

JIHOČESKÁ UNIVERZITA
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA
KATEDRA RADIOLOGIE A TOXIKOLOGIE

Bakalářská práce

Téma: Ověřování nedozimetrických parametrů plánovacích systémů

Obor: Radiologický asistent

Autor : Barbara Zapletalová
Vedoucí bakalářské práce : Mgr. Petr Malecha
Datum odevzdání : 4.5.2009

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci na téma Ověřování nedozimetrických parametrů plánovacích systémů vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích, 4. května 2009

.....
Podpis studenta

Poděkování:

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce Mgr. Petru Malechovi za odborný dohled a pomoc při zpracovávání.

Abstract

Verification of nondosimetric parameters of planning systems

During the recent years radio-therapy has developed significantly in the Czech Republic. Contemporary planning systems enable us to send on-line both input (CT, MR) and output data (simulator, verification system). The overall exactness of the radio-therapeutic treatment of patients is dependent significantly on the accuracy and reliability of the planning system. Thus, the planning system should be evaluated as a significant item in terms of the radiation protection and its properties and functions must be checked regularly. Before starting the TPS operation, an acceptance test must be performed and in the course of using it regular tests of the operation stability should be carried out. At present, only some working places apply thoroughly the programme of securing the quality of planning systems. Attention is usually paid only to dosimeter variables, that is, verifying the correct dose distribution. Planning systems, however, in connection with the computer tomography (CT) have many more other non-dosimeter functions. They include: gaining CT pictures, their transmission into TPS, functions for creating the outer contour of the patient as well as the contour of the inner structures, manipulation with the contours, the reconstruction of scissions, digitally reconstructed radiographs, conversion of the CT number - relative electron density (RED), calculation of volumes of structures, the geometric scheme of clusters, etc. The aim of my bachelor thesis is to verify the usage of CT phantoms (TOS) supplied on a regular basis for checking the non-dosimeter variables of planning systems for radio-therapy. At present the tests are carried out with the help of the so-called QUASAR phantoms, which must be borrowed from the State Board of Radiation Protection.

Obsah

<i>Úvod</i>	6
1 <i>Současný stav</i>	7
2 <i>Hypotéza</i>	7
3 <i>Terminologie</i>	8
4 <i>Seznam zkratk</i>	10
5 <i>Základní popis a poloha QUASAR antropomorfního fantomu</i>	11
6 <i>Základní popis a poloha QUASAR MLC Geometrického fantomu</i>	13
7 <i>Metodika měření prováděná pomocí QUASAR fantomů</i>	16
7.1 Měření pomocí QUASAR MLC geometrického fantomu	16
7.1.1 Získání sady CT řezů	19
7.1.2 Zadání soustavy souřadnic	20
7.1.3 Zobrazení svazku	21
7.1.4 Rekonstrukce řezů z více transversálních řezů.....	28
7.1.5 Digitálně rekonstruované rentgenogramy (DRR).....	31
7.1.6 Portálové zobrazování.....	33
7.2 Měření pomocí QUASAR antropomorfního fantomu	34
7.2.1 Získání sady CT řezů	35
7.2.2 Správné získání řezů a jejich přenos do 3D plánovacího systému	36
7.2.3 Hodnocení cílových objemů	37
7.2.4 Ověření správnosti výpočtu histogramu dávka-objem (DVH).....	44
7.2.5 Převod CT čísel na hodnoty relativní elektronové hustoty.....	47

8	<i>Metodika měření prováděná pomocí QA CT vodních fantomů.....</i>	50
8.1	<i>Zkoušky provozní stálosti (ZPS) CT přístrojů prováděné pomocí QA CT vodních fantomů.....</i>	50
8.1.1	<i>Výchozí zkouška provozní stálosti (VZPS) – stanovení referenčních hodnot parametrů jednotlivých testů.....</i>	50
8.1.2	<i>Referenční hodnoty.....</i>	51
8.1.3	<i>Následné zkoušky provozní stálosti.....</i>	51
8.1.4	<i>Hmogenita a střední CT číslo.....</i>	53
9	<i>Diskuse.....</i>	55
10	<i>Závěr.....</i>	57
11	<i>Seznam použitých zdrojů.....</i>	58
	<i>Seznam použité literatury.....</i>	58
	<i>Elektronické zdroje.....</i>	58

