}$  poli. [10]

## 2.2 Cyberknife QA

Program QA by měl být založen na doporučeních od mezinárodních organizací fyziků v medicíně (AAPM, IPeM), doporučení výrobce (Accuray) a zkušenostech dalších uživatelů přístroje. Zároveň musí splňovat požadavky lokální legislativy.

Report AAPM TG135 [1] definuje v sadě parametrů, které je doporučeno denně kontrolovat, hodnotu denního dávkového výstupu (*output*) urychlovače, kontrolu interlocků pro chybějící a chybně zvolený kolimátor vůči testovacímu plánu a vizuální kontrolu laseru vůči statické značce na podlaze. Denní output se měří pomocí IK s buildup čepičkou, ukotvené v „*birdcage*“ držáku. Korekci není potřeba provádět, pokud se hodnota od referenční liší o méně než 2 %. Jedná se o přísnější limit, než který navrhuje doporučení AAPM TG 40 [13] a AAPM TG 142 [14], ale je opodstatněn vysokými dávkami na frakci, které se při stereotaktické (SRS) léčbě používají. Pro všechny kolimační systémy je potřeba do denní kontroly zahrnout stupně volnosti, které poskytují, provedením „*Automatic QA*“ (AQA) testu. Jedná se o ověření správné souhry detekce cílového objemu pomocí TLS, výpočtu potřebných korekcí v prostoru, jejich přesná aplikace pohybem stolu a korekce zbývajících posunů a rotací pomocí robotického ramene. Výsledkem testu je vyhodnocení odchylky polohy středu ozářeného kulového objemu na krychlový fantom s dvěma ortogonálně umístěnými filmy.

K měsíčnímu ověření jsou následně v dokumentu [1] doporučeny parametry stability dávkového výstupu a energie. Dále neměnnost tvaru a symetrie svazku, které jsou srovnávány vůči hodnotám zaznamenaným při PZ. K ověření je využíván fixní kolimátor s průměrem 60 mm. Profily svazku jsou standardně měřeny v hloubce 50 mm při SAD = 800 mm ve dvou kolmých směrech (nominální inplane a crossplane).

Měsíční testy se věnují také zobrazovacím systémům, zobrazením isokrystalu hodnotí stálost jeho projekce na konzistentním pixelu detektoru. Snímkováním vhodného „kV QA“ fantomu je dále stanovena hodnota poměru signálu k šumu (SNR), poměru kontrastu k šumu (CNR) a rozlišení systému. Na uživatelské konzoli je provedena kontrola homogenity a absence vadných pixelů detektoru.

Je doporučeno ověřit i uživatelský CT model pro výpočet nehomogenit v TPS. Minimální rozsah kontroly by měl zahrnovat použití deskového fantomu s vložkami simulujícími kostní a plicní tkáň. Ideální je však použití antropomorfního fantomu s materiály simulující tumor v oblasti plicní tkáně.

Kvůli absenci světelného pole je většina nastavení detektorů k měření parametrů prováděno pomocí laseru v hlavici urychlovače. Zásadním testem je ověření shody radiačního CAX a laserového svazku, kontrola stability vzájemné odchylky se provádí dle postupu popsáno v příručce od výrobce - Physics Essentials Guide (PEG) [4] s využitím radiochromického filmu. Kontrola zaměření laseru se dále provádí na izocentrickém plánu, který je bez spuštěného svazku ozařován na isokrystal a hodnotí se odchylka laseru

z jednotlivých nodů. Pro tento test je doporučeno střídat měsíčně ověřované kalibrační cesty (*path sets*). [1]

E2E testy pro kraniální a extrakraniální anatomickou oblast (s cyklickou obměnou dostupných „*tracking methods*“ a *path sets*) fungují jako komplexní posouzení přesnosti zaměření cílového objemu. Zahrnuje pořízení CT snímků fantomu na místním CT, jejich import do TPS, vytvoření plánu k ozáření kulového objemu v krychlovém fantomu vloženém do velkého fantomu hlavy a ozáření plánu. Dva ortogonálně umístěné radiochromické filmy se následně naskenují a ve výrobcem poskytovaném SW se vyhodnotí 70% izodóza vůči očekávanému tvaru a pozici centroidu. Maximální odchylka plánovaného a naměřeného středu centroidu nesmí přesáhnout 0,95 mm pro statické techniky a 1,5 mm pro techniky s aktivním sledováním objemu (*motion-tracking*). [1]

Oproti E2E testu, který poskytuje informaci o přesnosti zacílení izocentrického plánu, je „*Delivery QA*“ (DQA) neizocentrickým plánem, s výpovědní hodnotou o přesnosti dodané dávky složitějším cílovým objemům. Proveden by měl být s využitím radiochromického filmu nebo detektoru, který dosahuje obdobné rozlišovací schopnosti. Ideálně by měl test zahrnovat výpočet plánu pro nehomogenní oblast, například tumor uložený v plicní tkáni. [1]

Cyberknife vyniká možností provedení aktivní automatické korekce na dýchací pohyby pacienta pohybem robotického ramene během ozařování. Sledování cílového objemu ovlivněného dýchacími pohyby je založeno na tzv. „*hybridním tracking modelu*“. Ten propojuje informace o detekovaném pohybu povrchu těla pacienta s připevněnými světelnými diodami s informací o pohybu fiduciálních markerů aplikovaných v blízkém okolí tumoru, na kV snímcích. *Synchrony tracking* mód představuje vysokou zátěž pro robotické rameno a kloubová spojení, zejména v situacích, kdy dochází k náhlému zastavení *trackingu* při nadměrném pohybu pacienta. Měsíčně by proto mělo docházet k audiovizuální kontrole během simulace plánu v *Synchrony tracking* módu, pro odhalení nadměrného hluku a vibrací ramene. [1]

Roční testy by se dle doporučení měly zaměřit na zopakování měření vybraných parametrů svazku (TPR, PDD, OCR, OF) a dávky (včetně linearity) ve vodním fantomu. Zahrnout by měly největší a nejmenší velikost kolimátoru a tvarovatelných polí. Kompletní seznam parametrů doporučených k PZ pro ověření výpočtu dávky TPS obsažený v doporučení AAPM TG 50 je však primárně určen pro standardní lineární urychlovače. Je proto nutné uvážit změnu referenční geometrie a vynechání parametrů, které se specificky váží například ke klínům a blokům.

Pro zobrazovací systémy by měla být ověřena přesnost nastavitelných zobrazovacích parametrů (kVp, mAs, expozice), jejich reprodukovatelnost a linearitu. Ověření parametrů oproti měsíčním testům zahrnuje také relativní modulační přenosovou funkci systému (MTF), stabilitu citlivosti, homogenitu korigovaných snímků na uživatelské konzoli a zisk detektorů. Doporučeným postupem je stanovení referenčních „*baseline*“ hodnot při „*commissioning*“ procedurách a následná kontrola stálosti hodnot v čase. [1]

Neprávem opomíjenou součástí ročních testů představuje ověření zabezpe-

čení dat. Zejména důležité je omezení přístupu ke změně parametrů svazku (*beam data*) tak, aby nemohlo dojít k jejich neoprávněné či nezáměrné úpravě.

Zkontrolována by měla být také aktuálnost tzv. „*CT density*“ modelu vztažující hodnotu CT čísel k hodnotě elektronové, nebo hmotnostní hustoty. Vhodná je kontrola jednoznačnosti volby CT modelu, pokud se k plánování léčby používá více CT přístrojů. Alternativu představuje vytvoření kompozitního CT modelu kombinací parametrů všech dostupných přístrojů, pokud se výpočet dávky pro individuální CT modely liší o méně než 2 %.

Za pomoci servisního technika by mělo docházet k zopakování „*BB-test mode*“ k vizuální kontrole zacílení laseru s přesností do  $\pm 0,5$  mm.

Součástí vybavení k provedení *Synchronous tracking* módu jsou také světelné diody snímané kamerami. Společně s interně implantovanými fiduciálními markery v blízkosti cílového objemu slouží k vytvoření korelačního modelu mezi pohybem fiduciálních markerů a povrchu těla pacienta během dýchačního cyklu. Ročně by měla být kontrolována úroveň šumu optických diod jak v klidovém, tak při dynamickém měření. Ve vzdálenosti 2 m by nejistota určení polohy neměla přesáhnout 2 mm.

Společně s ročními testy by také měla být zopakována celá sada měsíčních a denních testů. [1]

## 2.3 Patient-specific QA

### 2.3.1 Historie a opodstatnění PSQA

Od 90. let minulého století, kdy byl do klinické praxe pomalu zaveden MLC, se zásadně změnil rozsah možností pro klinickou radioterapii. Do té doby používané metody konvenční radioterapie využívaly sekundárních kolimátorů k tvarování pravouhlých polí. Léčebné strategie byly omezeny na využití relativně nízkého počtu koplanárních svazků a k odstínění citlivých orgánů byly používány individuálně vyráběné stínící bloky, což představovalo nejen značnou časovou zátěž personálu, ale také jejich potenciální vystavení výparům při tavení Fieldova kovu (speciální slitina s nízkým bodem tání) a tavení tvarů do polystyrenových šablon. V neposlední řadě postup obnášel fixaci těžkých bloků do hlavice urychlovače pro individuální pole, což přinášelo možnou chybovost při volbě bloku, ale také fyzické úrazy personálu i pacientů. [2]

Prvním zásadním krokem byla implementace tzv. „statického“ MLC, kdy byly tenké individuálně pohyblivé lamely MLC, použity k tvarování polí z BEV. Technika je dnes označována jako 3D-CRT s dopředným plánováním léčby. Typicky jsou lamely MLC umístěny ve dvou protilehlých sadách jako terciární kolimátor lineárního urychlovače, konkrétní provedení se však pro jednotlivé výrobce – Siemens (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany), Elekta (Elekta, Stockholm, Sweden), Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA), mohou lišit. Kromě urychlení celého procesu léčby a eliminace nutnosti výroby individuálních bloků přinesla první implementace MLC (za předpokladu kvalitně provedených *commissioning* procesů a QA) možnost konformního tvarování polí z jednotlivých úhlů gantry. [15]

Druhý krok představovalo zavedení IMRT. Pro fixní gantry představuje techniky segmentovaného MLC (také označované jako „*step-and-shoot*“) a techniky dynamického MLC (známé jako „*sliding window*“). Segmentované IMRT zahrnuje fixní gantry i MLC lamely během spuštění svazku. Lamely MLC tvoří jednotlivá subpole (segmenty) a pohybují se až při vypnutí svazku, požadovaná fluence je získána sumací jednotlivých subpolí. [2] Technika dynamického IMRT označuje situace, kdy dochází k pohybu lamel MLC za spuštěného svazku záření.

*Intensity modulated arc therapy* (IMAT) je technika, která k dynamickému pohybu MLC lamel (tak aby zahrnuly BEV cílového objemu) přidala další stupně volnosti současným pohybem gantry s proměnnou rychlostí za spuštěného svazku a proměnlivým dávkovým příkonem. Existují dvě možnosti provedení IMAT techniky. První metoda zvaná tomoterapie využívá vějířových svazků a binárního MLC k ozáření tenkých řezů, buď za současného posunu pacienta na ozařovacím stole skrz kruhové gantry (spirální tomoterapie), nebo se statickým ozařovacím stolem při spuštěném svazku (sériová tomoterapie). K jednotlivým úhlům urychlovače v gantry jsou indexované hodnoty otevření či zavření jednotlivých lamel MLC. Druhou možností je tzv. „*Volumetric Modulated Arc Therapy*“ (VMAT) v podání výrobce Elekta a RapidArc od výrobce Varian. V tomto případě je využito standardní MLC



k modulaci intenzity kuželového svazku a doručení plánu je rozloženo do jednotlivých kyvů hlavičky gantry. Kyvy jsou v TPS diskretizovány do segmentů pro konkrétní úhly gantry, ve kterých je definován tvar pole a počet odzářených MU. Při komunikaci mezi TPS a R&V systémem jsou tyto segmenty převedeny na kontrolní body. První kontrolní bod má vždy nulovou hodnotu odzářených MU a tvar pole, úhel gantry a kolimátoru dle prvního plánovaného segmentu. Druhý kontrolní bod je definován počtem odzářených MU v prvním segmentu s tvarem pole, úhly kolimátoru a gantry dle druhého plánovaného segmentu atd. Pro dynamické IMRT techniky včetně IMAT platí, že množství doručovaných MU je nezávislou proměnnou. Pro *sliding window* IMRT se od množství ozářených MU odvíjí tvar pole a pro IMAT jsou závislými proměnnými úhlové nastavení stolu, gantry i kolimátoru a tvarování pole. Pro zachování co největšího množství stupňů volnosti je TPS dovoleno každému segmentu přisoudit různý počet MU. Proto musí být urychlovač schopen měnit hodnotu dávkového příkonu během rotace gantry. V případě, že je požadovaný dávkový příkon větší nebo nižší, než je možné dosáhnout, lze využít i proměnlivé rychlosti rotace gantry. [16, 17]

Narozdíl od tomoterapie s binárním MLC jsou VMAT metody limitovány do jisté míry mechanickými parametry MLC, a tvary v navazujících kontrolních bodech musí být technicky proveditelné. Návaznost jednotlivých subpolí je optimalizována pomocí tzv. „*leaf-sequencing*“ algoritmu. Na druhou stranu je při VMAT pacient fixně uložen na ozařovacím stole a nehrozí chyba při navazování polí jako u sériové tomoterapie. Při VMAT technikách je zachována možnost použití nekoplanárních svazků s výhodou použitelných v oblasti hlavy a krku. [17]

Implementace IMRT již není jen vylepšením dosud používaných technik, ale představuje zásadně nový přístup k léčbě pacientů. Využívá lamely MLC nejen k těsnému tvarování polí dle tvaru cílových a kritických tkání, ale také k modulaci intenzity svazku pro dosažení požadované fluence záření. Dopředné plánování bylo kvůli vzrůstající složitosti procesu nahrazeno inverzním plánováním, při kterém jsou definovány dávkové požadavky a limity (tzv. „*objectives*“ a „*constraints*“) pro plánovací objem (PTV) a OARs. Dle těchto požadavků jsou následně iteračními metodami nalezeny fluenční mapy složením velkého množství subpolí z tzv. „*beamlets*“, pomocí kterých lze dávkové parametry splnit. Výsledkem je možnost tvorby dávkových distribucí vhodných pro pokrytí i konkávních objemů. Zvýšením počtu stupňů volnosti pro IMAT techniky se začaly odlišovat metody optimalizace IMAT plánů, které zahrnují razantně vyšší počet optimalizovaných svazků v kyvu a uvážení hladkosti přechodů lamel MLC mezi jednotlivými kontrolními body skrze „*leaf-sequencing*“ algoritmus. [17]

Je to právě zařazení těchto technik IMRT a IMAT do klinické praxe, které přineslo nutnost přehodnotit rozsah ověřovaných parametrů při všech QA testech. Od výrobcem prováděných „*acceptance testing procedures*“ (ATP) přes testy v rámci PZ až po klinické QA zahrnující i PSQA. Každá z geometrických chyb v polohování MLC vede u IMRT technik k potenciálně velkým



dozimetrickým chybám v dodání léčby. Velké množství nových parametrů hraje zásadní roli při výpočtu dávkové distribuce v TPS a jejich přesný model je nezbytný. Jedná se například o přesnost polohování a rychlosti lamel MLC, maximální rychlost rotace gantry, schopnost urychlovače ozářit segmenty s nízkým počtem MU a o transmisní charakteristiky lamel. Oproti 3D-CRT hraje transmisie skrz plnou šířku lamel a skrz jejich čela (tzv. „*tongue-and-groove effect*“) zásadní roli, jelikož přes lamely prochází vyšší množství MU (a to jak nad oblastí PTV, tak OARs). Pro systémy, které neumožňují využití sekundárních lamel jako tzv. „*back-up jaws*“ pro vykrytí pole mimo maximální aperturu tvořenou MLC, je k potlačení sumace *leakage* mimo cílový objem doporučeno použít rotaci kolimátoru o 45°. V článku [16] bylo navíc prokázáno, že pokud je rotace kolimátoru využita jako další stupeň volnosti při plánování IMAT, je kromě potlačení sumace *leakage* v jednom řezu mnohem snazší dosáhnout vhodné návaznosti tvarů polí následných segmentů.

Pro doručení IMAT plánů je nutno uvážit, že optimalizované tvary polí jsou na přístroji nastaveny po velmi krátký časový interval a při přechodu mezi jednotlivými kontrolními body zaujímají lamely MLC interpolované tvary. Z toho vyplývá, že i velké množství MU, které bylo optimalizováno se statickými tvary polí v segmentech, je doručeno skrz pole jiných tvarů. Problematickou se tato vlastnost stává u plánů vyžadujících výrazné změny v poloze jednotlivých lamel mezi segmenty a razantními změnami v dávkovém příkonu. Pro správnost výpočtu takových plánů je doporučeno volit jemnější vzorkování, tedy větší množství úhlů gantry, pro které jsou parametry optimalizovány. [17]

### ■ 2.3.2 Přístupy k PSQA

Přístupů k PSQA existuje více a zahrnují například

- ozáření plánu na fyzický fantom,
- měření dávkové distribuce portálovou dozimetrií,
- využití *log files*,
- nezávislý výpočet dávky algoritmem o vyšší přesnosti.

Metoda přepočtu patientského plánu na homogenní fantom je rozšířeným přístupem k PSQA. Použití detektoru o vhodných vlastnostech umožňuje vyhodnotit shodu mezi vypočtenou a měřenou dávkovou distribucí, navíc posuzuje i schopnost dynamického MLC technicky léčbu provést. Většina dostupných dozimetrických fantomů je svým uspořádáním homogenním médiiem a shoda vypočtené dávky na fantom s měřenou dávkou nezaručuje beze zbytku dosažení požadované dávkové distribuce v těle pacienta, které je ve své podstatě velmi heterogenním prostředím zejména v oblasti plic nebo hlavy a krku. Tento zásadní rozdíl znemožňuje nastavení orgánově-specifických kritérií k posouzení měřené dávkové distribuce. Místo toho se při vyhodnocení IMRT plánů přistupuje k obecnějším parametrům popisujícím přesnost

a správnost prostorové dávkové distribuce, které jsou rozebrány v kapitole 2.5.

Za zmínku stojí také přístup využívající na lineárních urychlovačích s C-ramenem standardně instalovaný elektronický portál (EPID). Primárně byl EPID používán pro polohování pacienta před spuštěním dané frakce, nicméně stále rozšířenější je (po jeho kalibraci v dávce) využití k provedení verifikačního měření PSQA a *in-vivo* dozimetrie. [18] Zmíněnou nevýhodou PSQA měření je přepočítání patientského plánu na homogenní fantom, čímž je ztracena informace o správnosti výpočtu TPS v oblastech heterogenních přechodů tkání. Měření transmisní *in-vivo* dozimetrií za použití léčebného svazku, detekovaného EPID, má potenciál výpočet TPS v heterogenních oblastech ověřit, společně s dalšími parametry plánu. Oproti standardnímu provedení *in-vivo* měření pomocí diod nebo opticky stimulovaných luminiscenčních (OSL) dozimetrů, poskytuje EPID 2D (případně 3D) rekonstruovanou informaci o dávkové distribuci, což je pro využití u IMRT a IMAT technik zásadní. Článek [19] zkoumal citlivost *in-vivo* techniky s EPID na změnu parametrů plánu v TPS a na vliv změny v poloze a rozměrech pacienta. Metoda byla vyhodnocena jako dostatečně citlivá pro odhalení změny v *output* urychlovače (MU/cGy) vůči odchylkám polohování lamel MLC a na změnu celkového habitu pacienta vůči plánovacímu CT. Zásadním nedostatkem však zůstává neschopnost metody odhalit nesprávné uložení pacienta do referenční polohy a metoda tak nemůže plně nahradit radioterapii řízenou obrazem (IGRT). Přesto má *in-vivo* portálová dozimetrie vysoký potenciál pro zajištění kontroly nad skutečně doručenou dávkou pacientovi pořízením záznamu během frakce. Zejména pro hypofrakcionovanou léčbu umožňuje rychlou reakci a pozastavení léčby při zjištění zásadních neshod, pokud je vyhodnocení prováděno souběžně s léčbou pro jednotlivá pole. Pro normofrakcionaci nabízí možnost offline kontroly po doručení frakce, kdy zbývá dostatek frakcí pro korekci chyb. Nabízí se i možnost provádět verifikaci plánu v rámci první doručené frakce, čímž představuje efektivní alternativu k měření PSQA s fantomem, jelikož odráží skutečné chování svazku v pacientovi.

Obdobný přístup je použitelný i pro spirální tomoterapii a blíže se jím zabývá článek [20]. SW řešení s komerčním názvem „Dosimetry check software“ (DC) skupiny MathResolutions (Math Resolutions LLC, Columbia, USA) využívá CT snímků pořízených při IGRT před danou frakcí záření k provedení *in-vivo* dozimetrie. K absolutní kalibraci MV detektorů v dávce se provádí bodové měření dávky IK a stanovení kalibračního faktoru detektoru ve fantomu „cheese phantom“ určeném pro tomoterapii. Plán spočtený v TPS se následně, bez přítomnosti pacienta nebo fantomu na ozařovacím stole, ozáří na MVCT detektory a vyexportují se potřebná data (RT Plan, RT Dose, RT Structures, CT snímky a sinogram), která tvoří vstup pro DC SW. Ten za použití algoritmu „collapsed cone“ (CC) na základě CT snímků pacienta a korekce na zeslabení přítomností stolu provede rekonstrukci dávky. Zásadní výhodou tohoto postupu je neomezený rozsah velikosti detekční plochy, snadno tak lze hodnotit i plány pro kraniospinální osu. Dozimetrie za využití DC nevyžaduje vytvoření speciálního PSQA plánu jako při PSQA s fantomem před první

frakcí ozařování. Vyžaduje však čas vyhrazený pro rekonstrukci dávky a analýzu. Autoři upozorňují, že je nutný opatrný přístup při interpretaci výsledků shody plánované a měřené dávkové distribuce, zejména v oblasti heterogenit v blízkosti cílových objemů a kritických struktur. DC SW využívá k výpočtu dávky algoritmus CC, zatímco TPS pro tomoterapii využívá superpoziční (konvoluční) dávkové výpočetní algoritmy. Vypočtené dávkové distribuce se tak už z podstaty výpočtu budou v oblasti nehomogenity lišit. [20]

Nahrazení fyzického měření PSQA skrze nezávislý výpočet dávky (nebo MU) je v článku [17] doporučeno provádět až v situaci, kdy byla po dostatečně dlouhou dobu PSQA fyzicky měřena s vyhovujícími výsledky. Výpočet je založen na vstupních datech definujících předpis pro urychlovač, případně na kontrolních bodech z DICOM-RT souboru. Limitací tohoto postupu je neschopnost zodpovědět základní otázku fyzické doručitelnosti plánu. V článku [21] je popsána implementace nezávislého výpočtu dávkové distribuce komerčně dostupným algoritmem SciMoCa od skupiny ScientificRT přímo pro urychlovač Cyberknife se zahrnutím všech dostupných kolimátorů včetně nejnovějšího InCise2 MLC. Popsána byla metodika ověření shody výpočtu dávkové distribuce pomocí TPS Multiplan a MC algoritmu SciMoCa a na příkladu konkrétního klinického zařízení prezentován přístup k PSQA založený na kompletním nahrazení měření patientských plánů nezávislým výpočtem dávkové distribuce. Takovému kroku předcházelo provedení tzv. „risk analysis“ dle doporučení AAPM TG 100, vytvoření komplexní metodiky machine QA (která je schopna odhalit chyby, standardně odhalitelné až měřeními PSQA) a zavedení tzv. „class solutions“, tedy šablonových klinických plánů. Pro každou léčenou anatomickou oblast a ozařovací techniku byla provedena sada měření, jejichž cílem bylo ověřit fyzickou doručitelnost plánů, předtím než bylo od měření upuštěno a bylo nahrazeno pouze nezávislým výpočtem dávkové distribuce. Plány, které nevznikají na základě ověřených šablon, však stále podléhají PSQA měřením na fantomu.

Možné je i využití *log files* automaticky generovaných souborů lineárním urychlovačem a obsahující informace o parametrech plánu nastavených na ozařovači při konkrétní frakci. Mezi ně patří například počet odzářených MU, odpovídající úhel gantry a pozice jednotlivých lamel MLC. Po ozáření plánu lze tyto informace využít k rekonstrukci dávkové distribuce buď na plánovacím CT pacienta, ideálně však na CT pořízeném pomocí *cone-beam* CT (CBCT) přímo před ozáření frakce při IGRT. Takový postup již dokáže odhalit i chyby vzniklé nesprávnou lokalizací pacienta do referenční polohy. Použití *log files* navíc umožňuje odhalit jemnější chyby nedetekovatelné při měření PSQA na fantomu spojené s nepřesností polohování gantry a submilimetrovými pozicemi jednotlivých lamel MLC. Jedinou reportovanou výjimkou je specifické selhání elektromotorku lamely s uvolněním tzv. „matice pro T-drážku“, kdy je enkodérem poskytována falešná informace o pozici lamely. [22] *Log files* jsou zdrojem cenných informací, komerčně dostupný SW LinacView od výrobce StandardImaging dokáže analýzou *log files* hodno-

tit komplexitu plánu a pravděpodobnost úspěšného doručení na ozařovači, zpětnou rekonstrukcí lze hodnotit kvalitu doručení jednotlivých frakcí a kontinuálním sledováním výkonu mechanických součástí urychlovače je vhodně rozšířeno *machine QA*, které dokáže včas upozornit na potřebu servisního zásahu. Zmíněné alternativní využití *log files* ve smyslu stanovení komplexity plánu k předurčení dosažitelné přesnosti při jeho následném doručení bylo zkoumáno i v příspěvku uveřejněném na konferenci ESTRO [23]. Prezentoval využití *log files* ozářených plánů za současného určení tzv. „*modulation complexity scores*“ (MCS), které jsou stanoveny na základě sekvence lamel MLC a variability velikosti polí v daném plánu. K tomuto účelu byl použit SW LinacWatch od firmy Qualiformed. MCS poskytují souhrnnou informaci o složitosti plánu a na rozdíl od izolovaných parametrů jako jsou celkový počet MU, množství segmentů, nebo počet MU v jednotlivém segmentu, zahrnují mnoho faktorů do souhrnného hodnocení. Pro jednotlivé typy plánů lze následně stanovit typické hodnoty MCS k dosažení klinicky přijatelného plánu. Tyto hodnoty se přirozeně budou lišit pro plány v oblasti hlavy a krku s typicky vyšší potřebou modulace oproti plánům v oblasti prsu. V SW LinacWatch byly následně srovnány fluence vypočtené TPS a rekonstruované fluence z *log files* pomocí  $\gamma$  analýzy s kombinacemi parametrů (1%/1 mm, 1,5%/1,5 mm, 2%/2 mm). Zároveň byly odpovídající PSQA plány měřeny na fantomu s 2D detektorem Octavius 1500 od firmy PTW. Nakonec byla stanovena korelace mezi  $\gamma$  indexy s různými parametry vyhodnocení a MCS hodnotami. Z ROC křivek byly stanoveny vhodné prahové hodnoty pro indikaci jednotlivých typů plánů. První skupinou jsou plány, které lze schválit bez potřeby PSQA měření, ve druhé skupině plány, které je vhodné podrobit PSQA měření na fantomu a v poslední skupině plány, které jsou nadměrně modulované a jsou určeny k přeplánování.