Úvod

V souvislosti se současným rychlým rozvojem výpočetní techniky dochází k obdobně rychlému vývoji v oblasti plánovacích systémů pro radioterapii. Se zaváděním nových postupů na česká radioterapeutická pracoviště souvisí i zdokonalování virtuální simulace, kdy lze dávkové distribuce přizpůsobit prostorovému tvaru cílového objemu pomocí lineárních urychlovačů vybavených vícelamelovými kolimátory (multileaf collimators MLC). Tyto techniky umožňují aplikaci vyšší dávky do plánovaného cílového objemu při současném šetření okolních tkání a orgánů, a tedy zlepšení výsledků léčby.

Současné plánovací systémy umožňují přenos vstupních (CT, MR) i výstupních dat (simulátor, verifikační systém), zobrazení prostorového modelu pacienta, simulaci trojrozměrných konfigurací svazků, hodnocení prostorové dávkové distribuce pomocí objemového histogramu dávky, zobrazení vzájemného prostorového vztahu anatomických struktur, svazků a izodozových ploch v libovolném úhlu pohledu a mnoho dalších pokročilých funkcí.

Před uvedením plánovacího systému do klinického provozu by měly být provedeny testy (přijímací zkoušky). Testy zahrnují většinu funkcí současných plánovacích systémů pro konvenční radioterapii. Navržené testy a jejich doporučené frekvence vycházejí ze zkušeností získaných na radioterapeutických pracovištích v České republice.

Při každém pozdějším zásahu do plánovacího systému (změna hardware, změna programové verze, změna vstupních dat) je třeba provést všechny testy, které by mohly být provedeným zásahem ovlivněny.

Soubor testů má určitou časovou frekvenci a ta by měla být vodítkem při vypracování systému zkoušek provozní stálosti.

V závislosti na vlastnostech konkrétního plánovacího systému a na způsobu jeho využití na daném pracovišti může samozřejmě uživatel při zkouškách provozní stálosti postupovat v jednotlivostech odlišným způsobem. Takovéto odchylky by ale měly být vždy jasně odůvodněny.

1 Současný stav

V současné době musí všechna pracoviště důsledně aplikovat program zabezpečování jakosti pro plánovací systémy. Pozornost je přitom věnována obvykle více dozimetrickým parametrům, tedy ověřování správnosti výpočtu dávkové distribuce. Plánovací systémy ve spojení s počítačovými tomografy (CT) mají však celou řadu dalších, nedozimetrických funkcí. Patří k nim získávání CT obrazů, jejich přenos do TPS, funkce pro vytváření vnějších obrysů pacienta a kontur vnitřních struktur, manipulace s konturami, rekonstrukce řezů, digitálně rekonstruované rentgenogramy, konverze CT číslo – relativní elektronová hustota (RED), výpočet objemů struktur, geometrické zobrazení svazků a další. Pro kontrolu nedozimetrických parametrů a zobrazovacích funkcí plánovacích systémů jsou určeny antropomorfní a geometrický fantom. Fantomy (tzv. QUASAR) je možno zapůjčit po dohodě s pověřeným pracovníkem SÚRO (Státní úřad radiální ochrany). Je tedy v zájmu radioterapeutického oddělení prověřit možnost využití pro provádění zkoušek provozní stálosti standardně dodávaných fantomů k CT přístrojům.

2 Hypotéza

Standardně dodávané kalibrační fantomy pro CT lze rovněž použít pro zkoušky provozní stálosti plánovacích systémů.

3 Terminologie

Plánování radioterapeutické **léčby** (radiotherapy **treatment planning**) je celkový proces přípravy radioterapeutické léčby. Tento proces zahrnuje získání anatomických údajů pomocí zobrazovacích metod, definování cílových objemů, návrh a optimalizaci ozařovací techniky, zhodnocení ozařovacího plánu a realizaci ozařovacího plánu na ozařovači.

Systém pro plánování léčby, plánovací systém (treatment planning system - TPS) je počítačový systém, který slouží pro: zadávání dat pacienta, nastavení ozařovacích svazků, výpočet dávkové distribuce, zhodnocení plánu z hlediska dávky a objemu (případně i biologického účinku), výstup ozařovacího plánu pro účely dokumentace a pro přenos dat do vyřezávačky bloků, simulátoru nebo ozařovače. Plánovací systém se skládá ze sady programů nebo kombinace různých sad programů a příslušného technického vybavení, které může představovat jediný samostatný počítač nebo celou síť tvořenou mnoha počítači a různými typy periferních zařízení.

Trojrozměrný (3-D) plánovací systém (3-D TPS) označuje moderní typ plánovacího systému (programového i technického vybavení), který umožňuje :

- a) konstrukci trojrozměrného modelu pacienta, založeného na volumetrických CT obrazech;
- b) simulaci trojrozměrných konfigurací svazků, např. pro libovolnou orientaci svazků, polohu izocentra a tvar polí;
- c) trojrozměrný výpočet dávky, např. pomocí algoritmu, který bere v úvahu trojrozměrné tvary pacienta, svazků i povahu fyzikálních interakcí;
- d) zhodnocení a optimalizaci trojrozměrných dávkových distribucí, např. pomocí histogramů dávka-objem .
- e) zobrazení anatomie pacienta, ozařovacích svazků a dávkových distribucí v jejich vzájemném prostorovém vztahu

Zabezpečování jakosti (quality assurance - QA) 3-D plánovacího systému je sada postupů, jejichž cílem je stanovit kvalitu (ve smyslu přesnosti a spolehlivosti) plánovacího systému a zaručit, že systém pracuje v souladu s předem stanovenými specifikacemi. Rozlišujeme postupy při přijímací zkoušce, uvádění do provozu a pravidelných zkouškách provozní stálosti.

Přijímací zkouška (acceptance testing) je postup, při němž se potvrzuje, že plánovací systém pracuje v souladu se specifikacemi stanovenými při jeho nákupu. Tyto specifikace jsou zaměřeny na funkčnost systému a kvalitu algoritmů a měly by být stanoveny výrobcem.

Uvádění do provozu (commissioning) je postup, potřebný pro uvedení nového plánovacího systému nebo nové verze programového vybavení do bezpečného klinického používání. Obsah tohoto postupu by měl určit uživatel. Uvádění do provozu zahrnuje zadání geometrických a dozimetrických dat, definujících ozařovač a jeho ozařovací svazky, do plánovacího systému a provedení zkoušek k ověření správné činnosti veškerého programového vybavení a ke stanovení mezí přesnosti různých typů výpočtů.

Pracovník provádějící plánování léčby (treatment planner) je osoba, která v určitém okamžiku používá plánovací systém k vytvoření ozařovacího plánu určeného k radioterapeutické léčbě pacienta. Tato osoba může být radiologický fyzik, radioterapeut (radiační onkolog), radiologický laborant (asistent) nebo radiologický technik.

Uživatel (plánovacího systému) (TPS user) je osoba odpovědná za správné klinické používání plánovacího systému, a tedy za zabezpečování jakosti plánovacího systému. Většinou je touto osobou klinický radiologický fyzik. Zkoušky plánovacího systému provádí tato osoba nebo pracovníci, na které tato osoba dohlíží.

Anatomický popis (anatomy modelling, patient anatomy model) zahrnuje všechny fyzikální a anatomické parametry potřebné pro provedení plánu daného pacienta. Mezi tyto parametry patří vnější obrys pacienta, umístění a velikost cílového objemu a dalších oblastí zájmu a hodnoty tkáňových hustot.