K otázce PSQA se vyjadřuje také Report k implementaci IMRT radio-terapeutické komise AAPM vydaný v roce 2003 [2]. V té době stále nová a léty klinického provozu neprověřená technika IMRT představovala velkou výzvu pro vývoj kvalitního a komplexního přístupu ke QA. Léčebný proces rozdělují na tři zásadní bloky obsahující výpočet dávky a MU, přenos dat z TPS do systému R&V i urychlovače samotného a na konečný krok doručení dávky. Vývoji QA by měla předcházet analýza možných způsobů selhání jednotlivých komponent léčebného řetězce a až v druhém kroku by mělo následovat stanovení vhodných kontrol, kontrolních výpočtů a měření.

Report AAPM [2] navrhuje dva základní přístupy k PSQA. Jako první možnost zmiňuje PSQA skrze měření na fantomu. Nevynechává však ani druhou možnost nezávislého výpočtu plánu mimo TPS, doplněnou o podrobné tzv. „*machine-specific*“ QA, tato metoda byla v dané době brána jako standardní přístup k verifikaci konvenční léčby a očekávala se její přirozená standardizace i pro techniku IMRT.

Pro tuto práci je důležité zmínit předpoklad autorů doporučení AAPM TG 135 [1] o zásadním časovém a personálním zatížení pracoviště při požadavku ozářit PSQA plán na fyzický fantom pro každý patientský plán. Vznáší návrh k provedení šetření skrze „*failure-modes and effects analysis*“ (FMEA)

k odhalení přínosů a rizik při upuštění od požadavku na provedení PSQA pro každý patientský plán měřením. Také vyzdvihují fakt, že v aktuální celosvětové praxi neexistují standardizované postupy k provedení PSQA s fyzickými fantomy. Zároveň nejsou jednotné parametry používané k vyhodnocení těchto měření, a to jak mezi různými modalitami, tak v rámci shodných modalit. Závěrem jejich šetření je doporučení provádět PSQA s použitím fyzického fantomu po vhodné dobu při uvedení přístroje do provozu, při zavedení nových „*tracking-modalities*“ a provedení DQA testu s měsíční frekvencí.

Doporučení AAPM TG 114 [24], o verifikaci výpočtu MU, se věnuje metodám výpočtu MU nezávislým SW. Pro CK je proces zvláště komplikovaný kvůli vysokému počtu svazků, velké citlivosti na nehomogenity a strmým dávkovým gradientům. Klinický plán může obsahovat více cílových objemů a pro takové plány není jednobodové měření dostačující. Nezávislý výpočet MU doporučují provádět pro všechny patientské plány vypočtené algoritmem Ray-Tracing (RT) se stanovenou tolerancí do 2% odchylky pro bod společný všem svazkům v polostínu či v poli. Pro plány vypočtené metodou Monte Carlo je však situace odlišná a ruční výpočet MU vede k neshodám mnohem větším než pro výpočet RT. Pro nehomogenní oblast plic se výpočet MC a RT může lišit až o 20%. Navrhovaným řešením je provedení PSQA v nehomogenním plicním fantomu pro alespoň dvě vzorové anatomie pacienta s frekvencí, kterou si určí jednotlivá zařízení. [1]

### 2.3.3 Specifika PSQA pro Cyberknife

U ozařovače Cyberknife se jako kritérium pro rozhodování o nutnosti PSQA nabízí volba druhu kolimátoru. Pokud bychom provedli přirovnání použití kolimátorů FIXED a Iris k technikám využívaným u standardních Linac urychlovačů, nejbližší bude inverzně plánované 3D-CRT. Technika se vyznačuje dynamickými kolimačními prvky během spuštěného svazku záření a standardně pro ni není vyžadováno provedení PSQA měření. Při použití MLC InCise2 kolimátoru se dá technika označit jako *step-and-shoot* inverzně plánované IMRT. Pro tuto situaci by již mohlo být na zvážení daného pracoviště, zda vyžadovat PSQA měření na fantom každého individuálního patientského plánu (vzhledem k aktuálním doporučením, které PSQA pro IMRT navrhuji provádět). Přínosem je ověření mechanické a dozimetrické doručitelnosti plánu dle výpočtu TPS a získání jistoty, že při základní poloze stolu nedochází ke spuštění interlocků či kolizím. Přesto se situace s reálným pacientem může lišit, jeho rozměry a polohování mohou vyžadovat významný posun stolu a korekci polohou ramene. Hlavice urychlovače se následně může ocitnout mimo povolený rozsah pohybů a spustit antikolizní interlock. Jistým přínosem pravidelné verifikace patientských plánů je vyplnění intervalů mezi měsíčními *machine QA* měřeními nepřímou kontrolou stability parametrů urychlovače. Měření se však standardně provádí až po denním klinickém provozu a nechává tak dlouhou časovou prodlevu mezi spuštěním svazku následující den, během které může dojít k mechanickým závadám. Jejich absenci je nutné zkontrolovat provedením ranního kontrolního měření AQA. To však

standardně ověřuje pouze schopnost zaměření cílového objemu a neprovádí dozimetrickou kontrolu homogenity a symetrie svazku. Do jisté míry je PSQA měření kontrolou výpočtu dávky v TPS. Plán je však pro tyto účely přepočítán na homogenní fantom a nemůže tak dojít k odhalení suboptimálního výpočtu v heterogenních přechodech mezi tkáněmi, při použití algoritmu nižší přesnosti. Alternativní metodou tak může být nezávislý výpočet dávkové distribuce výpočetním dávkovým algoritmem shodné, ideálně však vyšší třídy výpočetní přesnosti, než jaká byla použita TPS. Otázka správnosti výpočtu v nehomogenním prostředí by však měla být plně zodpovězena již během *commissioning*.

## 2.4 Přístrojové vybavení pro PSQA

Správná volba detektoru k provedení měření malých polí je důležitá, jelikož ovlivní měřené hodnoty.

### 2.4.1 1D bodové metody

#### ■ Ionizační komory

Historicky prověřenou metodou měření dávky v bodě pro MV svazky je použití cylindrické IK. Vyznačují se lineární odezvou, která je stabilní v čase, nízkou úhlovou a energetickou závislostí odezvy a nepřerušným kalibračním řetězcem od primárního standardu. Pro měření malých polí je nutné, aby objem komory byl dostatečně malý a poskytoval vysoké prostorové rozlišení za minimalizace efektu průměrování odezvy (*volume averaging*). Tento efekt je významný zejména při měření výstupu urychlovače za použití malých polí, jejímž následkem je odezva podhodnocena. Významný je i pro oblast polostínu při měření profilů svazku a ve vysokém dávkovém gradientu při měření kompozitních polí. Ideální je proto umístění IK do oblasti homogenní fluence. Efekt rozmazání v důsledku průměrování odezvy se však projevuje i v časové doméně při ozáření dynamických polí. Čím menší IK je však pro měření použita, tím větší hraje roli její přesná lokalizace na osu svazku. Pokud mají být při měření IK zahrnuty také nekoplanární svazky s nekolmým dopadem svazku na osu centrální elektrody, je potřeba ověřit trend citlivosti a vhodnost IK pro takovéto situace. [25] Malé IK s objemy 0,01–0,3 cm<sup>3</sup> byly označeny jako vhodné pro použití k měření malých polí až do velikosti 2 × 2 cm<sup>2</sup>, doporučeno je však pro každou komoru provést vyhodnocení vlivu ozáření držáku komory (*stem effect*), polaritního efektu a použít pro ně příslušné korekce. [10] Mikrokomory o objemech 0,002–0,01 cm<sup>3</sup> dosahují značného potlačení *averaging* efektu za cenu snížené citlivosti. Je u nich potřeba korigovat odezvu na *leakage*, a to zejména v oblastech s nízkou absorbovanou dávkou. Při použití ve větších polích se může projevit *stem* efekt, který je vzhledem k nízké citlivosti samotné komory výrazný.

Zvýšení citlivosti při zachování nízkého měřicího objemu může být dosaženo plněním IK kapalinami. Vlastnosti takové IK jsou navíc blíže





platí, že úroveň SNR je pro scintilátory nízká a odezva degraduje s integrovanou dávkou. Při použití je nutné provádět korekci na Čerenkovovo záření generované v optickém kabelu, buď pomocí spektrální filtrace signálu, případně použitím dutých optických vláken. [10]

1D detektory mají dále zastoupení ve formách MOSFET, termoluminiscenčních (TLD) a OSL detektorů, alaninu, nebo radiofotoluminiscenčních skleněných detektorů. Jejich využití je však spíše v oblasti *in-vivo* měření, nebo k provedení externích auditů (vzhledem k možnosti odloženého vyčtení odezvy v čase). Vyžadují však specializované vybavení pro jejich vyčítání a některé z nich jsou nevhodné pro měření v malých polích (například MOSFET). [10]

## 2.4.2 2D plošné metody

Plošná detekce má oproti bodovému měření možnost vizualizovat distribuci dávky a je tak důležitým podkladem pro hodnocení patientských plánů. Stanovení relativní dávkové distribuce lze při kalibraci detektoru v dávce rozšířit o hodnocení absolutní dávky. Zvýšená opatrnost je však doporučena při provedení takového postupu u filmů a EPID, které nejsou ideálními detektory absolutní dávky. Prosté hodnocení relativní dávkové distribuce bez vztažení k absolutní dávce může vést k přehlédnutí zásadních rozdílů mezi plánovanou a skutečně doručenou dávkou. Frekvence a postup kalibrace v dávce se pro konkrétní detektor vždy řídí doporučením jeho výrobce. Před každou sadou měření je doporučeno stanovit korekční faktor na denní *output* urychlovače a variaci v odezvě detektoru. [27]

### Filmová dozimetrie

Radiochromické filmy jsou preferovaným médiem pro měření malých polí zejména díky jejich vodě-ekvivalentnímu složení a vysoké prostorové rozlišovací schopnosti. Odezva je úhlově nezávislá a v rámci radioterapeutických svazků téměř energeticky nezávislá. Díky necitlivosti na viditelné světlo není nutné provádět jejich vyvolání za nepřítomnosti světla, o to větší pozornost však musí být věnována preciznosti při jejich vyčtení pomocí transmisního scanneru. Ten se může stát zdrojem nehomogenit v odezvě a musí se dbát na konzistentní uložení filmů do zvolené oblasti skenovací plochy i na jejich orientaci. Zároveň musí být scanner spuštěn v dostatečném předstihu před měřením, aby dosáhl konzistentní provozní teploty a nedocházelo k ovlivnění detekované optické denzity. Měření filmu by navíc mělo probíhat po shodném časovém intervalu, s jakým byla měřena senzimetrická křivka ke stanovení vztahu mezi dávkou a optickou denzitou. Pro dostatečné ustálení se jedná rámcově o hodiny. [25, 28] Využití radiochromických filmů je doporučeno zejména pro měření profilů malých polí a OF, u jejichž stanovení může docházet ke změnám spektra svazku a tím k zásadnímu ovlivnění měřených hodnot.





a dodatečné informaci o poloze gantry lze pomocí specializovaných SW a vhodných výpočetních algoritmů (například EpiQA od distributora EPIDOS a algoritmem GLAaS) zpětně rekonstruovat data pro získání 3D distribuce dávky. Lze však také volit odlišný přístup za použití detektorů o vhodné geometrii, nebo se schopností polohovat detekční plochu souběžně s rotací gantry. Zástupci tohoto přístupu jsou například Sun Nuclear s detektorem ArcCheck, Scandidos (ScandiDos AB, Uppsala, Sweden) s Delta4 fantomem, IBA (Ion Beam Applications S.A., Louvain-la-Neuve, Belgium) se systémem Compass nebo PTW (PTW, Freiburg, Germany) s Octavius-4D. [29]

Pro přiblížení rotačního přístupu k měření dávkové distribuce byl zvolen systém Octavius od PTW. Detektor s vhodnou cylindrickou geometrií k měření 3D distribuce dávky je přiblížen na detektoru ArcCheck od Sun Nuclear.

#### *Octavius*

Základem systému je motorizovaný cylindrický polystyrenový fantom o délce 34,3 cm a průměru 32 cm. Jeho otáčení souběžně s rotací hlavy urychlovače je umožněna pomocí inklinometru upevněného na gantry. Jeho signál je zpracován v řídicí jednotce, která následně otáčí fantomem a provádí vyčtení měřených dat s frekvencí 200 ms. Do rotační báze je vsazen samotný plošný detektor. Volba desky a jejího rozlišení se odvíjí od účelu měření. Při měření větších polí je vhodné volit například Octavius detektor 1500, který má na ploše  $27 \times 27 \text{ cm}^2$  homogenně rozmístěných 1405 ventilovaných (vzduchem plněných) IK s objemem  $0,06 \text{ cm}^3$  a vzájemnou vzdáleností 7,1 mm. Pro měření malých polí je však vhodnější volba spíše Octavius detektor 1600 SRS. Aktivní plocha detektoru je rozdělena na středovou část  $6,5 \times 6,5 \text{ cm}^2$  s hustějším osázením detektorů po 2,5 mm a zbývající vnější oblast  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  se vzájemnou vzdáleností detekčních elementů po 5 mm. Pro zachování dostatečné citlivosti při snížení objemu IK na  $0,003 \text{ cm}^3$  bylo zvoleno osázení 1521 IK plněnými kapalinou. Pro každý z plošných detektorů Octavius však platí, že mají středovou komoru kalibrovanou v dávce ve vodě ze sekundární standardizační laboratoře (SSDL) a pracovišti je poskytnut kalibrační certifikát. Pro zbývající komory je stanoven korekční faktor vztahovaný k centrální odezvě. Před měřením tak lze provádět korekci na denní output urychlovače a vztáhnout ho ke všem měřícím elementům. V dodaném uživatelském SW VeriSoft od PTW jsou následně měřená data rekonstruována do 3D matice dávkové distribuce a umožňuje tak hodnocení pomocí  $\gamma$  analýzy s globální i lokální normalizací dávky, jak ve 2D, tak 3D pro jednotlivé osy (axiální, sagitální, frontální) i v celém objemu. [29]

#### *ArcCheck*

ArcCheck je kombinací detektoru a fantomu s válcovou geometrií, umožňující snadné měření dávky v geometrii  $2\pi$ . Jeho primárním účelem byla verifikace patientských plánů pro tomoterapii, využití se však postupně rozšířilo i na verifikaci plánů VMAT a IMRT doručovaných na lineár-

ních urychlovačích. Detekční část se skládá z 1386 měřících diod, které jsou spirálovitě rozmístěny na délce 21 cm po obvodu pláště detektoru s 10mm odstupy. Z BEV se diody v jednotlivých hloubkách nepřekrývají v žádném úhlu gantry a nedochází tak k nadměrnému stínění. Zároveň je dosaženo vyšší hustoty pokrytí pole detektory. Velikost jednotlivých diod nepřesahuje plochu  $0,64 \text{ mm}^2$  a aktivní objem odpovídá  $0,019 \text{ mm}^3$ . Malé rozměry diod představují značnou výhodu zejména pro dozimetrii malých polí a polí se strmými dávkovými gradienty, kam se řadí právě i pole VMAT a IMRT plánů. Použitím malých diod nedochází k nadhodnocení odezvy v oblasti polostínu. [30]

#### 2.4.4 3D metody

##### ■ Gelová dozimetrie

Použití gelové dozimetrie pro měření malých polí by mohlo pomoci řešit nepřesnost nastavení detektoru pro různé hloubky, efekt průměrování odezvy v objemu detektoru a závislost na úhlu dopadu svazku. Zároveň se v měřícím objemu gelu nevyskytují heterogenní přechody různých materiálů. Polymerní gely se skládají z gelové nosné složky, která zajišťuje tvarovou stálost a volně rozptýlené monomerní složky. Při ozáření dochází k polymerizaci materiálu a tvorbě polymerních mikročástic, jejichž množství je úměrné absorbované dávce. Gelová složka následně zabraňuje volné difúzi polymeru v objemu. Distribuce polymerizovaného gelu je zobrazena pomocí magnetické rezonance, optickou výpočetní tomografií případně standardním CT skenem. Ač jsou gely svým složením blízkým tkáni vhodné pro měření v malých polích, využití gelů zůstává v zastoupení zejména pro akademické a výzkumné účely. Způsobeno je to především náročností vyhodnocení výsledků měření v klinickém prostředí. [31] V článku [32] jsou stanoveny teoretické náklady na provedení PSQA při použití gelové dozimetrie na klinickém pracovišti. Při průměrném počtu 220 PSQA měření pro IMRT plány za kalendářní rok a typický cílový objem s maximálními rozměry 15 cm šířky a 16 cm průměru by bylo spotřebováno přibližně  $3000 \text{ cm}^3$  radiochromického gelu na jedno PSQA měření. S daným počtem plánů za rok by se tak jednalo o  $66350 \text{ cm}^3$  a tedy zhruba 80 kg spotřebovaného materiálu. Čas k vyhodnocení jednoho ozářeného gelu by představoval zhruba 4 hodiny skenovacího času na optickém CT. Z tohoto důvodu v aktuální situaci není gelová dozimetrie v klinické praxi rozšířena.

##### ■ Scintilační krystal s CCD kamerou

Širokého rozšíření na evropském trhu se zatím nedočkal ani systém s názvem XRV-124 od amerického výrobce Logos Systems. Jedná se o symetrický scintilační detektor kuželového tvaru, jehož světelné záblesky při interakci svazku jsou snímány CCD kamerou. Detektor je určený pro fotonové a protonové svazky záření a dokáže s vysokou přesností

a rychlou odezvou detekovat tenké svazky záření, určit směrový vektor průchodu objemem detektoru, profil svazku a divergenci. Pomocí modifikovatelných skriptů může být použit i k pravidelnému *machine QA* sledováním změn ve tvarování svazku, pozici a směru v čase. Výhodou je jeho primární určení pro použití v malých polích záření a pro systém Cyberknife k vyhodnocení přesnosti zaměření cílového objemu komplexní souhrou polohování robotického ramene, kolimátoru, zdroje a TLS systému. Představuje tak velmi efektivní alternativu k denně prováděným AQA testům zaměření, standardně vyžadujícím použití filmové dozimetrie. Lokalizaci detektoru lze provést na ozařovacím stole pomocí TLS přítomností radiokontrastních značek. Díky symetrické konstrukci je detektor schopný analyzovat svazky ze všech směrů a úhlů dopadu, navíc použitím scintilačního materiálu  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$  není odezva závislá na úhlu dopadu. Kamerový systém je schopen poskytnout dynamickou informaci s volitelnou snímkovací frekvencí 1–30 snímků za sekundu. Detekované světelné pulsy jsou ve formě bitmapy přeneseny do SW od výrobce Logos Systems „*Beam Works*“ a „*Volume Works*“, které pomocí specializovaných algoritmů transformují odezvu z kuželové měřicí geometrie do standardních kartézských souřadnic a následně je provedeno srovnání svazků plánovaných v TPS a reálně doručených. Primární informace poskytnutá detektorem je fluence, použitím modifikace zvané „*Dose Post*“ je však uživateli umožněno použít malou ionizační komoru ke stanovení odezvy na centrální ose detektoru a relativní dávkovou distribuci tak přepočítat na distribuci absolutní dávky. [33]

## 2.5 Vyhodnocení PSQA

Měření 2D a 3D distribuce dávky je dnes běžnou součástí klinické praxe vyhodnocující integritu doručení a poskytující informaci o dávce v bodě a dávkové distribuci, srovnávanou s vypočtenou dávkovou distribucí z TPS. K vyhodnocení se používá několik druhů metrik:

- překryv izodóz,
- *dose difference* (DD),
- *distance-to-agreement* (DTA),
- gama index ( $\gamma$ ).

Prostý překryv izodóz představuje možnost pro rychlou vizuální kontrolu. Vzdálenost izodóz je závislá na rozdílu v dávce a lokálním dávkovém gradientu. Kvantitativní význam však nabývá pouze v oblasti překryvu izodóz a pro oblasti strmých dávkových gradientů neposkytuje dostatečné informace, jelikož i s velkými rozdíly v dávce nedochází k významnému posunu izodóz.

Vyhodnocení rozdílu dávky (DD) v prostorově shodných bodech matice dávkové distribuce je zřejmě nejpřirozenějším způsobem pro hodnocení dávkových distribucí. Zásadním parametrem je rozlišení a vzorkování dat, které by mělo být identické pro porovnávané matice. Pokud tomu tak není, je vhodné provést interpolaci hodnot. Při vyhodnocení dávkového rozdílu není důležité, která z matic je zvolena jako referenční a která jako měřená, test je vůči této informaci nezávislý a mění se pouze znaménko před výslednou hodnotou. Dávkový rozdíl je vhodný zejména pro oblasti nízkého dávkového gradientu, kde se s pozicí dávka mění jen pozvolně. Nevhodný je však pro oblasti vysokého dávkového gradientu kde i malá odchylka dávky způsobí nepřijatelný výsledek testu, přestože by mohl být klinicky vyhovujícím. Pro komplexní vyhodnocení dávkové distribuce z hlediska klinické použitelnosti DD nestačí. DD v bodě  $\vec{r}$  je číselnou hodnotou rozdílu  $\delta$  mezi měřenou dávkou  $D_m(\vec{r})$  a referenční dávkou  $D_r(\vec{r})$

$$\delta(\vec{r}) = D_m(\vec{r}) - D_r(\vec{r}). \quad (2.7)$$

Koncept DTA představený v roce 1993 Van Dykem a jeho kolegy byl vypracován pro hodnocení dávkových distribucí i v oblasti vysokých dávkových gradientů. DTA je definována jako nejbližší vzdálenost od konkrétního bodu referenční dávkové matice k bodu o stejné hodnotě dávky v měřené dávkové distribuci. Na rozdíl od DD dochází k prohledávání měřené matice ke zjištění vzdálenosti k nejbližšímu bodu se shodnou dávkou a záleží tak na tom, která matice je označena jako referenční a která jako měřená. Algoritmus je nevhodný pro použití v oblasti nízkých dávek s pozvolným dávkovým gradientem. Zde malá odchylka v dávce způsobí razantní růst vzdálenosti, ve které je nalezen vyhovující bod. Rozlišení referenční matice může být libovolné, avšak prohledávaná matice musí poskytovat rozlišení alespoň shodné, ideálně však vyšší než referenční matice. [27]

Vhodnost DD pro oblasti nízkých dávkových gradientů a DTA pro oblasti strmých dávkových gradientů napovídá, že by jejich kombinace mohla být vhodným parametrem k vyhodnocení všech oblastí dávkové distribuce. Gama analýza představuje kompozitní metodu, která obě předchozí metriky kombinuje. Provedení gama analýzy je problémem řešeným v  $n + 1$ . dimenzi, kde  $n$  odpovídá rozměrům použitého detektoru (například 2D pro film) a zvýšení dimenze o 1 přináší dávková distribuce, která je pomyslně rozprostřena nad rozměrovou maticí. Aby mohla být vyhodnocena míra, do jaké splňuje konkrétní bod referenční matice DD a DTA kritérium, musí být provedena renormalizace DD a DTA škály pomocí stanovených DD a DTA kritérií. Mezi bodem  $\vec{r}_r$  z referenční dávkové distribuce a bodem  $\vec{r}_m$  z měřené dávkové distribuce, kde  $r(\vec{r}_m, \vec{r}_r)$  je vzdálenost mezi body a  $\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_r)$  je dávkový rozdíl, existuje fázová vzdálenost

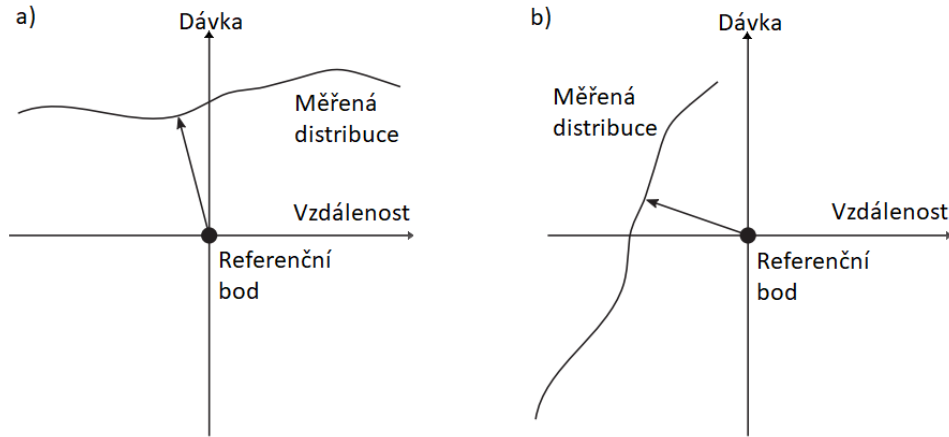
$$\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (2.8)$$

normalizovaná pomocí zvolených kritérií DTA( $\Delta d$ ) a DD( $\Delta D$ ). Minimální

hodnota této fázové vzdálenosti odpovídá

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min \{ \Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_r) \} \forall \{ \vec{r}_m \}. \quad (2.9)$$

Minimum ze zjištěných hodnot diferencí v dávce a zároveň DTA se nazývá index  $\gamma$ . Hodnoty  $\gamma$  v intervalu  $[0,1]$  indikují splnění dávkově-polohových parametrů. Přestože  $\gamma$  analýza udává více než kvalitativní výsledek splnění nebo nesplnění kritérií, její interpretace není přímočará. Pro klinickou praxi se používá frakce bodů s  $\gamma$  indexem  $< 1$  při současném uvedení zvolených kritérií DTA( $\Delta d$ ) a DD( $\Delta D$ ). Při vystavení algoritmu extrémním situacím s téměř nulovým nebo velmi strmým dávkovým gradientem se ukazuje sklon k jedné ze dvou metrik jako na obrázku 2.4. Při pozvolném dávkovém gradientu převažuje vliv DD a při strmém dávkovém gradientu vliv DTA na konečný výsledek analýzy. [27]



**Obrázek 2.4:** Chování 1D  $\gamma$  analýzy při situaci s a) pozvolným gradientem, kdy spojnice mezi referenčním bodem a měřenou distribucí probíhá majoritně v dávkové ose a převažuje tedy metrika DD. V případě b) se strmým gradientem dávky se na spojnici referenčního bodu a měřené distribuce mění zejména vzdálenost a převažuje význam DTA testu. Převzato a upraveno z [27].

Metriky jsou extrémně citlivé na metodu, kterou jsou data vyhodnocována a na rozlišení, v jakém jsou importována. Analyzovat lze jednotlivé svazky nebo plán jako celek (kompozitní vyhodnocení) a normalizaci provádět ke globálnímu maximu dávky, nebo vůči lokální dávce. Výpočty v oblasti nízkých dávek také mohou vnášet chybu dělením malých čísel a je nutné volit prahovou hodnotu dávky (*threshold*), od které budou hodnoty analyzovány.

Dávková normalizace zásadně ovlivňuje výsledek analýzy, jelikož se od zvolené hodnoty odvíjí i stanovená kritéria DD ( $\Delta D$ ) splnění testu. Globální normalizace může použít pro dvojice referenční a měřené dávky v odpovídajících bodech matic dávkové distribuce jednu společnou konstantní hodnotu

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_r) = \frac{D(\vec{r}_r) - D(\vec{r}_m)}{D_{\vec{r}_r}^{\max}} \times 100 [\%], \quad (2.10)$$

kde maximální dávka z matice referenční dávkové distribuce  $D_{\vec{r}_r}^{\max}$  představuje globální normalizační konstantu. Alternativně lze využít i rozdílných hodnot, nezávislých na bodech  $\vec{r}_m, \vec{r}_r$ , vedoucích k odlišné normalizaci v referenční a měřené matici.

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_r) = \frac{D(\vec{r}_r)}{D_{\vec{r}_r}^{\max}} - \frac{D(\vec{r}_m)}{D_{\vec{r}_m}^{\max}} \times 100 [\%]. \quad (2.11)$$

Stanovení standardu pro volbu normalizační konstanty je obtížné a závisí na volbě uživatele pro konkrétní situaci, použitím dozimetrickém vybavení a účelu měření. Využití hodnoty  $D_{\vec{r}_r}^{\max}$  je zřejmě nejrozšířenější volbou pro globální normalizaci, jelikož nenesení riziko vnesení chyby naměřením odlehle hodnoty (jako u maximální dávky z měřené dávkové distribuce  $D_{\vec{r}_m}^{\max}$ ) a neklade zbytečně přísná kritéria na parametr DD.

Lokální normalizace DD dělí dvojice referenčních a měřených bodů dávkové distribuce polohově závislou, proměnnou hodnotou buď z referenční matice  $D_{\vec{r}_r}$

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_r) = \frac{D(\vec{r}_r) - D(\vec{r}_m)}{D_{\vec{r}_r}} \times 100 [\%], \quad (2.12)$$

kteřou lze považovat za preferovatelnou z hlediska rozlišení referenční matice. Případně využívá hodnotu z měřené matice  $D_{\vec{r}_m}$

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_r) = \frac{D(\vec{r}_r) - D(\vec{r}_m)}{D_{\vec{r}_m}} \times 100 [\%], \quad (2.13)$$

kteřá je výhodnější díky konstantnosti hodnoty pro jednotlivý vyšetřovaný bod  $\gamma$  analýzy. Pro oba případy platí, že je DD hodnocena lokálně a jelikož jsou lokální dávky obecně nižší než dávkové maximum kterékoliv z matic výsledné  $\delta$  hodnoty jsou následně také nižší. Lokální normalizace je přísnější metodou ke splnění než  $\gamma$  analýza při volbě globální normalizace.

*Threshold* je zpravidla zvolen pro globální normalizaci jako procentuální hodnota z normalizační hodnoty dávky. Pro lokální normalizaci je *threshold* nezávislou veličinou vztaženou k  $D_{\vec{r}_m}^{\max}$ , nebo  $D_{\vec{r}_r}^{\max}$ , případně jako % z předepsané dávky cílovému objemu. Účelem *threshold* je stanovení oblasti zájmu (ROI), ve které má smysl provést  $\gamma$  analýzu a vynechání oblastí příliš nízkých dávek, kde by se zásadně uplatnila chyba vznikající při dělení malých hodnot. [34]

Volba parametrů 3 % rozdílu v dávce při globální normalizaci a 3 mm DTA je pro PSQA IMRT nevhodnou kombinací, která je obecně necitlivá ke klinicky významným chybám. Vhodnější se zdá být volba 2 % DD lokální normalizace, s DTA 2 mm, která má potenciál odhalit i klinicky významné chyby. Přesto je doporučeno, aby každé pracoviště zvážilo, jaké parametry vybrat s ohledem na zvolenou ozařovací techniku a lokalizaci cílového objemu. [35]

Volba tolerance na 90 % bodů s  $\gamma > 1$  při kompozitním vyhodnocení celého plánu a globální normalizaci dávky vychází z předpokladu o normálním (Gaussovském) rozdělení nevyhovujících výsledků  $\gamma$  analýzy. Předpoklad byl



využit v doporučení AAPM TG 119 z roku 2009 za účelem zahrnout 95 % plánů splňujících kritéria  $\gamma$  analýzy. Aktuálně jsou však zvolené tolerance příliš benevolentní a snadno je splní většina plánů za předpokladu, že byl bezchybně proveden *commissioning* (vedení přístroje do provozu a vstupní ladění modelu svazku). Navíc bylo prokázáno, že rozdělení nevyhovujících plánů se neřídí Gaussovským rozdělením a je ovlivněno mírou komplexnosti plánů, která přímo souvisí s lokalizací v těle pacienta. Zvolená hodnota 90% tolerance tak nebere v úvahu komplexitu plánu. [35] Ta může být i pro shodné lokalizace velmi různorodá, a cílem by tak mělo být stanovení tolerancí na základě složitosti konkrétního plánu s určením intervalů spolehlivosti. K tomuto účelu by mohl sloužit algoritmus vyhodnocující složitost plánu na základě klinicky relevantních parametrů stanovující pravděpodobnost nevyhovujícího výsledku analýzy. Po odstranění závislosti na složitosti plánu by nesplnění tolerancí vykazovalo chování náhodného rozdělení. Autoři článku [35] se pokouší o vytvoření algoritmu, který by předem dokázal označit plány s nutností provést verifikaci měřením na základě specifických parametrů plánu.

Aktuálně neexistuje jednotný standard pro volbu parametrů k vyhodnocení  $\gamma$  analýzy. Zůstává tak na uvážení daného pracoviště a na účelu měření zda hodnotit jednotlivá pole, nebo celý plán, zda normalizovat dávku globálně či lokálně a nabízí se také otázky jakou volit hodnotu nebo bod, ke kterému dávku normalizovat a jaká volit kritéria pro DD, DTA, *threshold* a za jakých podmínek použít interpolaci dat.





## Kapitola 3

### Praktická část

Cílem praktické části je představit blíže měření provedená v rámci PZ Cyberknife v ÚVN v letech 2021–2022. V rámci PZ bylo měřeno také PSQA za využití kombinace fantomu StereoPhan a detektoru SRS MapCheck (SMC) určeného především k měření PSQA plánů. Popsány jsou mechanické parametry SMC, potřebné kalibrace před klinickým použitím, postup přípravy PSQA plánu a názorně je demonstrováno vyhodnocení plánu.

Představena je také alternativní možnost přístupu ke kontrole dozimetrické a geometrické přesnosti k doručení patientských plánů skrze využití detektoru SMC pro komplexní přístrojovou (*machine*) QA. SMC je pro tyto účely použit bez příslušného fantomu StereoPhan v tzv. *single-beam* geometrii úzkého nemodulovaného svazku. Ta slouží k ověření vybraných mechanických a dozimetrických parametrů urychlovače a *commissioning* procedurám pro TPS.

V krátkosti bude představena také tzv. „SNC Patient Machine QA“, obsahující soubor testů nabízený nově od září roku 2021 v SW SNC Patient příslušejícím k detektoru SMC.

Na závěr bude zkoumána potenciální alternativa PSQA s využitím 1D detektoru (IK PTW Semiflex 3D) pro měření dávkového příspěvku jednotlivých svazků ve vzduchu.

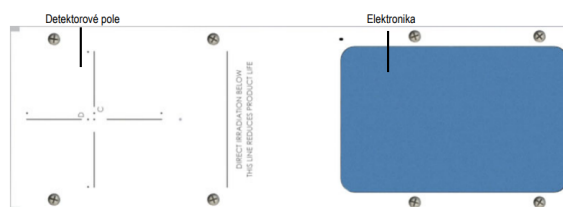
#### 3.1 SRS MapCheck a StereoPhan

Přístroj SMC od firmy Sun Nuclear představuje detektor určený k provádění QA stereotaktických přístrojů bez nutnosti použití radiochromických filmů. Jeho měřicí objem obsahuje 1013 bodových diod typu SunPointII s jednotlivou velikostí  $0,48 \times 0,48 \text{ mm}^2$ . Diody jsou rozmístěny ve dvou vrstvách na deskách tištěných spojů s velikostí  $7,7 \times 7,7 \text{ cm}^2$ . Desky jsou k sobě orientovány tak, aby byl aktivní objem diod ve shodné výšce detektoru, a zároveň jsou vůči sobě obě desky posunuté o 1,75 mm, čímž je dosaženo efektivní vzdálenosti sousedních diod 2,47 mm, potřebné pro dostatečné vzorkování malých polí. Build-up diod je zajištěn 2,2 cm silnými vrstvami PMMA z horní i spodní strany detektoru zprostředkující ekvivalentní build-up 2,75 cm vody. Detektor je použitelný pro svazky o energii 6 a 10 MV a to jak pro homogenizované, tak pro FFF svazky. Kompatibilita je zajištěna pro urychlovače výrobců Varian, Elekta

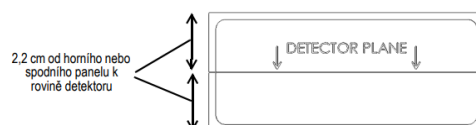
a Accuray a jejich plánovací systémy Pinnacle, Eclipse, Monaco, Brainlab, MultiPlan a Precision. Ta je důležitá například pro srovnání vypočtených dávkových distribucí TPS a měřených dat v ovládacím SW rozhraní SNC Patient [36]. Maximální dávkový příkon 3400 MU/min, se kterým detektor umí pracovat je pro standardní klinické FFF svazky dostatečný. [36]



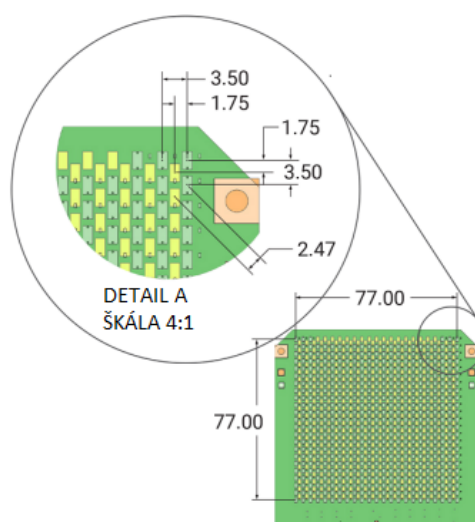
(a) Horní plocha detektoru.



(b) Spodní plocha detektoru.



(c) Build-up detektoru.



(d) Rozmístění diod.

**Obrázek 3.1:** Přiblížení vzhledu a proporcí detektoru SMC a situování diod na deskách tištěných spojů.

Pro měření klinických plánů je podmínkou používat SMC vždy v kombinaci s nástavcem StereoPhan. Jedná se o cylindrický PMMA fantom se zaobleným koncem (simulující hlavu pacienta). Tento válcový fantom se vkládá do stojanu, který je pevně připevnitelný k ozařovacímu stolu pomocí fixačních pomůcek typu „Lok-Bar“ se dvěma fixačními trny. Do válcového fantomu lze mimo detektoru SMC vkládat také vložky uzpůsobené pro reprodukovatelné nastavení ionizačních komor, radiochromických filmů nebo polovodičových detektorů. [37]

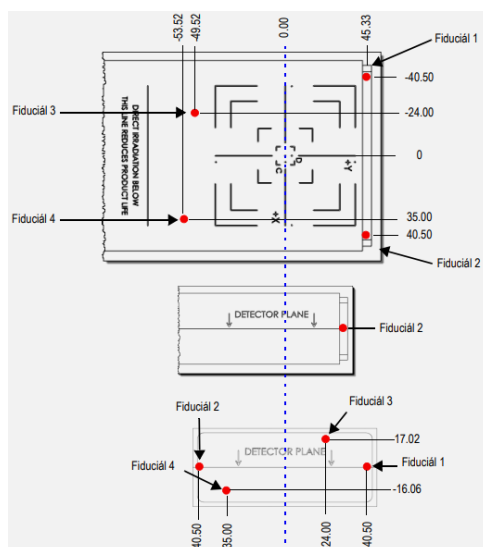
Pro využití detektoru a fantomu v kombinaci s ozařovačem Cyberknife je nutností přítomnost fiduciálních markerů pro přesné nastavení detektoru před začátkem ozařování pomocí ortogonálních RTG snímků. Markery se nacházejí jak v samotném detektoru SMC v jasně definovaných pozicích, tak v objemu vsunutelných výplní fantomu StereoPhan určených pro Cyberknife. Jejich ukázka je na obrázku 3.2. Nejprve je však nutné vytvořit model detektoru ve fantomu v TPS na základě pořízených CT snímků a lokalizovat fiduciální markery na základě RT Structures poskytnutých od výrobce. Ty tvoří předlohu s definovanými geometrickými souřadnicemi centrální diody a kovových markerů. CT snímky detektoru SMC vsunutého do fantomu StereoPhan je doporučeno provádět s parametry a protokolem shodnými s plánovacím CT pro SRS léčbu v kraniální oblasti. V TPS je nutné dle návodu od výrobce manuálně upravit hustotu fantomu a detektoru na konstantní hodnotu  $1,20 \text{ g/cm}^3$  a pro Monte Carlo výpočetní algoritmus zadefinovat materiál jako PMMA. [36]

### 3.1.1 Kalibrace detektoru pro PSQA

Před začátkem používání detektoru SMC je nutné provést dvě kalibrace:

#### 1. *Array calibration*

Jedná se o proces kalibrace relativní citlivosti jednotlivých diod vůči odezvě centrální diody. Jejím výsledkem je 2D mapa korekčních faktorů pro individuální diody. Korekční mapa je aplikována v rámci „*Post-Measurement Processing*“ v SNC Patient SW na hodnoty odezev detektoru, od kterých byla odečtena hodnota pozadí. Kalibrace je závislá na energii svazku a je nutné provádět kalibraci pro každou dostupnou energii na urychlovači zvlášť. Specificky pro systém Cyberknife platí, že kalibrace není závislá na volbě sekundárního kolimátoru a je tedy shodná pro FIXED, Iris i MLC kolimátor. Array kalibrace se provádí ve speciálním držáku „*Calibration fixture*“, který je zobrazen na obrázku 3.3 a k získání opravných faktorů na úhel dopadu svazku jsou poslední dva kroky kalibrace provedeny ve fantomu StereoPhan s build-up vložkami. Kalibraci lze provádět jak na izocentrickém Linac urychlovači, tak přímo v Cyberknife svazku. Pro oba postupy platí, že veškeré posuny je potřeba provádět se submilimetrovou přesností k dosažení správných opravných faktorů. Správnost provedené kalibrace lze zhodnotit podle symetričnosti profilů, které jsou v SW zobrazené po posledním kroku kalibrace. [38]



(a) Rozmístění fiduciálních markerů v detektoru SMC. Převzato z [38].

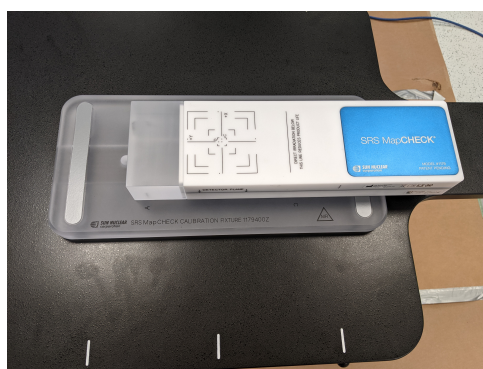


(b) Výplně fantomu SMC pro umístění filmu, pro sken na CT a pro vložení IK. Převzato z [37].

**Obrázek 3.2:** Použití fiduciálních markerů v objemu detektoru SMC a ve výplních pro StereoPhan.

## 2. *Absolute dose calibration*

Kalibrace detektoru v dávce následuje po jeho definici v TPS. Kalibrační měření se provádí s detektorem SMC vsunutým do fantomu StereoPhan za podmínek, při kterých je známa doručená dávka centrální diodě. Zadáním této hodnoty do SW SNC Patient je vytvořena korelace mezi počtem detekovaných impulsů a dávkou. Pro TPS, které umožňují výpočet plánu více druhů algoritmů, je vhodné provést zvlášť kalibraci pro každý z nich a srovnat spočtené izocentrické dávky. Pokud se výpočet liší o více než 1%, je doporučeno používat různé kalibrační koeficienty pro každý z algoritmů. [38]



**Obrázek 3.3:** SMC umístěný do *Calibration fixture* držáku pro účely provedení *array* kalibrace.

### 3.1.2 Korekce a post-processing měřených hodnot

#### ■ Odečet pozadí

Při výpočtu dávky je během každé aktualizace (*update*) odezvy a pro každou jednotlivou diodu odečtena hodnota pozadí v jednotkách imp/ms. Na takto opravené měření jsou aplikovány následující korekce jako násobek korigované odezvy na pozadí a korekčních koeficientů. K získání finální hodnoty absolutní dávky je korigovaná odezva vynásobena kalibračním faktorem absolutní dávky v jednotkách cGy/imp.

Záznam hodnoty pozadí je proveden automaticky při zapojení detektoru k ovládacímu SW SNC Patient, je však možné ho kdykoliv manuálně zopakovat. Pokud je mezi jednotlivými *beam-on* časová prodleva vyšší než jedna minuta, se automaticky zaznamená aktualizovaná hodnota pozadí, aby bylo zamezeno významné změně hodnot pozadí při dlouhých časových intervalech s vypnutým svazkem záření.

#### ■ Úhlová korekce

Oprava hodnot odezvy dle úhlu dopadu svazku na povrch detektoru je aplikovatelná pouze při měření s detektorem SMC vsunutým do cylindrického fantomu StereoPhan. V TPS musí být nejprve zadefinován CT model SMC ve StereoPhan, pro jehož definici výrobce stanovuje jednoznačný postup zahrnující zakreslení fiduciálních markerů a přepsání hodnot hustoty modelu SMC ve StereoPhanu na uniformní hodnotu  $1,20 \text{ g/cm}^3$ . Úhlová korekce je aplikována při každé aktualizaci hodnot (50 ms). Detekce úhlu dopadu svazku je umožněna konstrukcí detektoru, který je složen z dvou vrstev desek tištěných spojů orientovaných k sobě neaktivními plochami. Aktivní plocha diod je vždy natočena k vnějšímu povrchu detektoru. V základním postavení StereoPhan v  $0^\circ$  natočení to znamená, že diody mateřské horní desky směřují vzhůru ke stropu a diody dceřiné spodní desky dolů k podlaze. Podíl nekorigovaných odezev z obou desek diod je díky *array* kalibraci korelován s úhlem dopadu svazku.

Korekci lze rozdělit na část, která koriguje úhlovou závislost odezvy diod. Ta má hladký, přibližně symetrický průběh a blíží se sinusoidální

funkci s nejvyššími hodnotami odezvy v AP směru vůči mateřské horní ploše detektorů. Druhá část koriguje zeslabení vstupujícího svazku heterogenním materiálem detektoru (např. vodě-neekvivalentními diodami a vzduchovými otvory).

Pro opravu odezvy diod je aplikována vážená suma anterior-posterior (AP) a posterior-anterior (PA) kalibračních odezev s váhou odpovídající úhlu dopadu svazku.

Při dozimetrické verifikaci s využitím fantomu je cílem porovnat měřenou 2D dávkovou mapu a výpočet TPS. V zájmu kontroly chyb vznikajících z rozdílnosti modelu fantomu v TPS a reálnou konstrukcí fantomu (a možné chybě při výpočtu zeslabení svazku), doporučuje výrobce všechny výpočty provádět pro homogenní model fantomu. Korekce na zeslabení je následně provedena přeškálováním měřených hodnot dle úhlu dopadu svazku.

- **Korekce na velikost pole**  
SunPointII diody obsažené v SMC vykazují obdobně jako jiné polovodičové diody závislost odezvy na velikosti radiačního pole. Bez korekce vykazují diody SMC nadhodnocení odezvy v malých polích a pro zmenšující se velikost pole roste významnost efektu. Testy provedené výrobcem poukazují na závislost mezi odezvou jednotlivé diody a počtem ozářených diod v jejím nejbližším okolí. Korekce na velikost pole je prováděna ve vztahu k počtu diod v primárním svazku záření, nikoliv dle nominální velikosti pole. Korekce je energeticky závislá, a je proto potřeba při každém měření definovat použitou energii svazku. Při pořízení kalibračních měření *array* a *absolute dose* není korekce na velikost pole aplikována.
- **Korekce na dávkový příkon**  
Při měření v pulsních svazcích lineárních urychlovačů se u detektorů projevuje závislost odezvy na frekvenci dopadajícího záření. Bez korekce vykazují diody SunPointII pokles odezvy se snižující se frekvencí svazku (MU/min). Čím větší je rozdíl frekvence pulsů od kalibračního měření, tím více se projeví podhodnocení odezvy v nízkých frekvencích. Během aktivního měření je registrována i aktuální hodnota frekvence pulsů v jednotkách počtu pulsů na milisekundu. Měřená odezva detektoru je následně korigována na frekvenci pulsů, při které byla pořízena kalibrace v absolutní dávce. Pokud v SW SNC Patient během náběru dat chybí soubor s absolutní kalibrací v dávce, jsou odezvy detektoru v jednotlivých časových intervalech korigovány průměrnou hodnotou frekvence pulsů během celého měření.
- **Korekce na teplotu**  
Odezva SunPointII diod je lineárně závislá na teplotě a vykazuje zhruba 0,5% nárůst na 1 °C. K ovlivnění odezvy dochází vznikem teplotního gradientu v materiálu detektoru ohřevem elektroniky při měření. Ten pak může ovlivnit měřenou relativní dávkovou distribuci. Zároveň se při měření v jiných než kalibračních podmínkách projeví chyba úměrná

rozdílu teplot při kalibraci a měření. Oba jevy jsou korigovány pomocí teplotních sensorů jichž je 5 umístěno v oblasti mezi diodami, a jsou určeny ke sledování teploty v jednotlivých aktivních oblastech detektoru. Odezva diod je korigována na teplotu, kterou měla daná oblast detektoru při kalibraci v absolutní dávce. Pokud není soubor s kalibrací v absolutní dávce během měření načten, provede se vztažení odezev jednotlivých diod k hodnotě teploty měřené centrálním termistorem. Hodnoty jsou průměrované za celou dobu měření. Korekce na teplotu je použita pro *array* i *absolute dose* kalibraci.

Článek [39] se zabýval charakteristikami odezvy SMC z hlediska vlivu výše zmíněných korigovaných parametrů. Ukázali, že závislost diod SunPointII se pohybuje s hodnotami linearity v dávce pod 0,7 % v rozsahu 10–1400 MU a pod 0,6 % v rozsahu dávkového příkonu 100–2400 MU/min. Závislost na velikosti pole vykazuje zásadní podhodnocení odezvy pro pole menší než  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , avšak pro pole s velikostmi nad  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  byla zjištěna dobrá shoda s TPS. Bez aplikace *array* korekce vykazuje SMC vysokou až  $\pm 8\%$  závislost odezvy na úhlu dopadu svazku, která je korekcí redukována až na  $\pm 2\%$  pro koplanární a  $\pm 4\%$  pro nekoplanární svazky (s výjimkou svazků dopadajících na detekční plochu pod úhlem blízkým  $90^\circ$ ). Malý aktivní objem SunPointII diod se prokázal jako vhodný pro měření malých polí a nebyl pozorován averaging odezvy. Použití SMC je efektivní a přesnou metodou pro provedení PSQA i u plánů s nekoplanárními svazky a multimetastatickými ložisky. Nebyl pozorován zásadní rozdíl v úspěšnosti vyhodnocení plánů s koplanárními a nekoplanárními svazky, ani mezi plány s jedním a více léčenými ložisky ani při volbě přísnějších kritérií  $\gamma$  analýzy 2%/1 mm globálně.