Popis svazku (beam description, external planning) zahrnuje všechny parametry svazku a případných modifikátorů potřebných pro požadovanou dávkovou distribuci. Mezi tyto parametry patří velikost pole, vzdálenost pole od zdroje, úhel natočení ramene, kolimátoru, parametry případných modifikátorů apod.

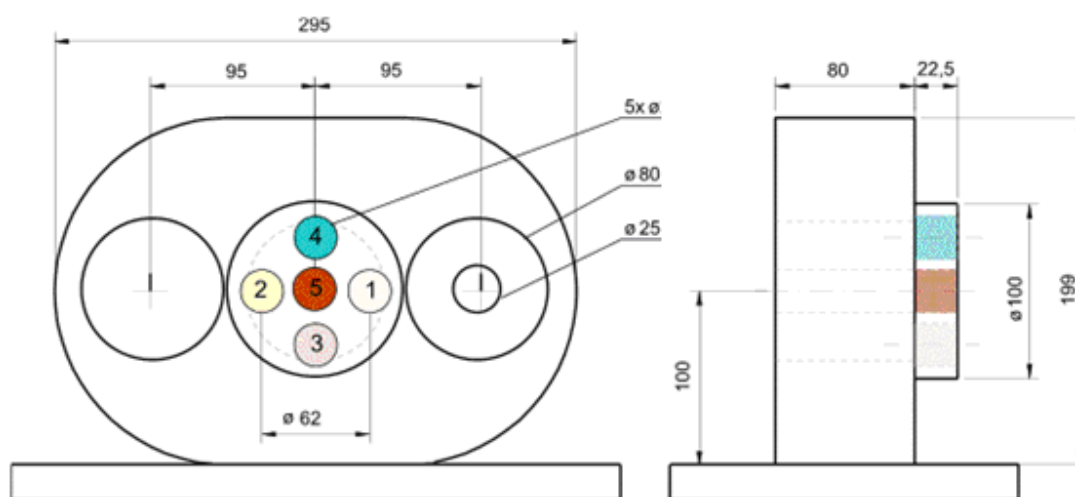
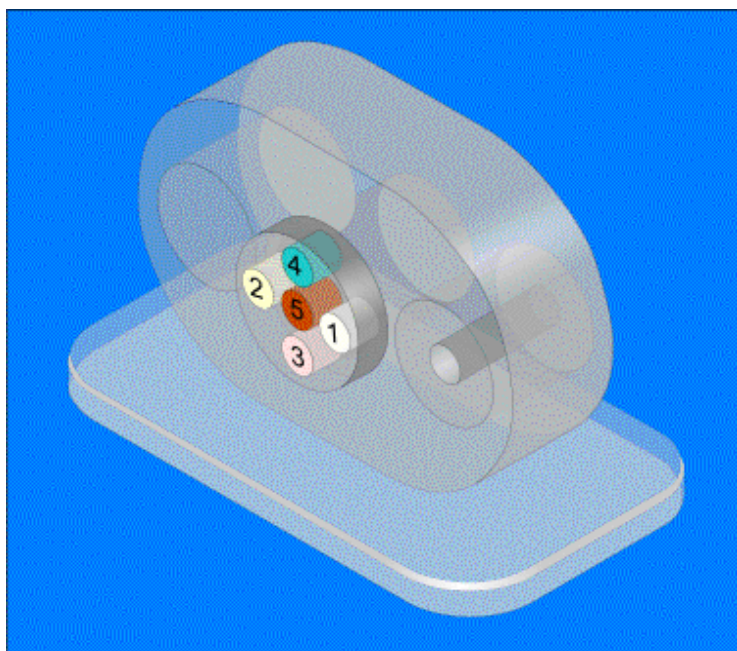
Ozařovací plán (treatment plan, treatment planning) zahrnuje všechny údaje o pacientovi a dozimetrické údaje, které jsou určeny k předepisování a provádění radioterapeutické léčby příslušně kvalifikovanými osobami.