### 3.1.3 Provedení PSQA

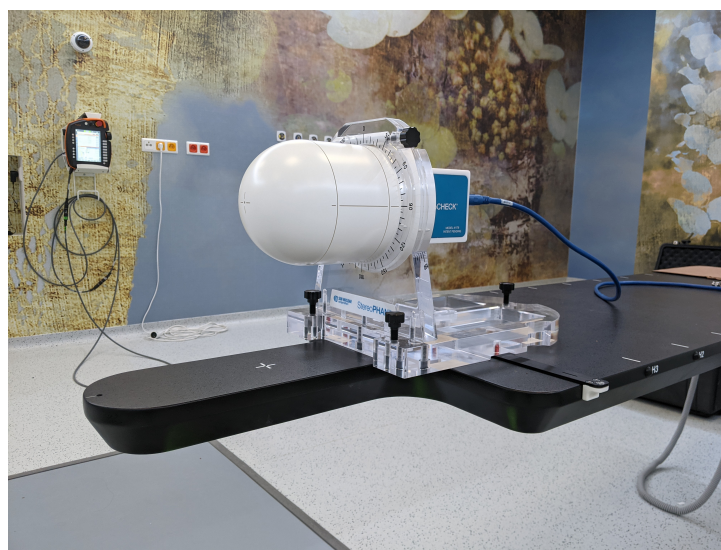
Po definici SMC ve fantomu StereoPhan v TPS pomocí CT snímků a pomocných kontur z RT Structures je možné zahájit tvorbu PSQA plánu. Tento postup zahrnuje přepočítání patientského plánu z plánovacího CT pacienta s optimalizovanými nody a svazky na CT model fantomu. V kroku *Align* jsou zobrazeny prostorové souřadnice tzv. „*alignment*“ centra, které je potřeba uchovat pro následné prostorové zarovnání plánované a měřené dávkové distribuce. Pro plány s vysokým počtem MU, nebo plány doručené ve více frakcích, lze využít možnost škálování počtu MU. Pro škálování číslem menším než 1 je umožněno použít hodnot s desetinnými místy a jejich cílem je zkrácení doručení plánu. Pro svazky, u kterých by tímto postupem došlo k nastavení nižší než doručitelné hodnoty MU, je zachována nejnižší doručitelná hodnota a uživatel je o této situaci informován. Pro škálování hodnotou vyšší než 1 je uživateli dovoleno užít pouze celočíselných hodnot. Před ozáření musí být QA plán označen jako doručitelný. [40]

Pro ozáření je SMC umístěn do StereoPhan fantomu a fixován na ozařovacím stole pomocí držáku Lok-Bar, tak jako na obrázku 3.4. Rotace válcového fantomu je zvolena dle požadované roviny měření, přičemž hodnoty jsou



ve směru chodu hodinových ručiček indikovány na stojanu v krocích po  $5^\circ$ . Výhodou je možnost postupného měření jednoho plánu ve více rovinách, jelikož StereoPhan umožňuje uchycení SMC v jakémkoliv z  $360^\circ$ . Před spuštěním doručení plánu je v SNC Patient zvolena požadovaná *array* a *dose* kalibrace dle plánované energie svazku. Vhodné je provést také kontrolu volby korekcí *field size correction*, *angular correction*, *temperature correction* a *dose rate correction*. Absenci korekcí a nevhodnou volbu dávkové či *array* kalibrace lze opravit pouze opětovným přepočítáním naměřeného souboru *movie file*. Před spuštěním svazku je ověřeno úspěšné uložení hodnoty pozadí. Samotné měření je zahájeno tlačítkem „Start“ a probíhá až do manuálního vypnutí. Nehrozí tak samovolné ukončení měření většími časovými prodlevami při přesunu hlavice mezi jednotlivými nody, nebo při manuální výměně velikosti FIXED kolimátoru. Po manuálním ukončení ozařování tlačítkem „Stop“ je uživatel vyzván k označení StereoPhan úhlu, který byl použit při měření, energie svazku a z TPS zjištěných posunů *alignment* centra v osách X,Y a Z.

Do SNC Patient lze importovat z TPS 3D DICOM RT Dose formát buď se zahrnutím RT Plan, nebo bez. Import 2D dávky není pro měření s SMC umožněno. Plánovaná dávka z TPS je interpolována na mřížku se vzdáleností bodů 0,35 mm a je potřeba proto importovat dávkovou distribuci s vyšším rozlišením než 1 mm. Při importu plánované dávky je uživatel vyzván k zadání požadovaného úhlu SMC ve StereoPhan fantomu, na který byl plán přepočten, posuny *alignment* centra v osách X,Y a Z a k importu RT Dose a případně i RT Plan souborů.



**Obrázek 3.4:** SMC ve fantomu StereoPhan při provedení PSQA měření.

### ■ 3.1.4 SNC Patient Machine QA

S novou verzí ovládacího SW SNC Patient od 21. září 2021 přibyla uživatelům SMC detektoru možnost využít automatických QA nástrojů pro urychlovač Cyberknife. Sada testů měřených na SMC bez fantomu StereoPhan poskytuje možnost vyhodnotit

- MLC QA test,
- test přesnosti zaměření (TAQA),
- parametry svazku (homogenita, symetrie),
- Iris QA test.

### ■ MLC QA

MLC QA představuje obdobu testu dle doporučení AAPM TG-50 a „Bayouth“ testu, které jsou standardně používány pro vyhodnocení přesnosti polohování lamel MLC za použití radiochromického filmu.[41] Při standardním provedení dle doporučení AAPM TG-50 je film oříznut do požadované velikosti a umístěn do speciálního držáku, pomocí kterého je připevněn přímo v hlavici MLC. Na film je nazářeno 10 návazných polí, každé o šířce 10 mm se shodným počtem MU. Na ozářeném filmu je vyhodnocena homogenita vzniklého kompozitního pole a případné systematické „přejíždění“ a nedostatečné „dojetí“ lamel MLC. Jedná se o kvalitativní test pozic lamel MLC, ale nestačí ke kvantitativnímu stanovení míry chybovosti v polohování jednotlivých lamel MLC vůči centrální ose kolimátoru.

Kvantitativním testem přesnosti polohování lamel MLC je Bayouth test známější pod názvem „*Garden fence*“. Při shodném nastavení filmu v hlavici MLC jako v předchozím případě je na film ozářeno 5 polí o šířce 10 mm oddělených mezerami o šířce 15 mm. Pomocí SW nástrojů lze následně kontrolovat přesnost polohování jednotlivých lamel. Standardní provedení testů vyžaduje použití filmové dozimetrie včetně kalibrovaného scanneru s dostatečně vysokým rozlišením a možností transmisního skenování.

Při provedení testu za pomoci SMC je poloha MLC lamel charakterizována polohou polostínu svazku a odezva diod převedena zpět na polohu v milimetrech a přeškálována na odchylku odpovídající nominální vzdálenosti SAD = 800 mm. Pro zamezení vnesení chyb ze sousedních analyzovaných segmentů se namísto vyhodnocení kompozitního pole analyzuje 5 jednotlivých subpolí. Pro kontrolu vlivu gradientu FFF svazku je pro každou řadu lamel provedena lokální normalizace dávky. Pokud je zaznamenána systematická odchylka pro všechny lamely, je aplikována korekce na odchylku způsobenou nepřesným nastavením SMC na ozařovacím stole vůči rovině pohybu lamel MLC. Jednotlivé kroky přípravy plánu k doručení 5 polí, včetně definice SMC v TPS a nastavení poloh lamel MLC k dosažení překryvu polostínu a jednotlivých diod jsou podrobně popsány v manuálu výrobce Sun Nuclear. [36]

Zásadním krokem je kontrola sesazení lamel MLC vůči diodám SMC v superior-inferior, anterior-posterior (AP) a pravo-levém (RL) směru. Samotné doručení testovacích plánů probíhá (vzhledem k aktivní ploše detektoru a rozsahu lamel MLC) ve dvou fázích. V první fázi jsou v aktivní ploše detektoru zahrnuty lamely v řadách 1–13 a ve druhé fázi v řadách 14–26. Pro dosažení vyšší přesnosti měření je také upravena vzdálenost mezi detektorem a hlavicí na  $SAD = 727$  mm, zároveň je pro měření potřeba umístit SMC na ozařovací stole axiálně rotovaný o  $90^\circ$  oproti standardní poloze, kterou zaujímá při vsunutí do StereoPhan fantomu. Po této úpravě polohy je projektovaná šířka lamel MLC  $d = 3,50$  mm v rovině diod, což odpovídá jejich vzájemným vzdálenostem a zároveň se lamely pohybují v ose Y, ve které diody nejsou navzájem posunuté. Dva ozářené plány na SMC se vyhodnocují v SNC Patient vůči shodným parametrům, vztaženým k nominální vzdálenosti  $SAD = 800$  mm, jako standardní test s vyhodnocením filmu:

- střední odchylka sady lamel od očekávané polohy je pro každou sadu  $\leq 0,2$  mm,
- alespoň 90 % všech měřených poloh každé sady lamel má odchylku  $\leq 0,5$  mm,
- maximálně 1 odchylka jednotlivé lamely v jedné sadě překračuje 0,5 mm od očekávané polohy,
- odchylky všech lamel v jedné sadě jsou  $\leq 0,95$  mm.

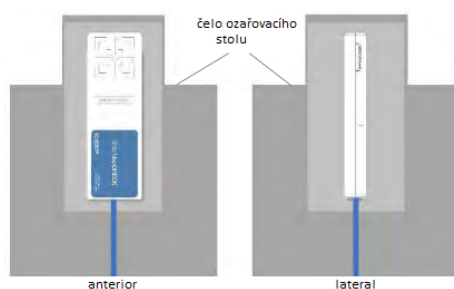
Při nesplnění kteréhokoliv z parametrů je doporučeno zopakovat *Garden fence* test za pomoci filmové dozimetrie, dle postupu od výrobce Accuray.

### ■ Test přesnosti zaměření (TAQA)

Targeting Accuracy QA (TAQA) testuje přesnost zaměření cílového objemu a závisí přímo na kalibraci (mastering) robota s „*AQA error values*“ vycházejícími z procedur *commissioning* při PZ. Ovlivněn je také kalibrací TLS, složeného z rentgenek a příslušných detektorů, který řídí polohování ozařovacího stolu v prostoru. Test ověřuje přesnost zaměření cílového objemu vyhodnocením polohy dopadajícího svazku vůči poloze diod pro AP a RL směr dopadu. Test je využitelný pro všechny typy kolimátorů.

K provedení testu je nejprve potřeba připravit model detektoru v TPS porízením CT snímků s SMC v horizontální (ležaté) pozici a ve vertikální pozici (s postavením SMC na boční stranu) jak je naznačeno na obrázku 3.5.

Pro každý z typů kolimátoru jsou potřeba dva léčebné plány s AP a RL svazkem dopadajícím kolmo na plochu detektoru příslušně nastaveného na ozařovací stole. K zacílení plánu je využito fiduciálních markerů v SMC a TLS. Osa svazku je určena z profilů svazku pomocí FWHM a ve výsledku je stanovena odchylka měřeného od očekávaného středu (centrální dioda SMC). Pro FIXED a Iris kolimátory je navíc stanovena hodnota excentricity, tedy odchylka od očekávaného kruhového tvaru pole. Výsledkem vyhodnocení svazků z obou směrů je celková odchylka zaměření v prostoru.



**Obrázek 3.5:** Orientace SMC pro test TAQA při pohledu shora. Převzato a upraveno z [36]

Při implementaci TAQA v klinickém provozu je prvním krokem stanovení referenční hodnoty (*baseline*) těsně po PZ a *commissioning* přístroje, s následným sledováním vývoje odchylky přesnosti zaměření v čase. Uložení nové *baseline* je doporučeno pokaždé, kdy dojde k servisní úpravě tzv. „AQA beam path“ a také při změně plánu k doručení dvou testovacích polí.

### ■ Parametry svazku

Shodným postupem, jako pro výše popsané měření TAQA, lze získat pro FIXED a MLC kolimátory parametry svazku. Stanovená homogenita a symetrie je i v tomto případě srovnána s *baseline* hodnotami zjištěnými těsně po *commissioning* přístroje, po případných servisních zásazích a při zjištění zásadní změny těchto parametrů odlišnými metodami měření. Homogenita je stanovena dle doporučení výrobce z 80% izodózy v detekované velikosti pole

$$\text{homogenizovaná oblast} = \frac{\text{průměr}[\text{mm}] \times 80\%}{\text{rozlišení}[\text{mm}]} \quad (3.1)$$

V homogenizované oblasti je následně stanovena homogenita  $H$  z maximální  $M$  a minimální  $m$  hodnoty normalizované dávky jako

$$H = \frac{M - m}{M + m} \times 100[\%]. \quad (3.2)$$

Při výpočtu symetrie je srovnána plocha pod křivkou měřeného profilu na levé a pravé straně od CAX. Pokud  $L$  je plochou pod levou částí profilu a  $R$  je plochou pod pravou částí profilu, pak symetrie  $S$  odpovídá

$$S = \frac{|L - R|}{L + R}. \quad (3.3)$$

Zjištěné odchylky jsou vyhodnoceny vůči uživatelsky nastaveným akčním hodnotám, tolerancím a je reportován výsledek testu.

### ■ Iris QA

Ozářením sady velikostí apertur v klinicky používaném rozsahu a vyhodnocením profilů v osách X,Y a na diagonálách lze stanovit homogenitu a symetrii

pro Iris kolimátor. Roztřídění ozářených polí dle velikosti se provádí srovnáním oblasti polostínu s modelem jednotlivých velikostí apertur. V dalším kroku je použita interpolace pomocí kubického b-spline k určení šířky oblasti polostínu a ke stanovení homogenity a symetrie profilu. Homogenitu lze stanovit pro apertury v rozsahu 15–60 mm za použití 80% izodózy ve vymezené FWHM oblasti a symetrii pro apertury o průměru 25–60 mm srovnáním plochy pod referenčním a aktuálním profilem dle postupu doporučeného výrobcem Accuray. [4] Kvůli konstrukci kolimátoru se profily v různých úhlech napříč ozařovacím polem vzájemně liší. Průměr konkrétní apertury je stanoven průměrováním profilů v osách (X,Y), dvou protilehlých diagonálách a jejich fitem vůči modelu polostínu odpovídající velikosti pole. Výsledkem analýzy je maximální a minimální měřená šířka pole, homogenita a symetrie, stanovené dle shodného postupu jako pro parametry svazku popsané výše. Stejně jako pro předchozí testy je i zde využito *baseline* měření k posouzení změn parametrů v čase. Akční hodnoty a tolerance jsou uživatelsky nastavitelné, automaticky jsou však stanoveny pro jednotlivé velikosti apertury jako 5 % a 10 % z baseline hodnot.

## 3.2 Výběr z komplexní machine QA na základě měření single-beam

V rámci testů z Metodik PZ pro Cyberknife [42] byl SMC použit jako plošný detektor s dobrým prostorovým rozlišením k měření v geometrii *single-beam*. Opět se jedná o použití bez fantomu StereoPhan a slouží k ověření následujících parametrů

1. gravitační efekt svazku a parametry profilů,
2. gravitační efekt FIXED a MLC kolimátorů,
3. výpočet dávky TPS v heterogenním prostředí,
4. 2D ověření výpočtu dávky TPS.

Kapitola je v části 3.2.6 rozšířena o popis alternativního postupu k ověření výpočtu dávky TPS  $\gamma$  analýzou 2D měřené dávky SMC. Jedná se o měření pomocí 1D detektoru DiodeE (60017) vertikálně umístěného ve vodním fantomu 3D Scanner a slouží k demonstraci kvalitativních a kvantitativních rozdílů tohoto konvenčního postupu vůči měření se SMC.

### 3.2.1 Dávková kalibrace pro single-beam geometrii

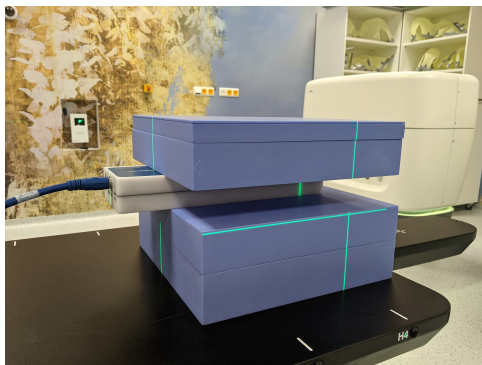
Nejprve byla provedena dávková kalibrace pro *single-beam* geometrii, lišící se od *dose calibration* provedené pro měření ve fantomu StereoPhan. I pro testy, které primárně nehodnotí dávkové parametry je zjišťovaná odezva v dávkových jednotkách. Aby mohla být měřená dávka srovnána s dávkou referenční z TPS, je nutné provést korekci na aktuální referenční dávkový příkon svazku v Gy/MU. Standardní metodou je měření referenčního dávkového příkonu ve vodě pomocí dozimetrického řetězce a vodního fantomu. Při SSD = 700 mm je Farmerova IK nastavena svým geometrickým středem do hloubky  $d = 100$  mm na ose svazku a za použití FIXED kolimátoru o průměru 60 mm je změřena odezva na 200 MU. Odezva je korigována pomocí korekčních koeficientů na teplotu a tlak  $k_{T,p}$ , na saturaci  $k_{sat}$  a polaritu  $k_{pol}$ . Dále je použit odpovídající korekční faktor na rozdílnot kvality kalibračního svazku a svazku Cyberknife  $k_{Q_{msr}}^{f_{msr},f_{ref}}$  dle tabulky 13 v IAEA TRS 483 [10]. Pro převod odezvy z hloubky  $d = 100$  mm do referenční hloubky maxima  $d = 15$  mm je použit faktor *tissue-maximum-ratio* (TMR), zjištěný například z *beam-data* v TPS. Referenční dávkový příkon je určen jako

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} \cdot TMR, \quad (3.4)$$

kde  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  je korigovaná odezva IK v hloubce  $d = 100$  mm,  $N_{D,W,Q_0}^{f_{ref}}$  kalibrační faktor dané IK v referenčním svazku a  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  opravný faktor na rozdílnot kvalitu svazku.

Poté, co byla odezva CAX diody SMC kalibrována v dávce a vztažena k referenčnímu dávkovému příkonu svazku měřenému stejný den ve vodním

fantomu, lze pro následné stanovení opravy na referenční dávkový příkon použít přímo SMC. Detektor je pro měření položen na dostatečnou vrstvu vodě-ekvivalentních desek pro zajištění zpětného rozptylu a shora doplněn deskami pro hloubku uložení detektorové vrstvy v  $d = 100$  mm. Nastavení je zobrazeno na obrázku 3.6 Odezva na 200 MU je automaticky korigována pro



**Obrázek 3.6:** Nastavení SMC pro měření referenčního dávkového příkonu Gy/MU.

aktuální teplotu. Je však nutné vypnout *field-size* a *angular* korekci měření v nastavení SNC Patient, což je postup platný pro veškerá měření s SMC bez StereoPhan fantomu.



### 3.2.2 Gravitační efekt svazku a profily

Test se skládá z měření 2D distribuce dávky v rovině kolmé k CAX a vyhodnocení odchylek odezvy ve dvou gravitačně exponovaných geometriích, levo-pravé (L–R) a pravo-levé (R–L) s rotací hlavice do 90° a 270°, vůči referenční gravitačně neexponované odezvě v geometrii anterior-posterior (A–P). Před měřením je ověřena kolmost dopadu svazku v AP směru pomocí vodní hladiny a následné posuny do horizontálních geometrií probíhají změnou polohy robotického ramene beze změny natočení hlavice s výjimkou rotace v jedné ose. Pro horizontální směry je SMC nastaven rovnoběžně se sagitálním laserem v ozařovně a pro všechny geometrie použita vodě-ekvivalentní deska o tloušťce 6 cm pro zajištění zpětného rozptylu, nastavení je na obrázku 3.7. Středování svazku na centrální diodu se provádí pomocí nejmenšího nastavitelného pole a výpočtem těžiště odezvy s následnou aplikací zjištěných korekcí v jednotlivých osách přímo na polohu robotického ramene. Pro FIXED kolimátor s průměrem 60 mm a při SAD = 800 mm nastaveném pro všechny geometrie pomocí mechanického pointeru je získána odezva ve vodě-ekvivalentní hloubce build-up SMC detektoru  $d = 27$  mm. Orientace svazku musí být pro všechny tři geometrie shodná a zachovávat správné označení os X a Y vůči vztažné soustavě SMC. Kontrolován také musí být těsný kontakt SMC a vodě-ekvivalentních desek bez vzduchových mezer. Hodnotí se procentuální rozdíl CAX dávky v gravitačně ovlivněných geometriích, vůči základní A–P geometrii dle Metodik pro PZ [42] jako

$$\Delta D_{CAX}^{LR} = \frac{D_{CAX}^{LR} - D_{CAX}^{AP}}{D_{CAX}^{AP}} \cdot 100[\%], \quad (3.5)$$

případně

$$\Delta D_{CAX}^{RL} = \frac{D_{CAX}^{RL} - D_{CAX}^{AP}}{D_{CAX}^{AP}} \cdot 100[\%], \quad (3.6)$$

kde  $D_{CAX}^{LR}, D_{CAX}^{RL}$  jsou odezvy na centrální diodě pro L–R, resp. R–L geometrii a  $D_{CAX}^{AP}$  je odezva na centrální diodě v základní A–P geometrii.

Z plošné odezvy jsou následně vyseparovány dva ortogonální dávkové profily v osách X a Y procházející centrální diodou SMC. Prvním krokem při zpracování profilu je interpolace z hrubého rozlišení 1,75 mm na jemnější vzorkování po 0,2 mm. Následně je stanoveno tzv. „robustní maximum“, které definuje 100% hodnotu odezvy v profilu a je zjištěno pomocí histogramu všech hodnot obsažených v profilu (příčemž počet binů je volen s ohledem na velikost vyhodnocovaného pole). V posledním binu by i pro nejmenší pole mělo být obsaženo ideálně více bodů, aby nedošlo ke stanovení maxima odezvy z odlehlých hodnot. Obecně pak platí, že čím větší pole je vyhodnocované a čím pomalejší je spád profilu v centrální oblasti, tím větší počet bodů je obsažen v posledním binu. Cílem je zjištění souřadnice posledního binu, a tím hodnoty maxima odezvy.

Okraje pole jsou následně stanoveny jako souřadnice 50% odezvy, uprostřed mezi těmito okraji se nachází střed pole. Vzdálenost středu pole a okrajů je následně segmentována na třetiny, přičemž v první a druhé třetině od



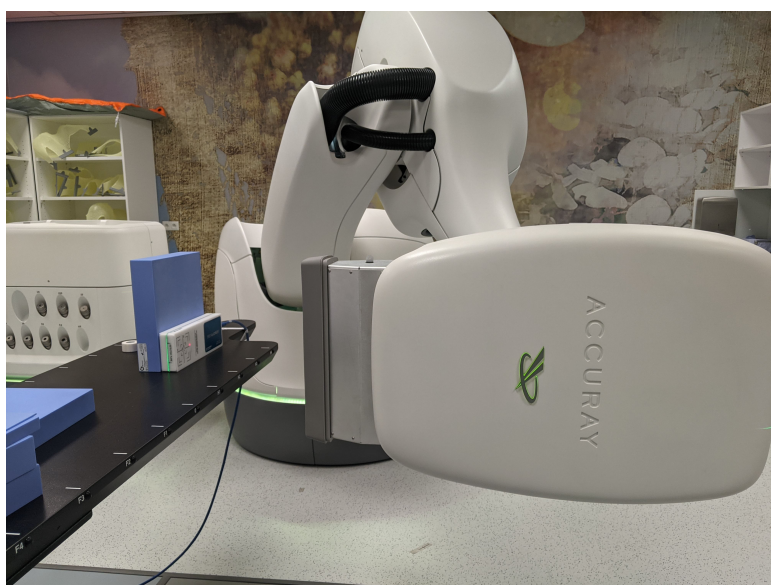
středu pole jsou v obou směrech lokalizovány pomocné body. Tyto body jsou proloženy přímkou (směrnicí) a označen jejich průsečík. Z rozdílu poloh středu pole stanoveného z okrajů pole a polohy průsečíku lze hodnotit případnou asymetrii pole v daném profilu. Pro výsledné hodnocení je v profilech definován polostín jako vzdálenost 80% a 20% odezvy, dále stanovena hodnota sklonu profilu FFF svazku, poloha průsečíku přímek určujících sklon svazku, poloha okrajů pole, střed mezi detekovanými okraji pole a symetrie svazku, která je definovaná jako extrémní hodnota (minimální či maximální) z podílu dávek v symetrické pozici vůči CAX v 80% FWHM oblasti dávkového profilu. Obdobně jako pro dávku na CAX je pro všechny tyto parametry stanoven rozdíl hodnot v gravitačně exponovaných L-R a R-L geometriích vůči neutrální A-P geometrii.



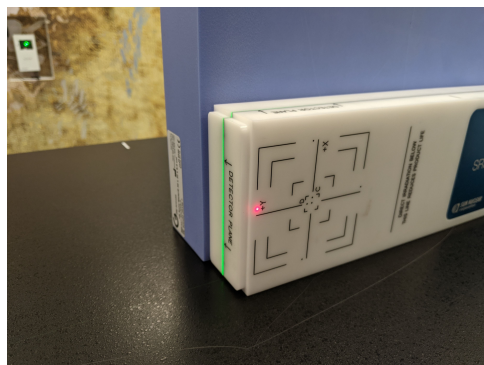
**Obrázek 3.7:** Nastavení SMC pro ozáření R-L geometrie při testu gravitačního efektu svazku.

### 3.2.3 Gravitační efekt kolimátoru

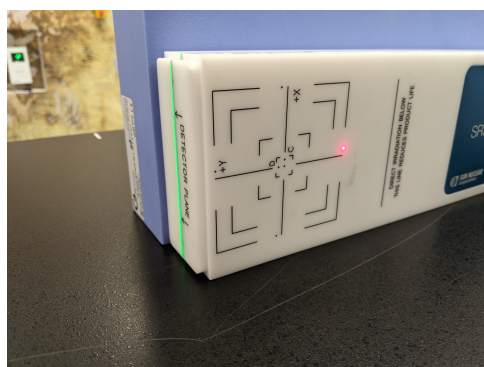
Test je obdobou výše popsaného, zaměřuje se ale na ovlivnění odezvy FIXED a MLC kolimátoru pro gravitačně exponované geometrie. Pro FIXED vypovídá o koncentricitě kolimátorů všech dostupných velikostí skrze stabilitu polohy osy svazku v souřadném systému detektoru SMC. Pro MLC s mechanicky složitější konstrukcí je výtěžnost testu vyšší a vůči gravitačním efektům kontroluje rozsah velikosti pole pro individuální páry lamel MLC mezi jednotlivými geometriemi A–P, L–R a R–L. Navíc kontroluje absolutní maximální odchylku středu pole od průměrné polohy středů v měření pro individuální pár lamel mezi jednotlivými geometriemi. Pro posouzení reprodukovatelnosti nastavení kolimátoru kontroluje rozsah velikosti pole a polohy středu pole pro individuální pár lamel mezi třemi opakováními v gravitačně exponovaných geometriích. Pro ověření polohování lamel je dostačující jedna velikost pole, ta byla zvolena jako  $20 \times 100,1 \text{ mm}^2$  v  $\text{SAD} = 800 \text{ mm}$ . Vzhledem k velikosti detekčního pole SMC je nutné měření rozdělit na dvě části, první pro rozsah lamel výrobcem značených jako (1-13) a druhou pro rozsah (14-26). Pro každé z těchto měření je hlavička nastavena pomocí laseru dle rozdílných pomocných vizuálních značek na povrchu detektoru SMC tak, jak je naznačeno na obrázcích 3.8 a 3.9.



**Obrázek 3.8:** Nastavení SMC pro ozáření L–R geometrie pro test vlivu gravitace na lamely MLC kolimátoru.



(a) Nastavení SMC na laser pro ověření první sady lamel MLC v geometrii L-R.

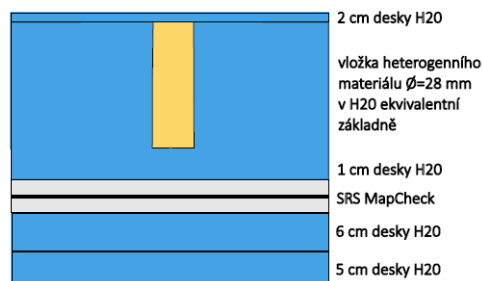


(b) Nastavení SMC na laser pro ověření druhé sady lamel MLC v geometrii L-R.

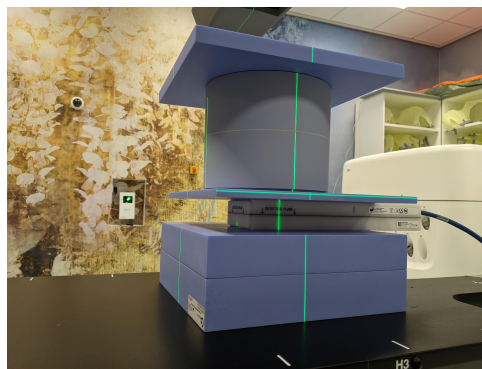
**Obrázek 3.9:** Nastavení SMC pro *single-beam* měření gravitačního vlivu kolimátoru MLC.

### ■ 3.2.4 Výpočet TPS v heterogenitách

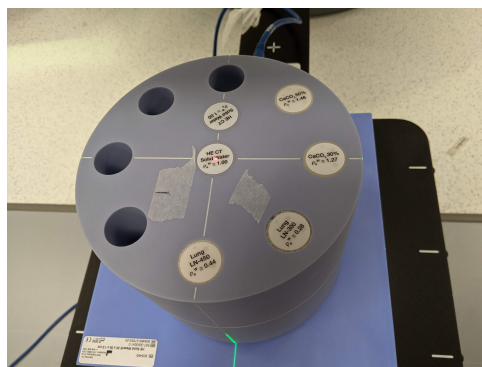
Měření v *single-beam* geometrii lze použít i pro ověření správnosti výpočtu TPS v heterogenitách, například pro účely *commissioning*. Cílem je ověření schopnosti TPS korigovat dávkovou distribuci dle rozložení elektronové hustoty nebo materiálového složení CT modelu heterogenního fantomu. Pro měření v nehomogenním prostředí byl využit fantom *Advanced Electron Density Phantom*, model 1467 od společnosti Sun Nuclear. Pro tento test se liší virtuální CT model v TPS. Ten byl vytvořen podle vzoru na obrázku 3.10(a) v programu MATLAB dle Metodik PZ pro Cyberknife [42] s rozlišením  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  a dávka spočtena oběma algoritmy RT a MC pro FIXED kolimátor a algoritmy FSPB a MC pro MLC kolimátor. Výpočet byl proveden zvlášť pro každou z pěti druhů zvolených výplní. Z vypočtené dávkové distribuce byla následně zjištěna bodová dávka odpovídající poloze CAX diody detektoru SMC pro každý z materiálů. Zahrnout bylo nutné i měření při průchodu svazku homogenním médiem s vodě-ekvivalentní výplní „Solid Water“. Zbylé výplně tvořily ekvivalenty ke kostní a plicní tkáni o různých hustotách. Výpočty v TPS na virtuálním CT pro materiály „Lung ekv. 0,30“ a „Bone ekv. 1,56“ jsou zobrazeny na obrázcích 3.11. Měření probíhalo vždy s jednou vybranou velikostí pole a byl posuzován tzv. „*Inhomogeneity Correction Factor*“ (ICF) daný poměrem dávky v bodě pod nehomogenitou a dávkou v odpovídajícím bodě homogenního vodě-ekvivalentního fantomu za jinak shodných podmínek. Referenční hodnoty ICF jsou získané z výpočtu TPS. Výsledkem testu je vyhodnocení procentuálního rozdílu měřeného a vypočteného ICF pro každý vybraný materiál.



(a) Model heterogenního fantomu.



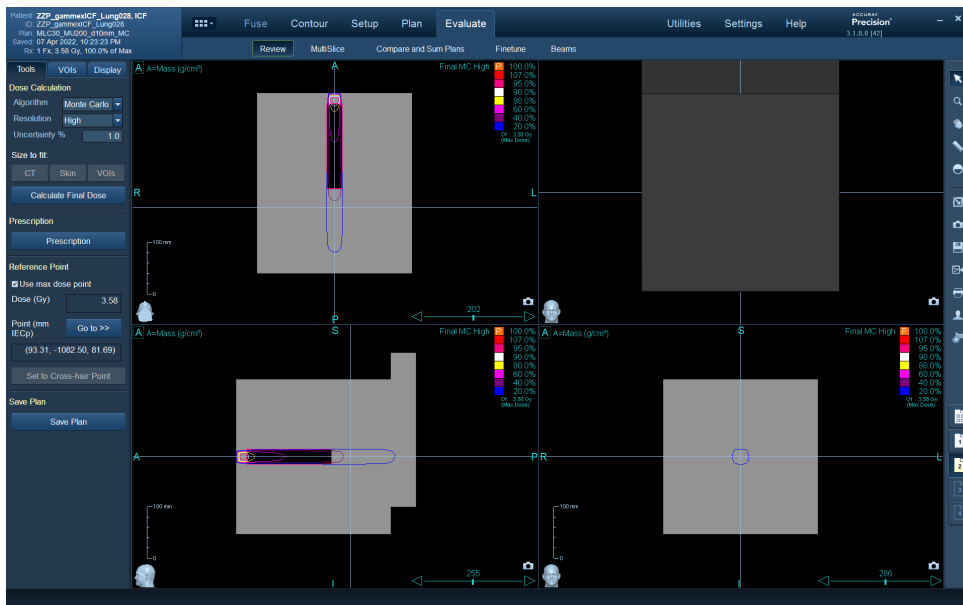
(b) Uspořádání vodě-ekvivalentních desek, fantomu Advanced Electron Density Phantom s vyměnitelnými vložkami z různých materiálů a SMC pro měření v nehomogenním prostředí.



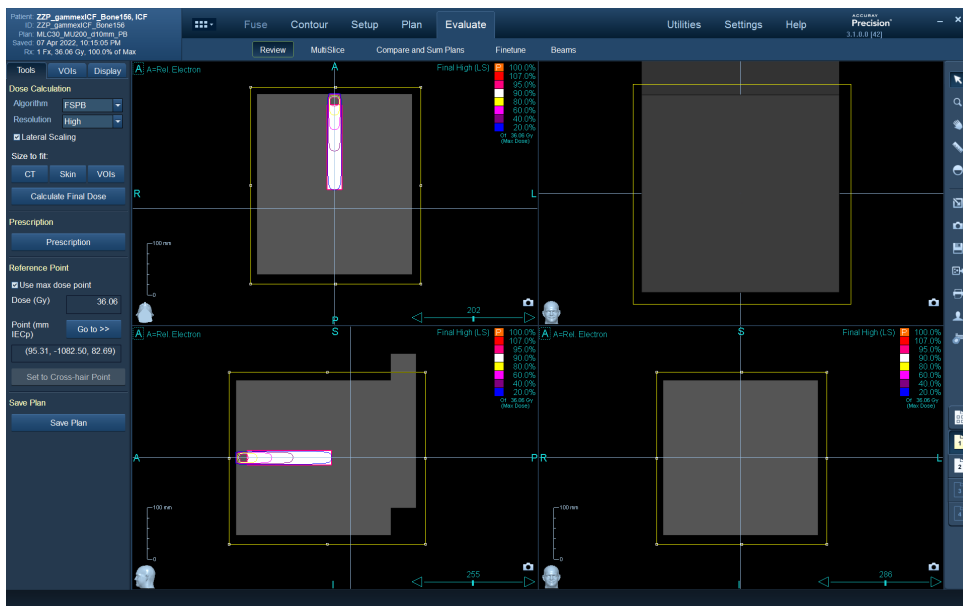
(c) Ukázka použitých výplní s různou hustotou.

**Obrázek 3.10:** Nastavení SMC pro *single-beam* měření v heterogenním fantomu.

### 3.2. Výběr z komplexní machine QA na základě měření single-beam



(a) Výpočet dávkové distribuce s výplní o hustotě  $0,3 \text{ g/cm}^3$  reprezentující plicní tkáň.



(b) Výpočet dávkové distribuce s výplní o hustotě  $1,56 \text{ g/cm}^3$  reprezentující kostní tkáň.

**Obrázek 3.11:** Výpočet dávky v TPS Precision pro virtuální CT model heterogenního fantomu s různými vloženými materiály.

SAD [mm]	hloubka [mm]
650	27
	50
	150
800	27
	50
	150
1000	27
	50
	150

**Tabulka 3.1:** Kombinace SAD a hloubek ve vodě-ekvivalentním deskovém fantomu.

### 3.2.5 2D ověření výpočtu dávky TPS

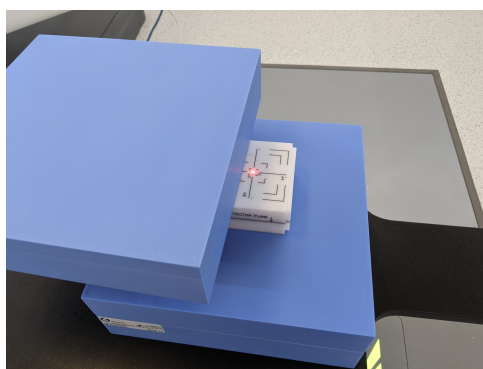
Jedná se o metodu ověření přesnosti výpočtu TPS pro geometrii jednoduchého nemodulovaného svazku *single-beam*. Porovnává měřenou a vypočtenou 2D dávkovou distribuci ve vodě-ekvivalentním fantomu pro několik vybraných kombinací SAD a hloubek, čímž může být ověřena i správnost konfigurace algoritmů TPS. V TPS jsou použity tři základní algoritmy výpočtu dávky, RT a MC pro FIXED kolimátor a Finite Size Pencil Beam (FSPB) s MC pro kolimátor MLC.

Prvním krokem je definice odpovídajícího virtuálního CT fantomu v TPS Precision dle návodu v Treatment Planning Manual [40] s následnou přípravou *single-beam* plánu. V tomto případě dopadá svazek kolmo na SMC v A–P geometrii. Virtuální fantom byl vytvořen v programu MATLAB (MathWorks, Massachusetts, USA) dle metodik [42] s rozlišením  $0,2 \times 0,2 \times 5 \text{ mm}^3$  pro kolimátory o průměru 5–40 mm a s hrubším rozlišením  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  pro kolimátory s průměrem 50 mm a 60 mm. Pro měření v homogenním fantomu byla následně vybrána sada kombinací SAD a hloubek uvedených v tabulce 3.1. Plán byl pro FIXED kolimátory všech velikostí spočítán oběma algoritmy RT a MC pro získání referenčních dávek v odpovídajících SAD a hloubkách. Obdobně byl výpočet proveden pro MLC s algoritmy FSPB a MC.

Měření 2D distribuce dávky následně probíhalo nastavením SMC na 11 cm vodě-ekvivalentních desek pro zajištění zpětného rozptylu s primárním nastavením SMC dle laseru a ověřením souososti SMC a hlavice robota. Ta byla provedena předozadním a levo-pravým pohybem hlavicí robota, při němž musí laser opisovat nakreslené čárové značky na SMC. Přesná centrace hlavice následně proběhla při nasazení nejmenšího FIXED kolimátoru o průměru 5 mm, případně nastavením nejmenšího možného MLC pole  $7,6 \times 7,7 \text{ cm}^2$ . Pořízením odezvy s nejmenším polem bylo možné vypočítat těžiště odezvy a zjištěné (standardně submilimetrové) odchylky následně korigovat skrze posuny hlavicí urychlovače v osách X a Y. Dle požadované hloubky byla následně na SMC položena odpovídající tloušťka vodě-ekvivalentních desek.



Nastavení je zobrazeno na obrázku 3.12. Získané 2D dávky byly exportovány v textovém formátu a upraveny pro zpracování v programu MATLAB dle Metodik pro PZ [42]. Z vypočtených 3D dávek v TPS na příslušném virtuálním fantomu byly exportovány odpovídající 2D dávky spočtených pro zvolenou SSD. Příslušné měřené a spočtené dávkové distribuce byly sesazeny na základě těžiště distribuce, přičemž ani jedna z matic nebyla interpolována.



(a) Předběžné nastavení SMC pomocí laseru.



(b) Finální nastavení SMC s požadovanou tloušťkou vodě-ekvivalentních desek.

**Obrázek 3.12:** Nastavení SMC pro *single-beam* měření v homogenním fantomu.

### 3.2.6 Bodové ověření výpočtu dávky TPS

V návaznosti na přijatelné výsledky analýzy 2D dávkové distribuce při výpočtu RT a MC pro FIXED kolimátory byl proveden pokus o implementaci shodného postupu pro ověření výpočtu FSPB a MC pro MLC kolimátor. Byly použity shodné virtuální fantomy pro výpočet dávkové distribuce, tentokrát se sadou polí vzorkující nastavitelné velikosti pole od  $7,6 \times 7,7 \text{ mm}^2$  po  $115,0 \times 100,1 \text{ mm}^2$ . Výsledky pro MLC kolimátor a algoritmus FSPB byly zcela nevyhovující a na příkladu na obrázku 4.9(b) je demonstrováno, jak nízká shoda měřené a vypočtené dávkové distribuce byla vykazována. Situace se částečně zlepšila při zopakování přesnějšího nastavení pomocí centrace detektoru na těžiště svazku popsáno výše, k přijatelným výsledkům



však zejména v  $SSD = 900$  mm ani tento postup nevedl. K ověření výpočtu dávkové distribuce pro algoritmy FSPB a MC u MLC kolimátoru tak byl použit alternativní postup využívající 1D detektor DiodeE (60017) od výrobce PTW uchycený vertikálně ve vodním fantomu 3D Scanner od výrobce Sun Nuclear. Metoda využila shodné virtuální modely a testovací geometrie  $SSD = 600$  mm,  $SSD = 700$  mm a  $SSD = 900$  mm s hloubkami  $d = 27$  mm,  $d = 50$  mm a  $d = 150$  mm. Dioda byla pro každou kombinaci  $SSD$  a hloubky nastavena nejprve na CAX, kde byla získána odezva, a následně do vzdáleností  $1/4$  nominální hodnoty FWHM pro danou velikost pole (vždy pro osu X a Y v kladném a záporném směru). Oproti měření se SMC bylo měření pomocí diody poměrové a nevyžadovalo korekci na denní output urychlovače, místo toho byla odezva normalizována k odezvě za referenčních podmínek při  $SAD = 800$  mm,  $d = 15$  mm a použití FIXED kolimátoru o průměru 60 mm (podmínky, při kterých ideální svazek ve shodě s TPS doručuje 1 Gy).

### 3.3 Alternativa PSQA s použitím 1D detektoru k měření ve vzduchu

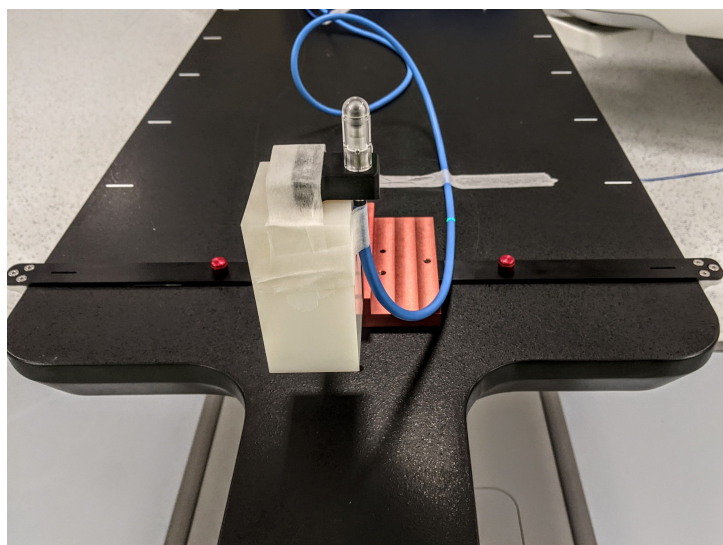
Kapitola zvažuje možnosti využití přesného 3D skenovacího systému pro vzorkování prostoru k nalezení osy jednotlivých dopadajících svazků klinického plánu ve dvou vzdálenostech od zdroje. Obdobně jako pro systém XRV-124 (Logos Systems) by tak byl ověřen správný úhel dopadu svazku vůči údajům z TPS za využití standardního vybavení většiny pracovišť (vodního fantomu a 1D detektoru o malém objemu s izotropní odezvou).

Pro naše účely pilotní studie byla vybrána IK Semiflex 3D (31021) od výrobce PTW s aktivním objemem  $0,07 \text{ cm}^3$ , poloměrem 2,4 mm a délkou 4,8 mm představuje jednu z novějších dostupných IK. Její efektivní měřicí bod je umístěn na ose komory ve vzdálenosti 3,45 mm od špičky směrem ke kabelu. Jedná se o ventilovanou komoru s centrální elektrodou z hliníku se stěnou tvořenou 0,09 mm grafitu a 0,57 mm PMMA. Komora je voděodolná a při použití build-up čepičky o tloušťce 3 mm je použitelná i pro měření ve vzduchu. Úhlová závislost odezvy je v axiálním směru  $\leq 0,5 \%$  a v radiálním směru  $\leq 1 \%$  v rozsahu  $\pm 70^\circ$ . [43]

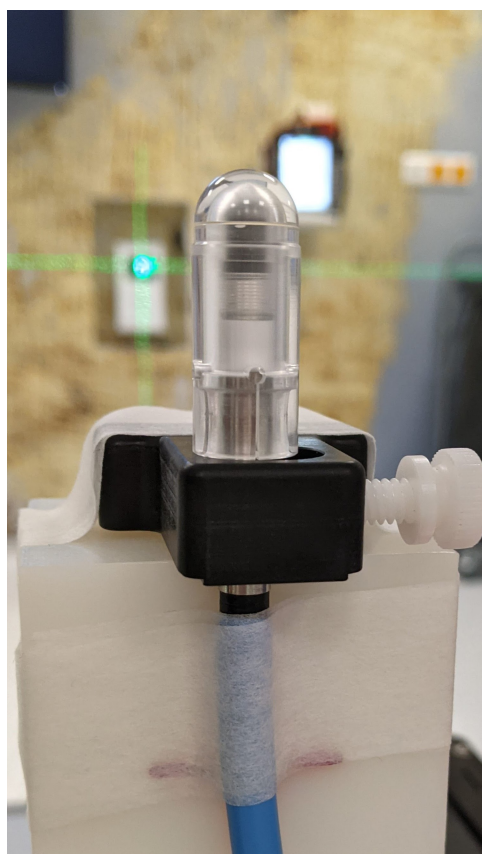
Námi použitá komora byla kalibrována v absorbované dávce ve vodě s kalibračním koeficientem  $N_{D,w} = 5,757 \cdot 10^8 \text{ Gy/C}$ , včetně používaného elektrometru PTW Unidos Romeo. V kombinaci elektrometru Romeo s PTW Farmerovou IK (30013) byla nejprve stanovena hodnota korekce na denní output urychlovače. Měřena byla odezva Farmerovy IK v hloubce 100 mm vodě-ekvivalentních desek při  $\text{SSD} = 700 \text{ mm}$ . Ve stejné geometrii byla následně použita také IK Semiflex 3D a stanoveny korekční faktory na tlak, teplotu, saturaci a polaritní efekt.

Následně byla IK Semiflex 3D upevněna do vertikálního držáku z příslušenství vodního fantomu 3D Scanner a umístěna na stereotaktický stojan tak, aby v okolí citlivého objemu nebyl žádný rozptylující materiál, uspořádání je na obrázku 3.13.

Měřena byla odezva detektoru pro kolimátor FIXED o průměru 20 mm a kombinace tří radiálních úhlů dopadu svazku na build-up čepičku ve dvou různých vzdálenostech, které byly nastaveny pomocí mechanického pointeru upevněného v hlavici. Příklad nastavení pomocí pointeru a červeného laseru je na obrázku 3.14. Referenční odezva byla odečtena z TPS.

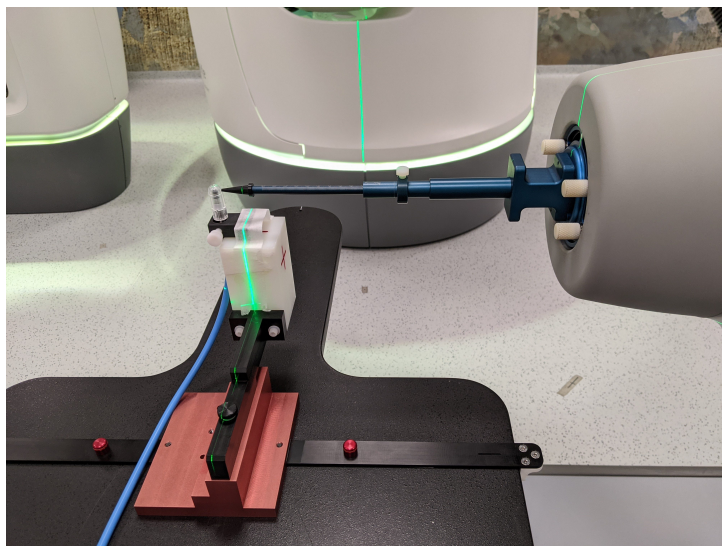


(a) Vertikální uchycení detektoru a připevnění ke stereotaktickému stojanu.



(b) Detail detektoru Semiflex 3D při vertikálním umístění v držáku z příslušenství vodního fantomu 3D Scanner.

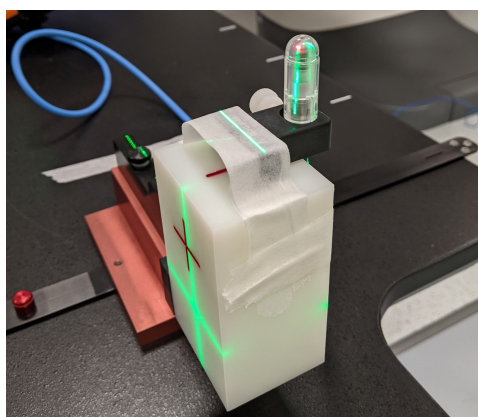
**Obrázek 3.13:** Fixace Semiflex 3D na ozařovacím stole.



(a) Nastavení vzdálenosti SSD pomocí mechanického pointeru při geometrii s radiálním úhlem  $0^\circ$ . Hlavice urychlovače zaujímá polohu  $90^\circ$ .



(b) Geometrie s radiálním úhlem  $45^\circ$ .



(c) Nastavení polohy hlavice (pro geometrii s radiálním úhlem  $45^\circ$ ) pomocí červeného laseru pro dopad svazku na citlivý objem detektoru Semiflex 3D.