4 Seznam zkratk

- TPS -treatment planning systém (plánovací systém)
- RED - relative elektron density (relativní elektronové hustoty)
- QA - quality assurance (zabezpečování jakosti)
- MLC - multleaf collimator (vígelamelový kolimátor)
- CT - computed tomography
- BEV - beams eye view (pohled z ohniska svazku)
- DRR - digitally reconstructed radiographs (digitálně rekonstruovaný rentgenogram)
- DVH - histogram dávka-objem
- ZPS - zkoušky provozní stálosti
- HU - Hounsfieldovy jednotky
- VZPS - výchozí zkouška provozní stálosti
- ZPS - zkoušky provozní stálosti
- ROI - region of interest (oblast zájmu)

5 Základní popis a poloha QUASAR antropomorfního fantomu.

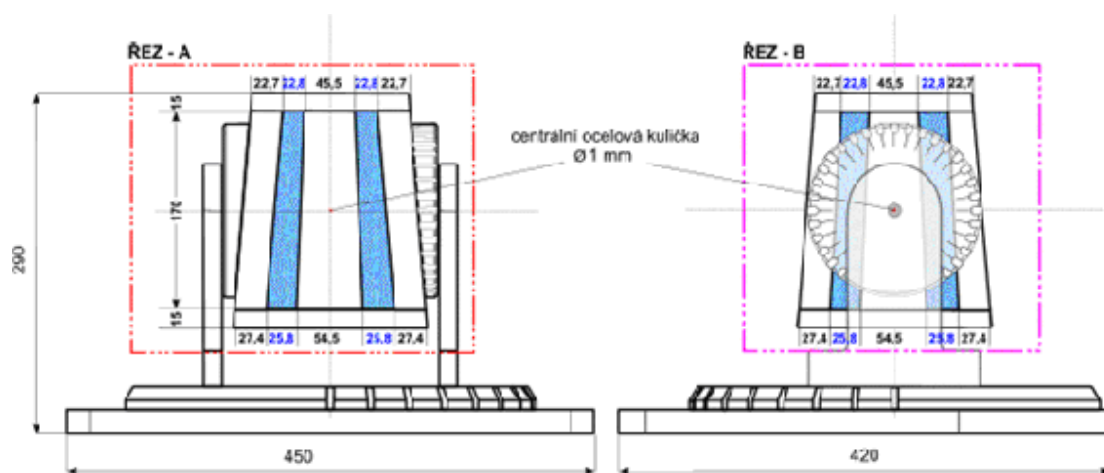
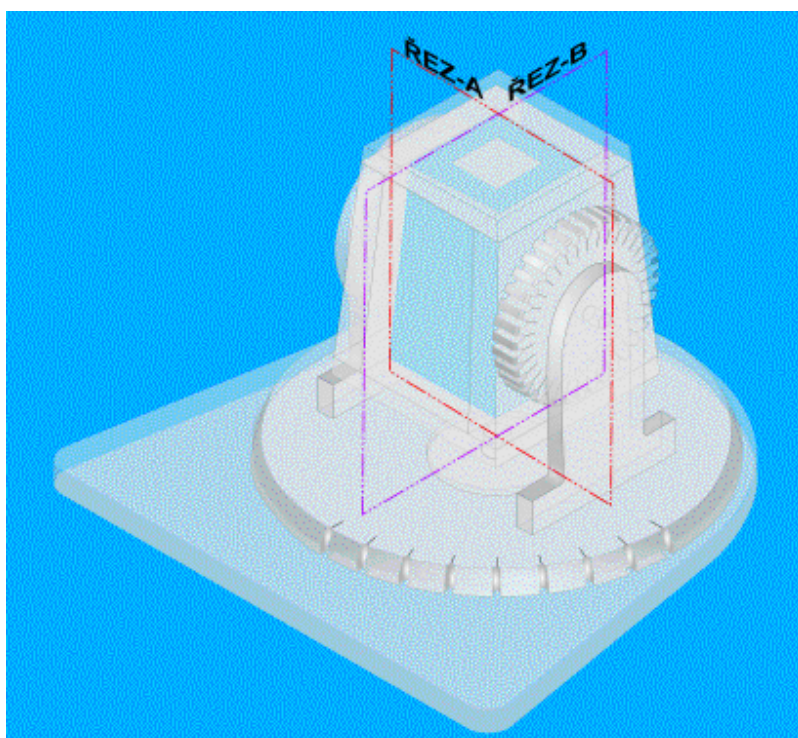
Za základní polohu fantomu považuju polohu, ve které je fantom vyrovnaný na boční laserové zaměřovače a střed fantomu leží na podélné ose gantry. Všechny stupnice pro otáčení jsou v poloze 0° . Při testech se fantomy snímají způsobem obvyklým na daném pracovišti, není-li v popisu testu uvedeno jinak. Oválný antropomorfní fantom simuluje část těla pacienta. Je vyroben z plexiskla, má vyjímatelné válcové vložky, vystupující válcová součást obsahuje 5 válečků z různých materiálů se známými relativními elektronovými hustotami.