**Obrázek 3.14:** Nastavení geometrie svazku pro zvolenou SSD a vzdálenost.



## Kapitola 4

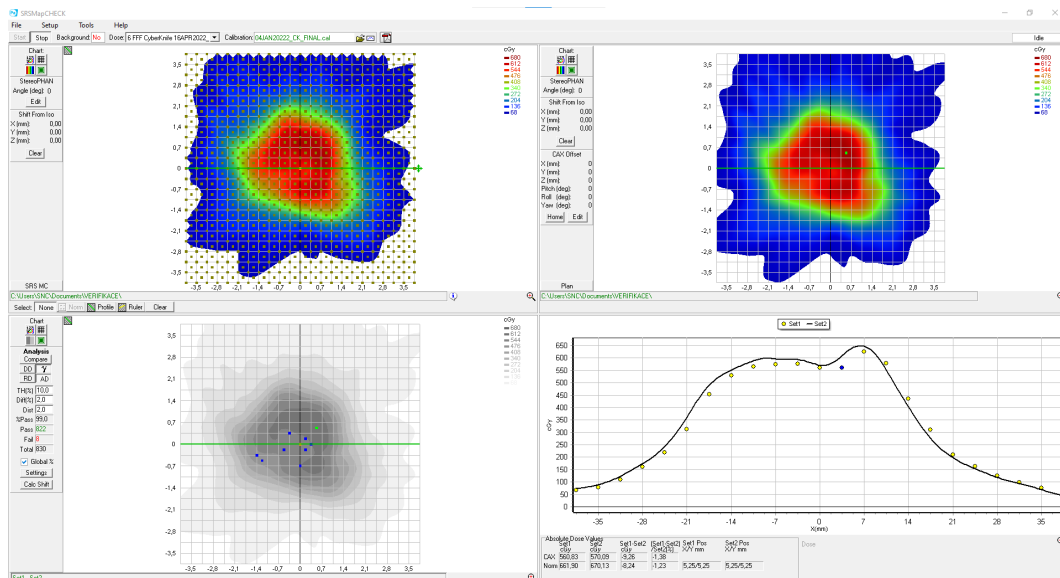
### Výsledky

#### 4.1 Provedení PSQA

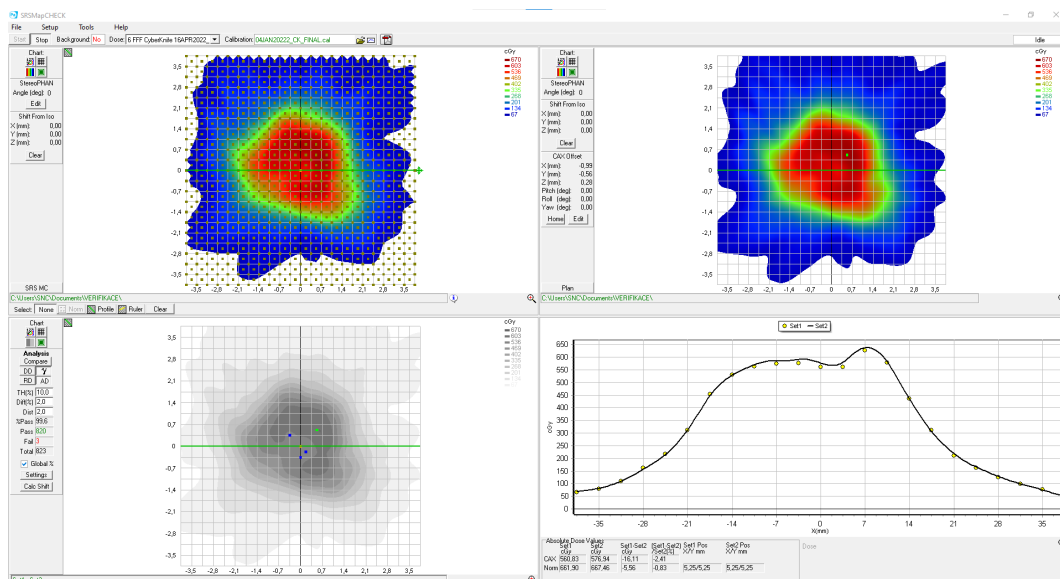
Na SMC nastaveném pro měření ve frontální (COR) rovině, tedy v úhlu  $0^\circ$  vůči StereoPhan držáku, byl ozářen verifikační plán pro oblast lebky. Využit byl set nodů z tzv. „*head-path*“. Velikost pacienta byla při doručení plánu označena jako „*Small*“, aby se předešlo hlášení kolizí při přiblížení hlavičky urychlovače k fantomu skrze „*proximity detection program*“ (PDP), který hlídá minimální vzdálenost mezi hlavicí a statickými objekty v ozařovně. Byly zvoleny aktuálně používané *array* a *dose* kalibrace na pracovišti Ústřední vojenské nemocnice v Praze (ÚVN). Po ozáření plánu byla importována referenční dávková distribuce ve formě 3D DICOM RT Dose, zadefinována plánovaná pozice SMC ve StereoPhan a poloha *alignment* centra v osách X, Y, Z. Vyhodnocení měření vůči referenční dávkové distribuci bylo provedeno volbou  $\gamma$  analýzy s parametry  $\Delta D = 2\%$  z  $D_{\max}^{\text{measured}}$ , globální,  $DTA = 2\text{ mm}$  a  $\text{threshold} = 10\%$  z  $D_{\max}^{\text{measured}}$ . První výsledek analýzy je ke zhlédnutí na obrázku 4.1(a). V levém horním okně (Set 1) je zobrazena měřená dávková distribuce, v pravém horním okně (Set 2) importovaná spočtená dávková distribuce z TPS Precision. V levém dolním okně je následně grafické zhodnocení výsledku  $\gamma$  analýzy se zvýrazněním nevyhovujících bodů modře v případě těch, pro které platí že dávka v tomto bodě je pro Set 1 menší než pro Set 2. V opačném nevyhovujícím případě by bod byl zobrazen červeně. V pravém dolním okně je zobrazen 1D profil s bodovými odezvami detektorů v dané řadě, nebo sloupci a linií naznačen spočtený profil z TPS. Která řada nebo sloupec je vybrán k zobrazení, lze měnit v okně měřené i spočtené distribuce a volba indikována pomocí zelené linie. Výsledky pro originální nastavení fantomu odpovídají 99,0 % bodů splňujících zvolená kritéria. SNC Patient však navrhl pro toto měření také aplikaci posunu o hodnotách  $X = -0,99\text{ mm}$ ,  $Y = -0,56\text{ mm}$  a  $Z = 0,28\text{ mm}$  a nulovými hodnotami pro rotace. Přesnost těchto korekcí je dle manuálu [36] pro translace  $\pm 0,1\text{ mm}$  a pro rotace  $\pm 0,5^\circ$ . Jejich aplikace vedla k posunu referenční dávkové mapy a ke snížení počtu nevyhovujících bodů kritériím analýzy a výslednému  $\gamma$  indexu 99,6 %. Aplikovaný posun a výsledek druhé analýzy je k nahlédnutí na obrázku 4.1(b), vhodnost posunu lze pozorovat i na lepší shodě 1D profilů v pravém dolním okně. Vzhledem k tolerancím z metodik pro PZ a ZDS přístroje Cyberknife

#### 4. Výsledky

[42] splňují obě měření tolerance pro frakci měřených bodů s  $\gamma$  indexem  $< 1$  pro  $> 90\%$  při parametrech analýzy  $\Delta D = 2\%$  z  $D_{\max}^{\text{measured}}$ , globální, DTA = 2 mm a  $\text{threshold} = 10\%$  z  $D_{\max}^{\text{measured}}$ .



(a) Výsledek  $\gamma$  analýzy s originálním nastavením fantomu.



(b) Výsledek  $\gamma$  analýzy s aplikací spočteného posunu v SW SNC Patient, vedoucí k vyšší frakci bodů vyhovujících parametrům analýzy.

**Obrázek 4.1:** Výsledky provedené  $\gamma$  analýzy PSQA plánu měřeného SMC.



## 4.2 Výběr z komplexní machine QA na základě měření single-beam

### 4.2.1 Gravitační efekt svazku a profily

Výsledky testu gravitačního efektu na svazek měřené pro FIXED kolimátor o průměru 60 mm, obsahují vyhodnocení procentuálního rozdílu CAX dávky v gravitačně ovlivněných geometriích L–R a R–L vůči základní A–P geometrii v tabulce na obrázku 4.2. Při maximální odchylce 0,1 % měřené dávky na CAX vůči referenční dávce z TPS a odchylce 0,1 % měřené dávky na CAX při gravitačně exponovaných geometriích vůči neutrální geometrii A–P, byly splněny tolerance 1% rozdílu dané v metodikách [42] pro tyto parametry.

Tabulka na obrázku 4.4(a) následně shrnuje základní parametry profilu svazku jako je symetrie, homogenita a polostín, zvláště pro profil v ose X, který je více ovlivněn gravitací a pro osu Y. V tabulce na obrázku 4.4(b) jsou pak shrnuty doplňkové parametry pro profil FFF svazku jako jsou asymetrie hran pole, průsečík směrnic a sklon směrnic profilu z každé strany. Výsledky jsou taktéž uvedeny zvláště pro osu X a Y. Profil s výsledky analýzy je také pro ilustraci uveden na obrázku 4.3. Hodnoty pro rozdíl v symetrii a homogenitě svazku pro gravitačně exponované geometrie vůči neutrální geometrii nepřesáhly toleranci 1% odchylky, uvedené v metodikách [42]. Splněny byly také tolerance pro polostín, asymetrii hran pole a průsečík směrnic, jejichž odchylky nesmí přesáhnout 1 mm i tolerance pro rozdíl sklonu FFF profilu svazku pro gravitačně exponované geometrie a neutrální geometrii, který musí být nižší než 1%/mm.

#### Základní parametry svazku pro referenční kolimátor c60mm

##### Dávka na centrální ose svazku

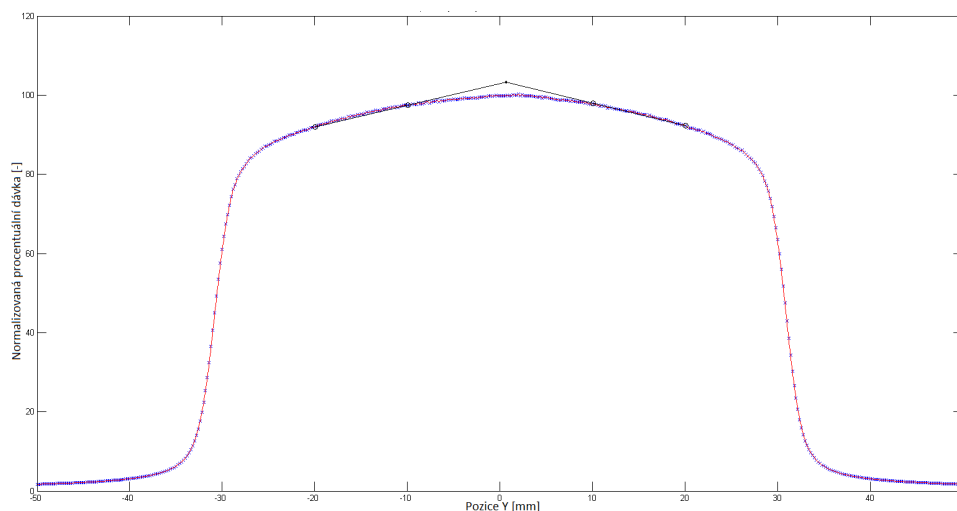
Směr svazku	Měřená D <sub>cax</sub> [Gy]	Referenční D <sub>cax</sub> TPS [Gy]	%odchylka
A-P (rot 0°)	1,978	1,976	0,1
R-L (rot 90°)	1,978		0,1
L-R (rot 270°)	1,977		0,1
max odchylka	0,1	tolerance:	< 1 %

**Obrázek 4.2:** Procentuální rozdíl CAX dávky v gravitačně ovlivněných geometriích L–R a R–L, vůči základní A–P geometrii.

### 4.2.2 Gravitační efekt kolimátoru

Získané hodnoty koncentricity FIXED kolimátorů všech velikostí v osách X a Y jsou shrnuty v přehledu 4.5. Všechny hodnoty splňují toleranci odchylky těžiště pole od polohy CAX detektoru do 0,5 mm.





**Obrázek 4.3:** Dávkový profil kolimátoru FIXED s průměrem 60 mm měřený detektorem SMC v hloubce 50 mm. Z celkového počtu 501 binů spadá do posledního binu 22 bodů. FWHM nabývá hodnoty 61,2 mm, polostín vlevo odpovídá  $PU_{\text{levý}} = 4$  mm a vpravo  $PU_{\text{pravý}} = 3,9$  mm. Pozice hran pole odpovídají  $Y_{\text{levý}} = -30,65$  mm,  $Y_{\text{pravý}} = 30,65$  mm, asymetrie z hran pole = 0,05 mm. Vzdálenost průsečíku směrnic od středu hran pole = 0,61 mm. Symetrie = 100,8 %, homogenita = 113,12 %.

Pro MLC kolimátor byly z měřených polí vyseparovány parametry k posouzení gravitační závislosti odezvy. Prvním parametrem byl rozsah velikosti pole pro individuální pár lamel mezi směry svazku A–P, L–R a R–L, hodnoty jsou uvedeny v tabulce na obrázku 4.6(a). Druhým parametrem k posouzení gravitačního vlivu byla absolutní maximální odchylka středu pole od průměrné hodnoty středů, také vyhodnocena pro jednotlivé páry protilehlých lamel MLC mezi směry svazku A–P, L–R a R–L. Výsledky jsou shrnuty v tabulce na obrázku 4.6(b). Pro oba tyto parametry platí tolerance maximální zjištěné odchylky do 0,5 mm, které vyhovují všechny páry lamel.

Zbývající extrahované parametry popisují reprodukovatelnost nastavení kolimátoru při vlivu gravitace. Konkrétně se jedná o rozsah velikosti pole pro třikrát opakované nastavení s vloženou inicializací MLC, výsledky jsou shrnuty pro jednotlivé páry lamel a geometrie L–R a R–L v tabulce na obrázcích 4.7(a) a 4.7(b). Druhým parametrem popisujícím reprodukovatelnost nastavení je rozsah polohy středu pole mezi třemi opakováními testu pro individuální páry lamel MLC v geometrii L–R a R–L. Výsledky tohoto testu jsou shrnuty v tabulkách na obrázcích 4.7(c) a 4.7(d). Pro parametry popisující reprodukovatelnost nastavení jsou tolerance přísnější a maximální zjištěná hodnota nesmí přesáhnout 0,2 mm. Žádný z párů lamel tuto toleranci nepřesáhl.

**Parametry profilu: symetrie (SYM), homogenita (HOM), polostín (PU)**

Směr svazku	Profil				
	X/Y	SYM [%]	HOM [%]	PU-L [mm]	PU-R [mm]
A-P (rot 0°)	X *)	100,61	112,62	4,13	4,00
R-L (rot 90°)	X *)	100,79	112,62	4,25	4,25
L-R (rot 270°)	X *)	100,65	112,76	4,13	4,25
*) gravitačně více exponovaný	max. odchylka:	0,2	0,1	0,12	0,25
	tolerance:	< 1	< 1	0,5	0,5

Směr svazku	Profil				
	X/Y	SYM [%]	HOM [%]	PU-L [mm]	PU-R [mm]
A-P (rot 0°)	Y	101,35	113,55	3,88	4,38
R-L (rot 90°)	Y	101,54	113,82	3,88	4,38
L-R (rot 270°)	Y	101,46	113,78	4,00	4,38
	max. odchylka:	0,2	0,2	0,12	0
	tolerance:	< 1	< 1	0,5	0,5

(a) Parametry profilu FFF svazku.

**Parametry profilu: asymetrie hran pole, průsečík směrnic profilu, směrnice profilu**

Směr svazku	Profil X/Y	Asymetrie	Průsečík	Směrnice profilu	
		hran pole [mm]	směrnic [mm]	levá [%/mm]	pravá [%/mm]
A-P (rot 0°)	X *)	0,25	0,13	0,533	-0,533
R-L (rot 90°)	X *)	0,13	0,15	0,538	-0,528
L-R (rot 270°)	X *)	0	0,14	0,529	-0,536
*) gravitačně více exponovaný	max. odchylka:	0,25	0,15	0,009	0,008
	tolerance:	< 0,5	< 0,5	< 0,01	< 0,01

Směr svazku	Profil X/Y	Asymetrie	Průsečík	Směrnice profilu	
		hran pole [mm]	směrnic [mm]	levá [%/mm]	pravá [%/mm]
A-P (rot 0°)	Y	-0,13	-1,06	0,549	-0,516
R-L (rot 90°)	Y	-0,13	-1,21	0,546	-0,515
L-R (rot 270°)	Y	-0,13	-1,29	0,554	-0,514
	max. odchylka:	0	0,23	0,008	0,002
	tolerance:	< 0,5	< 0,5	< 0,01	< 0,01

(b) Parametry profilu FFF svazku.

**Obrázek 4.4:** Výsledky testu gravitačního efektu na svazek pro FIXED kolimátor.

## Poloha CAX v souřadném systému detektoru - koncentricita kolimátorů [mm]

Apertura	A-P (rot 0°)											
Ø [mm]	5	7,5	10	12,5	15	20	25	30	35	40	50	60
ΔCAX-X	0,00	0,00	0,14	0,00	0,50	0,17	0,24	0,28	0,21	0,08	0,13	0,21
ΔCAX-Y	0,00	0,00	-0,14	0,00	-0,37	0,00	-0,08	-0,11	-0,21	-0,08	-0,13	-0,12

tolerance: &lt; 0,5 mm

Apertura	R-L (rot 90°)											
Ø [mm]	5	7,5	10	12,5	15	20	25	30	35	40	50	60
ΔCAX-X	0,00	0,12	0,14	0,00	0,50	0,20	0,14	0,08	0,16	0,04	0,06	0,12
ΔCAX-Y	0,00	-0,20	-0,14	0,00	-0,37	-0,20	-0,19	-0,08	-0,22	-0,11	-0,11	-0,20

tolerance: &lt; 0,5 mm

Apertura	L-R (rot 270°)											
Ø [mm]	5	7,5	10	12,5	15	20	25	30	35	40	50	60
ΔCAX-X	0,00	0,00	-0,14	0,00	-0,21	0,00	-0,06	0,00	-0,05	-0,04	-0,04	-0,09
ΔCAX-Y	0,00	0,00	-0,14	0,00	-0,37	0,00	-0,17	0,00	-0,22	-0,11	-0,08	-0,22

tolerance: &lt; 0,5 mm

**Obrázek 4.5:** Shrnutí výsledků gravitačního testu pro FIXED kolimátor. V tabulce jsou pro referenční geometrii A-P a gravitačně exponované geometrie L-R a R-L uvedeny odchylky těžiště jednotlivých velikostí polí od CAX detektoru SMC.

**Rozsah velikosti pole pro individuální pár lamel mezi směry svazku A-P, L-R a R-L [mm]**

Pár lamel	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13
X1xx-X2xx:	0,10	0,05	0,05	0,05	0,05	0,00	0,05	0,05	0,05	0,05	0,00	0,00	0,05

Pár lamel	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
X1xx-X2xx:	0,15	0,05	0,10	0,15	0,05	0,15	0,02	0,05	0,05	0,15	0,05	0,20	0,30

MAXIMUM: **0,30** mm  
 tolerance: <0,5 mm

(a) Hodnoty rozsahu velikosti pole pro individuální páry lamel MLC.

**Absolutní maximální odchylka středu pole od průměrné polohy středů v měření pro individuální pár lamel mezi směry svazku A-P, L-R a R-L [mm]**

Pár lamel	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13
X1xx-X2xx:	0,13	0,08	0,08	0,03	0,05	0,03	0,03	0,03	0,05	0,07	0,07	0,07	0,08

Pár lamel	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
X1xx-X2xx:	0,06	0,06	0,03	0,04	0,04	0,03	0,04	0,04	0,06	0,04	0,04	0,07	0,06

MAXIMUM: **0,13** mm  
 tolerance: <0,5 mm

(b) Hodnoty maximálních odchylek středu pole od průměrné hodnoty pro všechny páry lamel.

**Obrázek 4.6:** Výsledky testu gravitačního efektu pro MLC kolimátor vyhodnocený pro jednotlivé páry lamel MLC mezi referenčním směrem A-P a gravitačně exponovanými směry L-R a R-L.

#### 4. Výsledky

##### Rozsah velikosti pole pro individuální pár lamel mezi 3 testy pro směr svazku L-R [mm]

Pár lamel	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13
X1xx-X2xx:	0,00	0,05	0,05	0,15	0,05	0,00	0,05	0,00	0,00	0,05	0,05	0,05	0,00

Pár lamel	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
X1xx-X2xx:	0,05	0,00	0,00	0,00	0,05	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,05	0,05

MAXIMUM:  mm

tolerance: < 0,2 mm

(a) Hodnoty rozsahu velikosti pole pro třikrát opakované nastavení vyhodnocené pro geometrii L-R.

##### Rozsah velikosti pole pro individuální pár lamel mezi 3 testy pro směr svazku R-L [mm]

Pár lamel	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13
X1xx-X2xx:	0,05	0,05	0,05	0,00	0,00	0,05	0,00	0,00	0,00	0,05	0,05	0,05	0,00

Pár lamel	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
X1xx-X2xx:	0,00	0,05	0,00	0,05	0,00	0,00	0,05	0,00	0,05	0,00	0,05	0,00	0,10

MAXIMUM:  mm

tolerance: < 0,2 mm

(b) Hodnoty rozsahu velikosti pole pro třikrát opakované nastavení vyhodnocené pro geometrii R-L.

##### Rozsah polohy středu pole pro individuální pár lamel mezi 3 testy pro směr svazku L-R [mm]

Pár lamel	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13
X1xx-X2xx:	0,05	0,05	0,00	0,00	0,05	0,00	0,05	0,05	0,00	0,05	0,00	0,05	0,05

Pár lamel	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
X1xx-X2xx:	0,05	0,00	0,00	0,00	0,05	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,05	0,05

MAXIMUM:  mm

tolerance: < 0,2 mm

(c) Hodnoty polohy středu pole pro třikrát opakované nastavení vyhodnocené pro geometrii L-R.

##### Rozsah polohy středu pole pro individuální pár lamel mezi 3 testy pro směr svazku R-L [mm]

Pár lamel	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13
X1xx-X2xx:	0,00	0,00	0,05	0,00	0,00	0,05	0,00	0,00	0,05	0,00	0,05	0,00	0,00

Pár lamel	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
X1xx-X2xx:	0,10	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,01	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05

MAXIMUM:  mm

tolerance: < 0,2 mm

(d) Hodnoty polohy středu pole pro třikrát opakované nastavení vyhodnocené pro geometrii R-L.

**Obrázek 4.7:** Výsledky testu reprodukovatelnosti pro MLC kolimátor vyhodnocené pro jednotlivé páry lamel MLC a gravitačně exponované směry L-R a R-L.

### 4.2.3 Výpočet TPS v heterogenitách

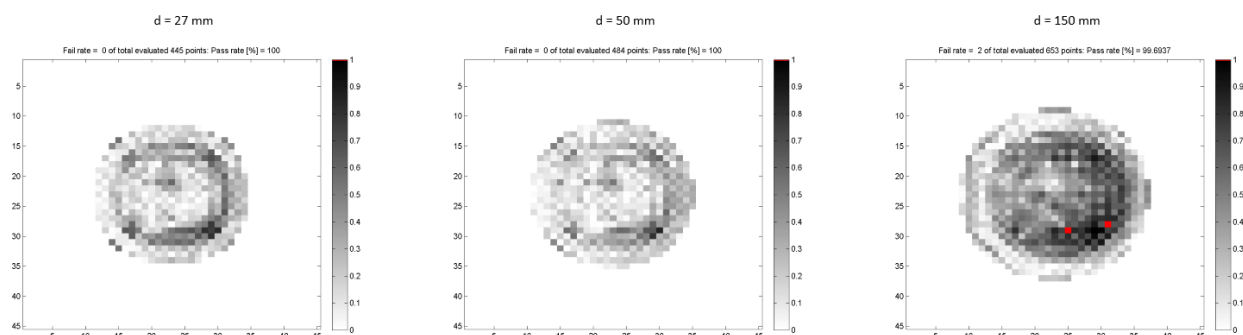
Vyhodnocení procentuálních rozdílů měřených a spočtených hodnot ICF pro FIXED kolimátor o průměru 25 mm a pro MLC kolimátor s velikostí pole  $30,8 \times 30,8 \text{ mm}^2$  a pro výpočty pomocí algoritmů RT, MC a FSPB jsou uvedeny v přehledu 4.8. Pro FIXED kolimátor výsledky poukazují na vyšší shodu při výpočtu algoritmem MC v tkáni plic než při výpočtu RT, v kosti ekvivalentní tkáni byla přesnost výpočtu pro oba algoritmy srovnatelná. Naopak pro kolimátor MLC byly výsledky výpočtu MC méně přesné, než jaké výsledky poskytoval algoritmus FSPB pro všechny typy tkání. Výpočet byl proveden v nejjednodušší možné geometrii úzkého svazku, ve které se neuplatní vhodnost MC algoritmu při škálování laterálního rozptylu svazku a obecně platí, že jednodušší algoritmy (RT, FSPB) v této geometrii poskytují přesnější hodnoty než složitější algoritmy (MC). Přesto všechny zjištěné hodnoty vyhovovaly 3% toleranci pro rozdíl mezi měřeným a spočteným ICF dle metodiky [42].

( $ICF_{meas} - ICF_{tps}$ )/ $ICF_{tps} \times 100$ [%]				
materiál, hustota [g/cm <sup>3</sup> ]	FIXED kolimátor ∅ = 25 mm		MLC Incise2 X x Y = 30,8 x 30,8 mm <sup>2</sup>	
	RT	MC	FSPB	MC
Lung ekv. 0,30	-1,6	-0,8	-1,4	-2,4
Lung ekv. 0,45	-0,6	0,3	-0,2	-0,7
Voda ekv. 1,00	0	0	0	0
Bone ekv. 1,33	-1,1	-1,1	-1,5	-2,7
Bone ekv. 1,56	-0,6	-0,6	-1,0	-1,3
tolerance:	< 3 %	< 3 %	< 3 %	< 3 %

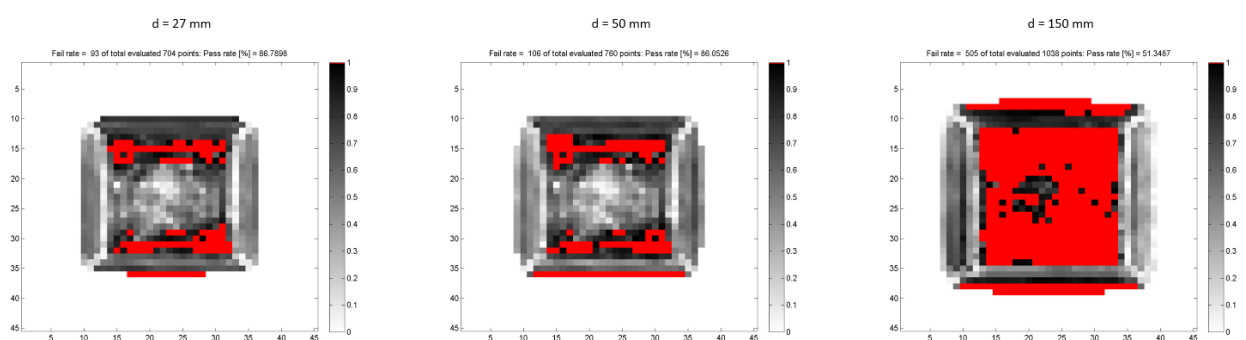
**Obrázek 4.8:** Shrnutí výsledných procentuálních rozdílů měřeného a vypočteného ICF pro *single-beam* výpočet TPS v nehomogenním fantomu. Hodnoty jsou uvedeny pro FIXED kolimátor o průměru 25 mm při výpočtu algoritmy RT a MC a pro MLC kolimátor při nastavení pole  $30,8 \times 30,8 \text{ mm}^2$  a výpočtu dávky pomocí algoritmů FSPB a MC.

#### ■ 4.2.4 2D ověření výpočtu dávky TPS

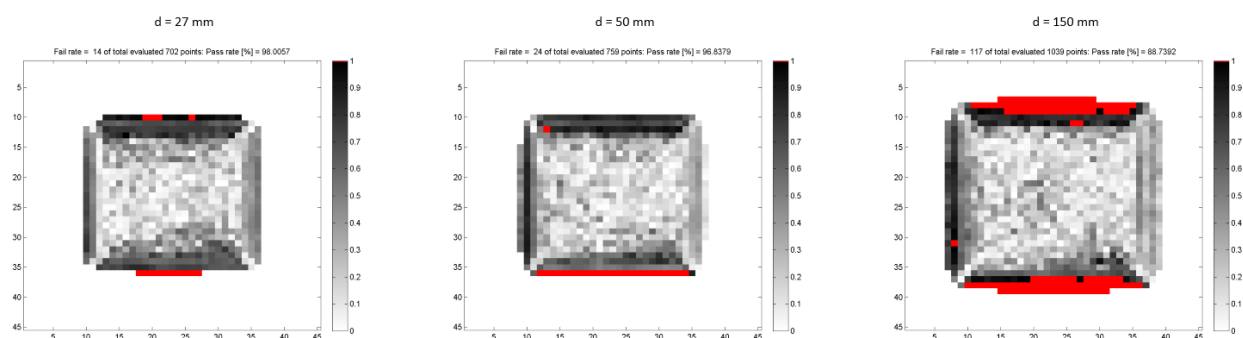
Zarovnání měřené a v TPS vypočtené 2D kruhové distribuce dávky pro FIXED kolimátory bylo provedeno na základě detekce těžiště signálu. Vlastní implementovaný algoritmus pro  $\gamma$  analýzu v programu MATLAB pracuje s obecně rozdílnými rozlišeními dávkové distribuce, pro SMC měření odpovídá vzdálenosti diod 1,75 mm a pro referenční distribuci buď 0,2 mm, nebo 1 mm dle velikosti kolimátoru. Výpočetní algoritmus provádí interpolaci mezi body se změnou znaménka dávkového rozdílu a eliminuje tak falešně nevyhovující výsledky analýzy. Zvolené parametry  $\gamma$  analýzy byly  $\Delta D = 2\%$  z  $D_{\max}^{\text{TPS}}$  globální, DTA = 1 mm. Při měření 2D dávkových distribucí pomocí SMC nebyly aplikovány opravné faktory na velikost pole. Na obrázcích 4.9 jsou shrnuty výsledné snímky z  $\gamma$  analýzy pro FIXED kolimátor o průměru 40 mm s výpočtem TPS algoritmem RT a pro MLC s velikostí pole  $46,2 \times 46,2 \text{ mm}^2$  a výpočtem TPS algoritmy FSPB a MC. Pro všechny tři případy je prezentováno shodné SSD = 700 mm. Dále je uvedena ukázka souhrnných výsledků pro všechna SSD a hloubky u FIXED kolimátorů všech velikostí při výpočtu algoritmem RT 4.10. Tolerance byla při daných parametrech  $\gamma$  analýzy stanovena dle metodiky [42] na minimální frakci 90 % bodů s  $\gamma$  indexem  $< 1$ .



(a) Výsledky  $\gamma$  analýzy pro FIXED kolimátor a výpočet dávky algoritmem RT.



(b) Výsledky  $\gamma$  analýzy pro MLC kolimátor a výpočet dávky algoritmem FSPB.



(c) Výsledky  $\gamma$  analýzy pro MLC kolimátor a výpočet dávky algoritmem MC.

**Obrázek 4.9:** Výsledky  $\gamma$  analýzy s parametry  $\Delta D = 2\%$  z  $D_{\max}^{\text{TPS}}$  globální a  $DTA = 1\text{ mm}$  při  $threshold = 10\%$  z  $D_{\max}^{\text{TPS}}$  pro  $SSD = 700\text{ mm}$ . Požadována byla frakce alespoň  $90\%$  bodů s  $\gamma < 1$ . Vybrány jsou obdobné velikosti polí FIXED  $40\text{ mm}$  a MLC  $46,2 \times 46,2\text{ mm}^2$  s referenční dávkou spočtenou třemi různými algoritmy - RT, FSPB a MC.



#### 4. Výsledky

apertura $\phi$ [mm]	SSD = 600 [mm]			SSD = 700 [mm]			SSD = 900 [mm]		
	hloubka [mm]			hloubka [mm]			hloubka [mm]		
	27	50	150	27	50	150	27	50	150
	frakce bodů s $\gamma < 1$ [%]			frakce bodů s $\gamma < 1$ [%]			frakce bodů s $\gamma < 1$ [%]		
5	100,0	100,0	47,6	52,9	85,7	95,7	100,0	100,0	100,0
7,5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	97,8	100,0	97,9	95,5
10	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	98,4	100,0	100,0	97,9
12,5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	98,9	100,0	100,0	98,6
15	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	99,1	100,0	100,0	99,5
20	100,0	100,0	100,0	98,5	99,3	99,0	100,0	100,0	100,0
25	99,3	100,0	100,0	100,0	99,5	99,6	100,0	100,0	99,8
30	99,5	99,5	100,0	99,6	99,0	100,0	100,0	99,8	100,0
35	97,7	96,9	100,0	99,4	98,4	100,0	99,6	100,0	100,0
40	97,9	97,5	100,0	98,2	97,3	100,0	99,9	100,0	100,0
50	88,3	91,4	99,7	94,7	96,9	99,9	97,8	97,2	98,2
60	81,1	92,1	99,8	90,9	89,0	99,7	95,5	92,6	98,0

tolerance: > 90 %

**Obrázek 4.10:** Shrnutí výsledků  $\gamma$  analýzy při srovnání měřené odezvy a výpočtu TPS algoritmem RT v homogenním fantomu s FIXED kolimátorem v různých kombinacích hloubek vodě-ekvivalentního fantomu a SSD. Parametry  $\gamma$  analýzy byly zvoleny jako  $\Delta D = 2\%$  z  $D_{\max}^{\text{TPS}}$  globální a  $DTA = 1$  mm při  $threshold = 10\%$  z  $D_{\max}^{\text{TPS}}$ .

### 4.2.5 Bodové ověření výpočtu dávky TPS

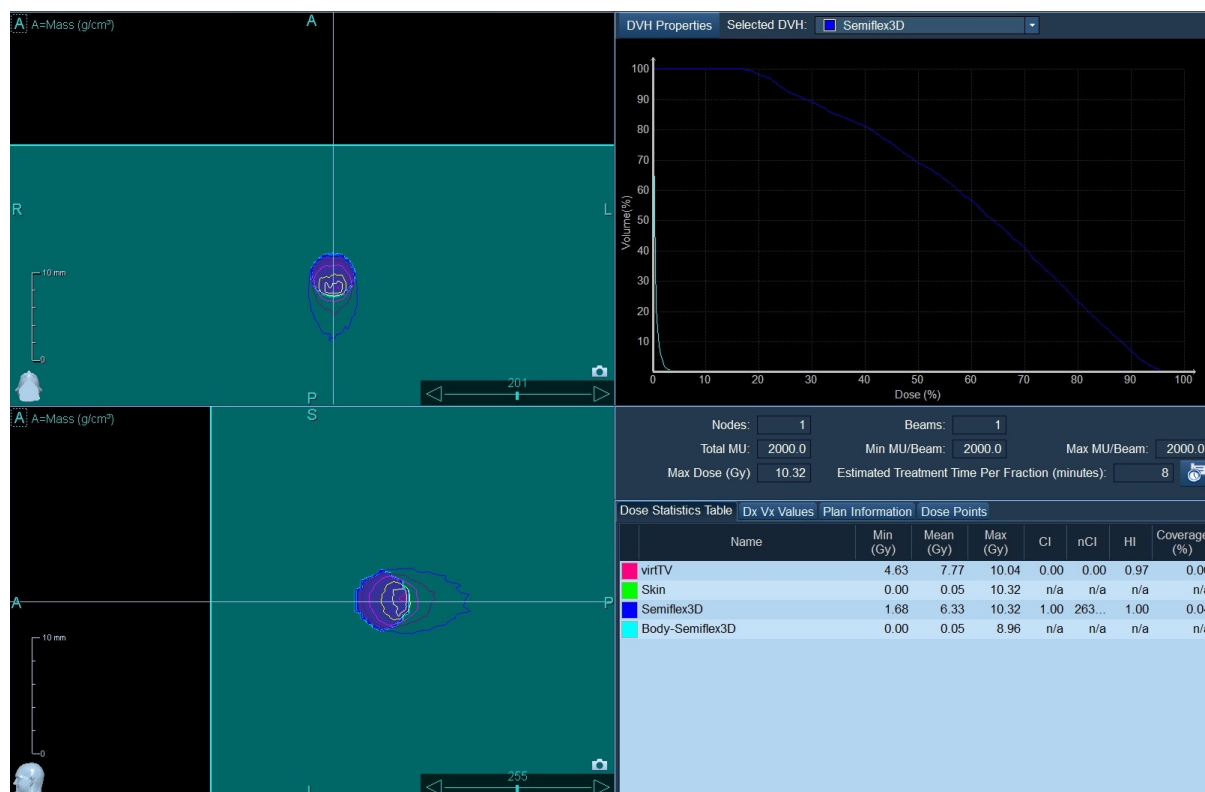
Shoda bodové dávky měřené ve vodním fantomu s dávkou spočtenou TPS byla posouzena pomocí vztahu

$$\Delta D = \frac{D_{meas} - D_{TPS}}{D_{TPS}} \times 100 \quad [\%], \quad (4.1)$$

kde  $D_{meas}$  je měřená dávka ve vodním fantomu a  $D_{TPS}$  odečtená dávka v odpovídajícím bodu v TPS. Pro komplikace spojené s nejistotou odečtu bodové odezvy v TPS byl použit skript v programu MATLAB umožňující extrahování referenční odezvy z 3D dávkové distribuce. Aby byla zohledněna geometrická nepřesnost odečtu a nastavení detektoru, byly posuzovány také sousední voxely výchozího voxelu. Zejména pro výpočetní algoritmus MC i přes nejvyšší zvolenou přesnost výpočtu (1%) dochází ke značným rozptylům hodnot sousedních voxelů. Pro pole  $115,0 \times 100,1 \text{ mm}^2$  se jednalo o voxely vzdálené 1 mm a pro menší pole od velikosti  $7,6 \times 7,7 \text{ mm}^2$  po velikost  $46,2 \times 46,2 \text{ mm}^2$  se jednalo o voxely vzdálené 0,2 mm. V případě nalezení dávkového rozdílu v daném voxelovém okolí s opačnými znaménky, než jaké znaménko bylo nabýváno v původní poloze, byl daný bod hodnocen jako splňující kritéria dávkového rozdílu. Jedná se o analogii přístupu DTA a potvrzuje, že v jednovoxelovém okolí původního bodu je někde nabýván nulový dávkový rozdíl. Měřená odezva byla korigována odpovídajícími hodnotami OF pro detektor DiodeE, dle tabulky 2 v [44]. Výsledné hodnoty jsou pro všechna SSD i hloubky a pro oba algoritmy FSPB i MC shrnuty v tabulkách v příloze 7.

## 4.3 Alternativa PSQA s použitím 1D detektoru k měření ve vzduchu

Odezva detektoru pro kombinace tří radiálních úhlů dopadu svazku na build-up čepičku ve dvou různých vzdálenostech byla korigována pomocí korekčních koeficientů na tlak, teplotu  $k_{T,p}$ , saturační  $k_{sat}$  a polaritní efekt  $k_{pol}$  dle postupů z doporučení IAEA TRS 398. Jejich hodnoty odpovídaly  $k_{T,p} = 1,051$ ,  $k_{sat} = 1,005$  a  $k_{pol} = 0,997$  a korigovaná odezva byla následně vynásobena kalibračním koeficientem dávky ve vodě  $N_{D,w} = 5,757 \cdot 10^8 \text{ Gy/C}$ . Pro komoru Semiflex 3D není stanovena hodnota opravného faktoru pro měření ve svazku Cyberknife  $k_{Q_{msr}}^{f_{msr}, f_{ref}}$  a z tohoto důvodu byla oprava při stanovení odezvy v referenčních podmínkách vynechána. Referenční dávka byla v TPS odečtena pomocí virtuálního fantomu s rozměry  $200 \times 80 \times 80 \text{ mm}^3$  pro sférický objem odpovídající rozměrům komory umístěný do referenční hloubky 15 mm. Příklad výpočtu dávky algoritmem MC při přepisu materiálu okolí sférického objemu na vzduch je uveden na obrázku. Získané hodnoty měřených nominálních i korigovaných odezev a odpovídající hodnoty dávky pro jednotlivé geometrie jsou uvedeny v tabulce 4.1, včetně referenčních dávek spočtených algoritmy RT a MC.



**Obrázek 4.11:** Výpočet dávky TPS pro sférický objem odpovídající rozměrům komory Semiflex 3D v hloubce 15 mm s přepisem materiálu okolí na vzduch. Vypočtená dávka vykazuje značnou nehomogenitu.

radiální úhel [°]	SSD [mm]	odezva [nC]	korigovaná odezva [nC]	měřená dávka [Gy]	$D_{TPS}$ RT [Gy]	$D_{TPS}$ MC [Gy]
90	741	2,868	3,020	1,739	1,460	0,908
90	891	1,994	2,100	1,209	1,016	0,633
0	741	2,890	3,043	1,752	1,460	0,908
0	891	2,008	2,115	1,217	1,016	0,633
45	741	2,868	3,020	1,739	1,460	0,908

**Tabulka 4.1:** Měřené odezvy detektorem Semiflex 3D přepočtené na dávku a referenční dávky spočtené algoritmy RT a MC v TPS Precision pro jednotlivé geometrie kombinující různé radiální úhly a vzdálenosti SSD.

## Kapitola 5

### Diskuze

Práce vytvořila přehled metod dozimetrické verifikace klinických plánů s výběrem možností pro standardní lineární urychlovače s C-ramenem, tomoterapii a Cyberknife. Oproti široké škále možností pro standardní lineární urychlovače jsou pro Cyberknife možnosti ochuzeny o využití portálové dozimetrie ať už samotné, nebo v kombinaci s použitím *log files* pro zpětnou rekonstrukci dávkové distribuce dodané pacientovi v dané frakci ozařování. Reálnou možností tak zůstávají dva aktuálně využívané přístupy.

První možností je měření PSQA plánů na fantomu s využitím detektoru o nejvyšším dostupném rozlišení, citlivého i ve vysokých dávkových gradientech s možností rychlého nastavení před měřením a efektivním vyhodnocením měřené distribuce. Tento postup ověřuje funkčnost obousměrného přenosu dat mezi TPS, R&V systémem a urychlovačem, správnou funkci *leaf-sequencingu* lamel MLC a přesnost výpočtu dávkové distribuce. Přepočtem na homogenní fantom však ztrácí výpovědní hodnotu o chování svazku a přesnosti výpočtu v heterogenním prostředí. Zavedení do praxe je snadné a nevyžaduje zdoluhavý *commissioning*, samotné provedení měření PSQA plánu je však časově velmi náročné. Ozáření patientského plánu na Cyberknife standardně trvá mezi 20 a 60 minutami dle zvoleného počtu nodů a příslušných svazků. Do jisté míry dochází při doručení PSQA plánu ke kontrole bezkolizního průběhu bez spuštění interlocků. Nicméně při nevhodném umístění pacienta, které by vyžadovalo extenzivní pohyb ozařovacím stolem, může během ozařování plánu dojít ke spuštění PDP a nutnosti pacienta opětovně nastavit do vhodnější polohy a dokončit frakci pomocí tzv. „*make-up plan*“. Pravidelným prováděním PSQA s fantomem je nepřímo kontrolována i stabilita parametrů urychlovače. Měření je však standardně prováděno po ukončení klinického provozu (alespoň jeden pracovní den předem). V den ozáření pacienta jsou parametry urychlovače kontrolovány jen denním AQA testem a kontrolou denního *output* pomocí IK umístěné v *birdcage*.

Druhou možností je nezávislý výpočet dávkové distribuce. Pro dostatečnou výtěžnost je vhodné využít algoritmus výpočtu dávky alespoň o stejné (lépe však o vyšší) přesnosti výpočtu a se vstupními daty nezávislými na těch, které využívá primární TPS. Implementace tohoto postupu je složitější, vyžaduje podrobný *commissioning* a rozvalu nad tím, jaké tolerance zvolit k posouzení shody výpočtu TPS a nezávislého SW pro výpočet dávkové distribuce. Jak

bylo v textu uvedeno, složitost plánů se bude lišit i v závislosti na anatomické oblasti a posouzení komplexity plánů je vhodné provádět až po jejich třídění podle lokalizace cílového objemu. Na druhou stranu, plány pro Cyberknife jsou v případě FIXED a Iris kolimátorů analogem 3D-CRT plánů a pro MLC odpovídají složitostí modulace svazku situaci *step-and-shoot*. Pro takové plány nehrozí nadměrná modulace a limitace rychlostí přesunu lamel mezi jednotlivými segmenty, jako je tomu v situaci s dynamickým MLC. Jejich komplexnost je založena spíše na užití velkého množství svazků, problematice malých polí a vysokých gradientů. Nezávislý výpočet MU nezodpovídá otázku doručitelnosti plánu a nesupluje *machine QA* v časovém období mezi jednotlivými měsíčními a týdenními QA testy. Kompletní absence PSQA měření proto musí být nahrazena *machine QA* s adekvátní frekvencí. Testy se musí věnovat všem aspektům ozařovacího systému od dozimetrických parametrů svazku, přes mechanickou stabilitu systému až po správnou funkčnost systému TLS, zahrnující souhru pořízení RTG obrazu, jeho vyhodnocení vůči DRR snímkům, správné určení posunů pomocí algoritmů a jejich přesnou aplikaci pohybem stolu a polohováním robotického ramene s urychlovačem.

Pro pracoviště, která se rozhodnou pokračovat v PSQA měření i po zkušebním intervalu od spuštění klinického provozu, je doporučitelné použití detektoru SMC ve spojení s fantomem StereoPhan. Kombinace detektoru s fantomem je cíleně navržena pro provedení PSQA a při pečlivém pořízení vstupních kalibrací a jejich pravidelnou aktualizací je dosaženo stabilní a efektivní metody pro kontrolu správnosti a přesnosti doručení verifikačních plánů. SNC Patient SW je uživatelsky přívětivým prostředím, které do jisté míry umí kompenzovat i nepřesnosti, vznikající při nastavení fantomu před spuštěním ozáření. Oproti alternativám využívajícím kombinaci fantomu s filmem nebo fantomu a IK, představuje SMC ve StereoPhan vybavení s vysokým prostorovým rozlišením, dobře řešenou úhlovou korekcí dopadu svazku a schopností měřit i nekoplanární multicentrické plány.

Vzhledem k nejednoznačné potřebě (resp. nutnosti) provádět PSQA pro Cyberknife měření a velmi dlouhým ozařovacím časům jednotlivých plánů je možný alternativní přístup (preferovaný v současnosti mnohými pracovišti) otázky dozimetrické a geometrické přesnosti doručení plánu pokrýt periodickou přístrojovou QA. V tomto směru byly představeny vybrané testy, kde lze efektivně uplatnit detektor SMC pro měření v *single-beam* geometrii. Implementace SMC pro měření komplexní *machine QA* v *single-beam* geometrii se od použití pro měření PSQA plánů se SMC liší absencí fantomu StereoPhan. SMC je v tomto případě použit pouze v kombinaci s vodě-ekvivalentními deskami pro zajištění potřebné hloubky materiálu a zpětného rozptylu. Metoda se také zásadně liší tím, že vyžaduje vypnutí *angular* a *field size* korekcí v SW SNC Patient a vlastní dávkovou kalibraci.

Všeobecně se použití SMC v geometrii *single-beam* jeví jako efektivní metoda s vysokou výtěžností zejména pro vyhodnocení gravitačního vlivu na parametry svazku a kolimátory. Test v rámci tří nastavení hlavice urychlovače a trojí centrování na osu svazku pomocí nejmenšího kolimátoru poskytuje velké množství dat. Ta vypovídají o procentuálním rozdílu CAX dávky

v gravitačně ovlivněných geometriích L–R a R–L vůči odezvě v gravitačně neovlivněné odezvě v geometrii A–P. Pro FIXED kolimátor dále gravitační test vypovídá o koncentricitě všech velikostí polí a pro referenční kolimátor o průměru 60 mm poskytuje hodnotitelná data pro stabilitu parametrů svazku, kterými jsou symetrie, homogenita, polostín, asymetrie hran pole, průsečík a sklon směrnic profilu. Nepřímo je tak pomocí průsečíku směrnic možné hodnotit i míru asymetrie dopadajícího svazku na terčík. Gravitační test s kolimátorem MLC hodnotí podrobně vlastnosti jednotlivých párů lamel. Míra gravitačního efektu je zohledněna v parametru popisujícím rozsah velikosti pole pro jednotlivé páry lamel a v absolutní maximální odchylce středu pole protilehlých párů lamel od průměrné hodnoty středů. Zároveň se test zaměřuje na reprodukovatelnost při trojnásobném nastavení zvolené velikosti pole v každé z testovaných geometrií. Vypovídá o rozsahu velikosti pole pro individuální pár lamel a o rozsahu poloh středu pole mezi třemi opakováními testu. Všechny zmíněné gravitační testy vykazují zjištění malých submilimetrových odchylek, poukazujících na vysokou stabilitu parametrů svazku a preciznost polohování lamel MLC i pro gravitačně zatíženou geometrii.

Výsledky použití SMC pro ověření 2D vypočtené dávky z TPS se pro testy s FIXED kolimátorem a pro výpočty algoritmy RT a MC zdály jako dostatečně přesné. Zejména zpřesnění metodiky nastavení detektoru SMC pomocí těžiště svazku vedlo k vyšší shodě plánované a měřené dávkové distribuce. Použitím parametrů  $\gamma$  analýzy  $\Delta D = 2\%$  z  $D_{\max}^{\text{TPS}}$  globální a DTA = 1 mm byla obdržena shoda dostatečná pro schválení *beam* modelu a přesnosti výpočtu pro algoritmus RT. Pro algoritmus MC naopak tento test vedl k dočasnému omezení klinické implementace pro FIXED kolimátory. Aktuální metodika testu se potýká s nepřesností uložení polohy pro robotické rameno v geometrii A–P, která zjevně nebyla dokonale kolmá na detektor SMC. To vedlo k nutnosti při každé změně hodnoty SSD provádět opětovnou centraci svazku na CAX diodu SMC. Zároveň metoda vyžaduje provedení korekce na denní *output* urychlovače s kolimátorem FIXED o průměru 60 mm, aby bylo možné provést hodnocení odezvy v dávce. Analogický postup měl být implementován i pro algoritmy výpočtu dávky FSPB a MC pro kolimátor MLC InCise2. Zejména pro FSPB a nejvyšší hodnoty kombinace SSD a hloubky (SSD = 900 mm, d = 150 mm) však nebylo možné i při nejpřesnější možné centraci na těžiště svazku dojít k rozumné shodě plánované a měřené dávkové distribuce. Problém s přesností nastavení se projevil v kombinaci s méně přesným modelem profilu svazku pro ladění FSPB algoritmu v TPS a volnějším kritériem pro vyhodnocení testu globálně normalizovanou  $\gamma$  analýzou k  $D_{\max}^{\text{TPS}}$ . Vzhledem k tomu, že dané měření probíhalo v rámci PZ pro Cyberknife a hrál roli i časový tlak na poskytnutí výsledků ve stanovených termínech, bylo od dalšího měření se SMC upuštěno a ověření správnosti výpočtu TPS dále probíhalo za využití detektoru DiodeE (60017), vertikálně umístěného ve vodním fantomu. Parametry pro vyhodnocení měřené odezvy zde byly podstatně přísnější, jelikož byla hodnocena 1D dávka měřená diodou s požadavkem lokální shody do 2 % od hodnoty vypočtené pro daný bod v TPS. Problematické bylo pro oba dva algoritmy výpočtu dávky stanovit polohu CAX, použila se kombi-

nace nalezení CAX určením těžiště dávky pro 2D dávku ve zvolené hloubce a určení CAX manuálně využitím symetrie virtuálního fantomu v TPS. Pro algoritmus MC zvyšovala nejistotu určení referenční dávky i statistická povaha výpočtu, která vedla k rozptylu hodnot sousedních voxelů. Z tohoto důvodu byly uváženy i hodnoty v jednovoxelovém okolí referenčního voxelu. Pokud v tomto okolí byly při vyhodnocení rozdílů dávek v protilehlých voxelech nalezeny hodnoty s opačnými znaménky, byl dávkový rozdíl vyhodnocen jako vyhovující, jelikož v jednovoxelovém okolí se někde musel vyskytnout nulový rozdíl v dávce. Tento postup je analogickým k principu DTA. Pro kolimátor MLC bylo použitím bodového ověření výpočtu TPS dosaženo vyšší shody měřené a vypočtené dávky i při použití přísnějšího kritéria lokální shody v dávce do 2% a aplikaci korekce na měření malých polí dle IAEA TRS 483.