Obr. č. 1: Antropomorfní fantom-geometrické rozměry

6 Základní popis a poloha QUASAR MLC Geometrického fantomu

Geometrický fantom má tvar komolého jehlanu, jednotlivé části jsou vyrobeny z plexiskla nebo z pěnového polystyrenu. Divergence hran fantomu je navržena tak, že při vložení izocentra ozařovacích polí 5x5 cm² a 10x10 cm², SAD 100 cm do středu fantomu (ocelová kulička o průměru 1 mm), je možno na základě souladu divergentních přímek označujících okraje polí v PS a jednotlivých rozhraní fantomu ověřit pro tato pole geometrické zobrazení svazků. Fantom je umístěn na podložce umožňující ustavení do vodorovné polohy a je otočný kolem vodorovné a svislé osy. To umožňuje ověřit správnost geometrického zobrazení svazků pro různé úhly ramene ozařovače a různé úhly natočení ozařovacího stolu, s krokem 10°. Známa geometrie fantomu umožňuje ověření správnosti multiplanární rekonstrukce CT řezů.



Obr. č. 2 MLC geometrický fantom- geometrické rozměry

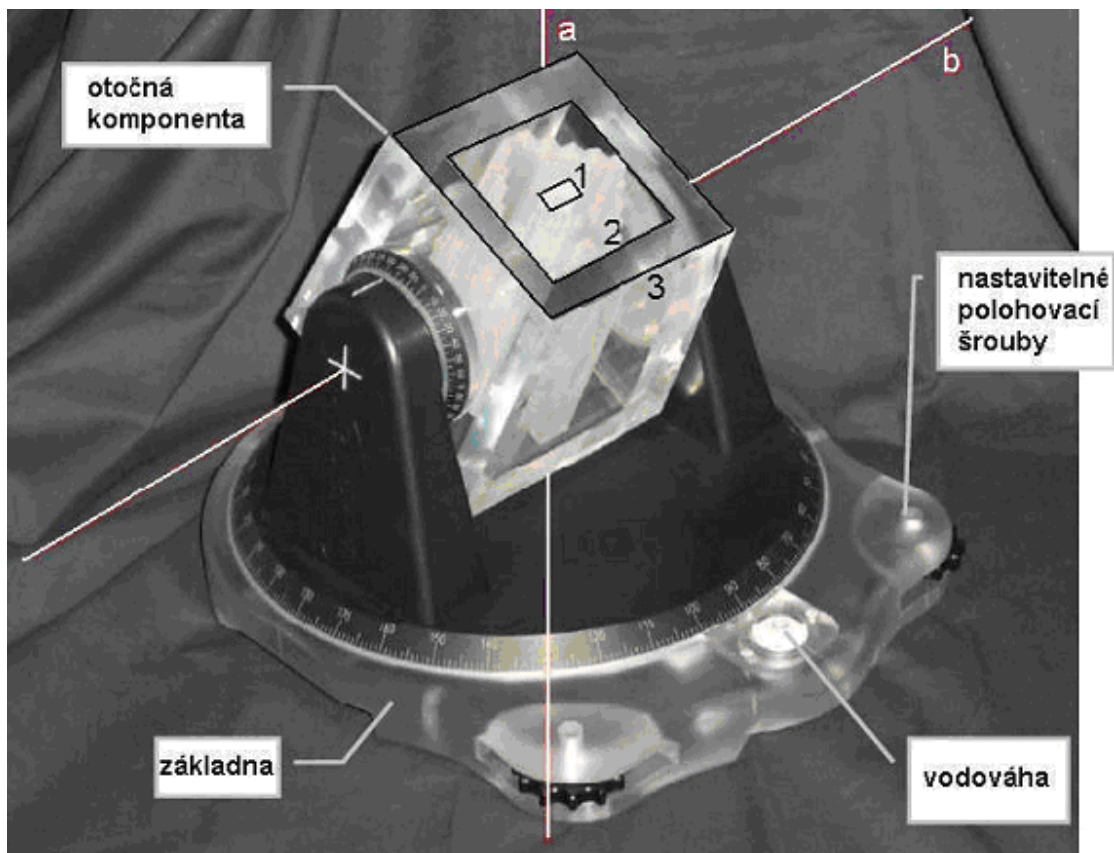
Přehled zkoušek pro QUASAR fantomy				
	Provedené testy		Tolerance	Popis
QUASAR MLC geometrický fantom	Základní geometrie fantomu	Hloubka kuličky	± 2 mm	Odchylka stanovené hloubky kuličky pomocí TPS od hodnoty dané konstrukcí fantomu
	Zobrazení svazku	Transverzální řezy	± 3 mm	Odchylka grafického zobrazení svazku a příslušné akrylové struktury
		Rekonstruované sagitální a koronální řezy Digitálně rekonstruované rentgenogramy (DRR)	± 3 mm	
		Pohled z ohniska svazku (BEV)	± 4 mm	