Nově nabízené možnosti k provedení *machine QA* za použití SW SNC Patient v tuto chvíli nejsou na pracovišti ÚVN implementovány. Jejich uvedení do provozu by však mohlo být efektivní alternativou ranního AQA. Nabízený TAQA test nevyžaduje použití filmové dozimetrie, navíc při shodném nastavení lze v krátkém časovém intervalu pořídit další měření vypovídající o denním stavu urychlovače z hlediska stálosti symetrie a homogenity svazku. Tím efektivně nahrazuje výtěžnost denního provádění PSQA měření z hlediska sledování stability parametrů ozařovače. V rámci odpolední kontroly po klinickém provozu by mohl být zahrnut i MLC QA test s detektorem SMC, zvyšující frekvenci kontroly přesnosti polohování lamel MLC oproti standardně prováděnému měsíčnímu *Garden fence* testu. MLC QA navíc na rozdíl od standardního postupu nevyžaduje použití filmové dozimetrie.

Nezávisle na PSQA pomocí SMC a využití SMC pro periodické přístrojové QA a *commissioning* proběhla v rámci měření také pilotní studie potenciálního alternativního PSQA systému na bázi automatizovaného vodního fantomu s 1D detektorem Semiflex 3D, která byla inspirována přístrojem XRV-124 od amerického výrobce Logos Systems. Snahou je využít 1D detektor pro měření příspěvků jednotlivých svazků v patientských plánech s možností korekce odezvy detektoru v malých polích a potlačení vlivu vzájemné korekce podzáření a přezáření, které nastává při kompozitním měření patientských plánů. Volba komory Semiflex 3D vychází z předpokladu o izotropii odezvy (do jisté míry). Cílem implementace je možnost určit směrový vektor dopadajícího svazku ze dvou nalezených bodů maximální odezvy detektoru v prostoru. Souřadnice by byly odečteny z indikované polohy detektoru ve vodním fantomu a vztaženy ke směrovému nastavení hlavice urychlovače v prostoru. Tato informace by následně byla konfrontována s očekávaným úhlem svazku dle TPS. Doplňující informace o správném nastavení vzdálenosti by mohla být získána srovnáním očekávané odezvy detektoru při daném SSD a případná odchylka v dávce pomocí inverzního čtvercového zákona přepočtena na odchylku vzdálenosti.

Konstrukce automatizovaného vodního fantomu k polohování detektoru, včetně tvorby skriptu pro automatizované proskenování plánovaného bodu k nalezení maximální odezvy, byly odloženy jako krok následující až po úspěšném vyhodnocení shody dávkové odezvy komory vůči výpočtu TPS. Aktuálně



této shody v dávce dosaženo nebylo ani pro algoritmus RT, ani MC. Metoda je náročná i z hlediska odečtu referenční odezvy v TPS. Dávka ve vodě bez *phantom-scatter* komponenty není standardně odečítaným parametrem. Problém vidíme také v nedostatečném build-up (tvořeném 3 mm PMMA), vyšší shodu očekáváme při použití vhodnějšího materiálu pro build-up IK (například z mědi nebo mosazi). Build-up čepičku z těchto materiálů aktuálně nemáme k dispozici. Je ke zvážení, zda by lepší shody mohlo být dosaženo volbou jiného 1D detektoru s odpovídajícím modelem v TPS. Problematika složitého odečtu referenční dávky z TPS by mohla být eliminována vytvořením vlastního algoritmu pro výpočet požadované veličiny například aplikací algoritmu představeného v sedmé kapitole knihy [34]. Ten ověřuje výpočet dávky na CT modelu ekvivalentem RT algoritmu s 1D korekcemi na nehomogenitu, aplikuje příslušné OF a *collimator-scatter*  $S_c$  komponentu rozptylu s vynecháním *phantom-scatter*  $S_p$ .

Výrobce PTW doporučuje využití detektoru Semiflex 3D pro pole od velikosti  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ , zvážíme proto pro další postupy změnu FIXED kolimátoru z průměru 20 mm na průměr 25 mm, za předpokladu že tato změna nebude zásadně komplikovat hledání osy svazku. Metoda slouží k ověření správnosti geometrie, pro účely tohoto měření by proto patientské plány byly přepočteny pro jednu zvolenou velikost FIXED kolimátoru za zachování původních nodů a směrů svazků. Nepředpokládáme, že by metoda tvořila alternativu pro pravidelné PSQA, vhodnost nastíněného postupu (i vzhledem k očekávané časové náročnosti měření) vidíme spíše pro *commissioning* ozařovače.

Uvážena byla i alternativní metoda představující měření detektorem Semiflex 3D upevněném ve výplních pro fantom StereoPhan. Ta však nese nevýhodu v pevně dané pozici IK a mnoho svazků tak dopadá mimo citlivý objem detektoru. Polohování stolu neposkytuje dostatečný rozsah povolených pozic, navíc není během doručení plánu umožněno provádět takto výrazné změny v poloze cílového objemu. Tato alternativa měření proto byla zamítnuta. Zůstávají tak pouze aktuálně dostupné možnosti stanovení 2D distribuce dávky pomocí radiochromického filmu umístěného v build-up vodě-ekvivalentních desek nebo využití SMC pro kompozitní měření plánu.





## Kapitola 6

### Závěr

Práce se zabývá problematikou dozimetrické verifikace patientských plánů pro ozařovač Cyberknife. K tomuto účelu přibližuje charakteristiku a vlastnosti systému z hlediska jeho možných konfigurací, popisuje účel a funkci *tracking* módů používaných při ozáření patientských plánů a věnuje se blíže QA testům doporučeným pro Cyberknife v dokumentu AAPM TG 135. Podrobně se práce zabývá účelem a opodstatněním PSQA, včetně možných způsobů jeho provedení a specifiky PSQA pro Cyberknife. Také je uveden přehled přístrojového vybavení pro dozimetrickou verifikaci, rozdělený dle dimenzionality informace, kterou poskytují. Na závěr teoretické části jsou představeny přístupy a metriky k vyhodnocení výsledků PSQA.

V praktické části se práce zabývá podrobným představením detektoru SMC a jeho využití ve spojení s fantomem StereoPhan pro účely měření PSQA, ke kterému je primárně konstruován. Přiblížen je postup kalibrace detektoru před jeho prvním použitím, volitelné korekce a *post-processing* měřených hodnot. Přiložena je ukázka vyhodnoceného PSQA měření metodou  $\gamma$  analýzy. Detektor ve spojení se StereoPhan fantomem a ovládacím SW SNC Patient jsou shledány jako efektivní kombinace k provedení verifikačních měření. V další části jsou přiblíženy *SNC Patient Machine QA* testy dostupné od září roku 2021 v rozhraní SNC Patient a diskutován jejich potenciální přínos pro klinický provoz. Implementace testů by mohla zvýšit množství získaných informací při denní kontrole ozařovače, bez zásadního zvýšení časové náročnosti měření a s ušetřením radiochromických filmů používaných standardně při AQA.

V další části se práce věnuje vybraným testům z komplexní *machine QA* využívající detektor SMC pro účely měření parametrů svazku v *single-beam* geometrii. Popisuje provedení testů sloužících k ověření gravitačního vlivu na svazek i kolimátory a testů pro ověření správnosti výpočtu dávkové distribuce v TPS, a to jak v homogenním prostředí, tak v nehomogenitách. Na základě získaných výsledků jsou gravitační testy se SMC hodnoceny jako velmi efektivní pro získání velkého množství dat k posouzení parametrů svazku a přesnosti polohování párů lamel MLC. Ve spojitosti s hodnocením dávkových distribucí při měření v *single-beam* geometrii s detektorem SMC je diskutována problematika přesnosti nastavení detektoru a tolerancí při hodnocení dávkových distribucí. V návaznosti na tuto problematiku je prezentován

tradiční postup měření pomocí 1D detektoru DiodeE ve vodním fantomu, použitý při PZ Cyberknife. Tato metoda je v současné chvíli shledána jako vhodnější pro vyhodnocení přesnosti výpočtu dávky TPS.

Na závěr je uvedena pilotní studie využití 1D detektoru Semiflex 3D k určení směrových vektorů dopadajících svazků lokalizací maximální odezvy ve dvou vzdálenostech od zdroje. Cílem metody je posoudit správnost úhlového nastavení hlavice urychlovače a v dalším kroku (při možnosti odečítat z TPS přesně vypočtenou dávku malému množství vody ve vzduchu) by metoda umožnila posoudit také správnost nastavené vzdálenosti mezi zdrojem a detektorem srovnáním měřené a vypočtené dávky.

V tuto chvíli neumíme získat přesný odečet dávky kvůli nedostatečnému množství build-up materiálu, který komplikuje odečet referenční dávky v TPS. Řešením by mohlo být použití build-up čepičky pro komoru z materiálu o vyšší hustotě (mosaz, měď) s odpovídající změnou situace ve virtuálním fantomu.

Další kroky zkoumání by měly zahrnout umístění komory do prázdného vodního fantomu pro umožnění vzdáleného polohování a konstrukci ovládacího SW pro automatické proskenování zvoleného měřicího bodu v prostoru k nalezení osy svazku. Tyto kroky, společně s metodikou pro stanovení referenčních dávek z TPS, jsou nezbytnými předpoklady pro pokračování studie využitelnosti metody.



## Literatura

- [1] Sonja Dieterich et al. „Report of AAPM Task group 135: Quality assurance for robotic radiosurgery“. In: *Medical Physics* 38.6 (2011), s. 2914–2936.
- [2] Gary A. Ezzell et al. „Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee“. In: *Medical Physics* 30.8 (2003), s. 2089–2115.
- [3] W. Kilby et al. „The CyberKnife® Robotic Radiosurgery System in 2010“. In: *Technology in Cancer Research and Treatment* 9.5 (2010), s. 433–452.
- [4] Accuray. „Physics Essentials Guide“. 2015.
- [5] Masashi Tomida et al. „Clinical usefulness of MLCs in robotic radiosurgery systems for prostate SBRT“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 18.5 (2017), s. 124–133.
- [6] G. G. Echner et al. „The design, physical properties and clinical utility of an iris collimator for robotic radiosurgery“. In: *Physics in Medicine and Biology* 54.18 (2009), s. 5359–5380.
- [7] G. Asmerom et al. „The design and physical characterization of a multileaf collimator for robotic radiosurgery“. In: *Biomedical Physics and Engineering Express* 2.1 (2016).
- [8] Michele Zeverino et al. „On the interplay effect for moving targets treated with the CyberKnife static tracking system“. In: *Physica Medica* 90.September (2021), s. 30–39.
- [9] Geoff Budgell et al. *IPEM topical report 1: Guidance on implementing flattening filter free (FFF) radiotherapy*. 2016.
- [10] M. Aspradakis et al. „Report of AAPM Task group 483: Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy“. In: *Technical Reports Series*. Technical Reports Series (2017).
- [11] Brennen J. Dobberthien et al. „Effect of inaccurate small field output factors on brain SRS plans“. In: *Biomedical Physics and Engineering Express* 8.2 (2022).

- [12] Hugo Palmans et al. „Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA–AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination“. In: *Medical Physics* 45.11 (2018), e1123–e1145.
- [13] Gerald J. Kutcher et al. „Report of AAPM Task group 40: Comprehensive QA for radiation oncology“. In: *Medical Physics* 21.4 (1994), s. 581–618.
- [14] Eric E. Klein et al. „Report of AAPM Task group 142: Quality assurance of medical accelerators“. In: *Medical Physics* 36.9 (2009), s. 4197–4212.
- [15] Arthur Boyer et al. „Basic Applications of Multileaf Collimators“. In: *Medical Physics* 72 (2013), s. 53–68.
- [16] S. Webb. „Does the option to rotate the Elekta Beam modulator MLC during VMAT IMRT delivery confer advantage? - A study of 'parked gaps'“. In: *Physics in Medicine and Biology* 55.11 (2010).
- [17] Cedric X. Yu a Grace Tang. „Intensity-modulated arc therapy: Principles, technologies and clinical implementation“. In: *Physics in Medicine and Biology* 56.5 (2011).
- [18] Yon Lae Kim et al. „Comparison of the performance between portal dosimetry and a commercial two-dimensional array system on pretreatment quality assurance for volumetric-modulated arc and intensity-modulated radiation therapy“. In: *Journal of the Korean Physical Society* 64.8 (2014), s. 1207–1212.
- [19] C. Bojehko a E. C. Ford. „Quantifying the performance of in vivo portal dosimetry in detecting four types of treatment parameter variations“. In: *Medical Physics* 42.12 (2015), s. 6912–6918.
- [20] Kyung Hwan Chang et al. „Dosimetric Comparison of Four Commercial Patient-Specific Quality Assurance Devices for Helical Tomotherapy“. In: *Journal of the Korean Physical Society* 76.3 (2020), s. 257–263.
- [21] Maaike T.W. Milder et al. „Commissioning and clinical implementation of the first commercial independent Monte Carlo 3D dose calculation to replace CyberKnife M6™ patient-specific QA measurements“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 21.11 (2020), s. 304–311.
- [22] A. Agnew et al. „Monitoring daily MLC positional errors using trajectory log files and EPID measurements for IMRT and VMAT deliveries“. In: *Physics in Medicine and Biology* 59.9 (2014).
- [23] S. Cilla et al. „Complexity-based traffic light protocol fot VMAT plans deliverability using log file analysis“. In: *ESTRO*. 2021.
- [24] Robin L. Stern et al. „Report of AAPM Task Group 114: Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy“. In: *Medical Physics* 38.1 (2011), s. 504–530.
- [25] Daniel A. Low et al. „Dosimetry tools and techniques for IMRT“. In: *Medical Physics* 38.3 (2011), s. 1313–1338.

- [26] Artur Omar. „Silicon diode dose response correction in small photon fields“. Dis. pr. Stockholm University, 2010.
- [27] Moyed Miften. „Report of AAPM Task group 218: Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA“. In: *Medical Physics* 45 (2018), s. 53–83.
- [28] Alexander Martin. „Radiosurgical dosimetry and the CyberKnife system: studies in verification, optimisation and comparison“. Dis. pr. Queen Mary University of London, 2012.
- [29] Patrizia Urso et al. „Practical application of Octavius®-4D: Characteristics and criticalities for IMRT and VMAT verification“. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 19.5 (2018), s. 517–524.
- [30] Sun Nuclear. *ArcCHECK Reference Guide, Rev P*. 2017.
- [31] Indra J. Das et al. „Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions“. In: *Medical Physics* 48.10 (2021), e886–e921.
- [32] Paul A. Jursinic, Renu Sharma a Jim Reuter. „MapCHECK used for rotational IMRT measurements: Step-and-shoot, Tomotherapy, RapidArc“. In: *Medical Physics* 37.6 (2010), s. 2837–2846.
- [33] Logos Systems Int’l. *XRV-124 3D Digital Camera Phantom*.
- [34] Pavel Dvorak. *Clinical Radiotherapy Physics with MATLAB A Problem-Solving Approach*. 2018.
- [35] G. Valdes et al. „A mathematical framework for virtual IMRT QA using machine learning“. In: *Medical Physics* 43.7 (2016), s. 4323–4334.
- [36] Sun Nuclear. *SNC Patient Software Reference Guide, Rev G Version 8.5.0*. 2021.
- [37] Sun Nuclear. *StereoPHAN Reference Guide, Rev H*. 2021.
- [38] Sun Nuclear. *SRS MapCHECK Uživatelská příručka Rev F Version 8.4*. 2020.
- [39] Qing Xiao Long Bai. „Dosimetric characteristics of 2D silicon diode array for stereotactic radiotherapy end-to-end patient-specific QA“. In: *Radiation Physics and Chemistry* 173 (2020).
- [40] Accuray Precision System. „Treatment Planning Manual“. 2015.
- [41] J. E. Bayouth, D. Wendt a S. M. Morrill. „MLC quality assurance techniques for IMRT applications“. In: *Medical Physics* 30.5 (2003), s. 743–750.
- [42] Pavel Dvorak. „Metodiky, postupy a vzorové protokoly z měření: přejímací zkouška a zkouška dlouhodobé stability ozařovače CyberKnife“. 2020.
- [43] PTW. *Semiflex 3D Thimble Ionization Chamber for Relative and Absolute Dosimetry The New Reference Class Full 3D Geometry For FFF and FF Beams*. 2017.

- [44] Paolo Francescon, Andrea Girardi a Christian Fiandra. „Corrigendum: Monte Carlo simulated corrections for beam commissioning measurements with circular and MLC shaped fields on the CyberKnife M6 system: A study including diode, microchamber, point scintillator, and synthetic microdiamond detectors“. In: *Physics in Medicine and Biology* 62.4 (2017), s. 1642–1643.



# Kapitola 7

## Příloha



SSD 600 mm

hloubka 27 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-3,6	-0,7	-1,3	0,1	-0,7	0,5	-0,1	-0,3	-0,2	0,2	0,963
15,4 x 15,4	-1,2	-1,3	-1,6	0,2	-0,1	1,2	-0,5	0,9	0,3	1,7	0,996
23,0 x 23,1	-0,3	-1,3	-1,3	-0,9	-1,0	1,2	0,7	0,6	1,0	0,8	0,999
46,2 x 46,2	-0,1	-1,0	-1,2	-1,0	-0,6	0,4	-1,0	-0,9	-1,0	-1,5	0,999
115,0 x 100,1	-0,8	-0,9	-1,2	-1,9	-0,5	-1,8	2,2	0,9	0,8	-0,7	0,998

hloubka 50 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-3,2	-0,4	-3,1	-0,5	1,9	-0,2	-0,6	-1,1	1,5	-1,9	0,963
15,4 x 15,4	-1,0	-1,4	-1,2	-0,7	0,3	1,3	-0,3	1,3	-0,3	1,5	0,996
23,0 x 23,1	-0,7	-1,7	-1,9	-1,4	-1,3	1,2	0,8	0,7	1,0	0,4	0,999
46,2 x 46,2	0,0	-1,0	-1,2	-1,3	-0,6	1,1	-0,9	0,1	-1,2	-0,8	0,999
115,0 x 100,1	-0,4	-1,4	-1,8	-1,5	-1,1	0,2	1,8	3,3	0,4	-1,6	0,998

hloubka 150 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-2,4	-4,7	-3,7	-0,9	-5,9	-0,9	-4,0	-2,3	-0,9	-3,9	0,963
15,4 x 15,4	-0,4	-2,0	-1,0	-0,2	-1,6	1,8	-1,1	0,7	0,4	-0,5	0,996
23,0 x 23,1	0,0	-1,7	-1,3	-1,1	-1,4	1,9	0,6	1,0	1,4	0,2	0,999
46,2 x 46,2	-0,5	-2,0	-2,0	-2,0	-1,7	2,0	1,3	-0,6	0,0	0,4	0,999
115,0 x 100,1	-1,4	-0,8	-1,2	-1,8	-1,4	-2,6	1,1	-2,1	-0,8	-1,3	0,998

## SSD 700 mm

### hloubka 27 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-2,2	-1,2	-1,6	-0,9	-0,6	-1,4	-1,9	-2,0	-1,4	2,0	0,963
15,4 x 15,4	-0,7	-1,0	-1,3	0,2	-0,1	0,3	-0,7	-0,6	-1,1	-0,5	0,996
23,0 x 23,1	-0,5	-1,3	-1,7	-1,1	-1,1	0,6	0,1	-0,7	0,1	0,6	0,999
46,2 x 46,2	-0,5	-1,1	-1,6	-1,5	-0,8	0,5	-0,5	-1,0	-1,1	0,0	0,999
115,0 x 100,1	-0,5	-0,3	-0,7	-1,2	0,3	0,8	-1,5	1,2	-1,6	1,2	0,998

### hloubka 50 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-2,7	-1,4	-3,8	-1,3	0,0	-2,3	-0,6	-4,6	0,7	-1,6	0,963
15,4 x 15,4	-0,4	-0,3	-1,4	0,6	0,6	0,6	0,1	-0,7	0,2	-0,4	0,996
23,0 x 23,1	-0,5	-1,1	-1,4	-0,8	-0,8	1,0	1,0	0,7	1,3	1,0	0,999
46,2 x 46,2	0,1	-0,6	-0,9	-0,9	-0,2	1,7	0,4	-1,1	-0,2	1,0	0,999
115,0 x 100,1	0,4	0,2	-0,5	-0,9	0,4	0,4	-0,7	-1,1	-1,0	0,9	0,998

### hloubka 150 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-0,7	-2,8	-3,9	-2,0	-2,9	-1,9	-4,7	-5,3	-6,6	-2,5	0,963
15,4 x 15,4	-0,4	-1,7	-1,6	-1,1	-1,0	1,0	-1,1	-0,2	-1,1	-1,3	0,996
23,0 x 23,1	-0,5	-1,6	-1,6	-1,7	-1,5	1,8	0,1	0,1	0,5	0,8	0,999
46,2 x 46,2	-0,8	-2,1	-2,4	-2,4	-1,9	1,0	0,2	0,8	0,0	1,7	0,999
115,0 x 100,1	-2,2	-0,8	-1,6	-1,9	-1,3	1,0	-2,3	-2,8	-0,9	-0,3	0,998

## SSD 900 mm

### hloubka 27 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-0,7	-0,7	-1,8	0,0	0,5	-3,8	-4,4	-4,5	-1,0	1,6	0,963
15,4 x 15,4	0,8	0,8	1,0	2,8	1,5	-0,1	-0,1	-0,3	-0,6	-0,8	0,996
23,0 x 23,1	0,1	-0,2	-0,3	0,3	0,1	0,8	0,4	0,1	0,6	0,5	0,999
46,2 x 46,2	0,3	-0,2	0,0	-0,3	-0,1	0,8	-1,2	-2,0	-1,3	-1,0	0,999
115,0 x 100,1	0,9	0,9	0,7	0,8	1,5	-1,6	-2,1	1,9	-1,4	-1,9	0,998

### hloubka 50 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-0,4	-1,2	-2,3	0,4	-1,3	-3,9	-5,3	-5,7	-1,0	-1,1	0,963
15,4 x 15,4	0,1	0,3	0,6	1,5	0,8	-0,2	-0,6	-0,4	-0,9	-1,7	0,996
23,0 x 23,1	-0,7	-0,8	-0,9	-0,2	-0,5	-0,1	0,3	0,4	0,8	0,7	0,999
46,2 x 46,2	-0,1	-0,5	-0,6	-0,6	0,0	0,3	-1,1	-2,0	-1,1	-1,1	0,999
115,0 x 100,1	0,6	0,9	0,5	1,0	1,4	-2,4	-0,3	-1,7	0,5	-1,3	0,998

### hloubka 150 mm

Pole MLC [mm x mm]	Algoritmus FSPB (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Algoritmus MC (Dmeas - Dtps)/Dtps x 100 [%]					Ω
	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	CAX	-X1	+X1	-Y1	+Y1	
7,6 x 7,7	-0,6	-4,2	-2,6	0,5	-3,5	-4,8	-8,9	-6,7	-1,9	-7,0	0,963
15,4 x 15,4	0,1	-0,7	0,1	0,7	-0,7	0,8	-0,5	0,7	-0,1	-2,2	0,996
23,0 x 23,1	-0,3	-0,9	-0,6	-0,3	-0,7	1,7	1,4	0,9	1,3	0,8	0,999
46,2 x 46,2	-0,1	-1,4	-1,4	-1,4	-1,1	2,1	-1,2	-1,7	1,1	-1,6	0,999
115,0 x 100,1	-1,9	-2,6	-2,8	-1,9	-1,9	0,1	-0,1	3,0	5,3	4,8	0,998

#### LEGENDA

- v 2% toleranci ve výchozí poloze voxelu nebo jeho okolí (1 voxel) referenční dávky TPS
- v 2% toleranci z důvodu změny znaménka dávkového rozdílu od měření mezi dvěma voxelu z jednovoxelového okolí voxelu ve výchozí poloze (princip DTA)
- mimo 2% toleranci
- minimální abs. hodnota % dávkového rozdílu od měření z dávky TPS ve výchozí poloze/ minimální/ maximální dávky TPS ve výchozí poloze a okolí jednoho voxelu
- italica* v 2% toleranci s referenční dávkou TPS odečtenou manuálně
- Ω OF dle článku Francescon et al, Phys Med Biol. 2017 Feb 7;62(3):1076-1095/Table2/line2