		Trojrozměrné zobrazení fantomu	± 4 mm ano/ne	Zobrazení svazku při trojrozměrném zobrazení fantomu je v souladu s geometrií fantomu
	Rekonstrukce řezů	Rekonstruované sagitální a koronální řezy	± 4 mm	Geometrie na rekonstruovaném řezu odpovídá skutečným rozměrům fantomu
	Digitálně rekonstruované rentgenogramy	DRR	± 3 mm	Geometrie na DRR odpovídá skutečné známé geometrii fantomu
QUASAR antropomorfní fantom	Základní geometrie fantomu	Rozměry elipsy	± 2 mm	Odchylka výšky a šířky elipsy dané projekcí fantomu od známých rozměrů
	Hodnocení cílových objemů	Stanovení ploch	± 10 %	Odchylka ploch spočítaných plánovacím systémem od známých hodnot daných konstrukcí fantomu
		Stanovení objemů	± 20 %	Odchylka objemů spočítaných plánovacím systémem od známých hodnot daných konstrukcí fantomu
		Automatické zakreslování lemů	± 1 mm	Odchylka stanovené vzdálenosti lemu od okraje struktury od požadované hodnoty
		Trojrozměrné brazení fantomu	ano/ne	Geometrie fantomu při trojrozměrném zobrazení odpovídá skutečnosti
	Výpočet histogramu dávka-objem (DVH)	Akrylová krychle Delrinová krychle	± 5 %	Objemy spočtené manuálně odpovídají objemům stanoveným plánovacím systémem
	Převod CT čísel na rel. elektr. hustotu (RED)	CT čísla	± 20 HU	Odchylka CT čísel určených počítačovým tomografem od CT čísel stanovených plánovacím systémem
		RED	± 10 %	Odchylka stanovených RED plánovacím systémem od známých hodnot udaných výrobcem fantomu

7 Metodika měření prováděná pomocí QUASAR fantomů

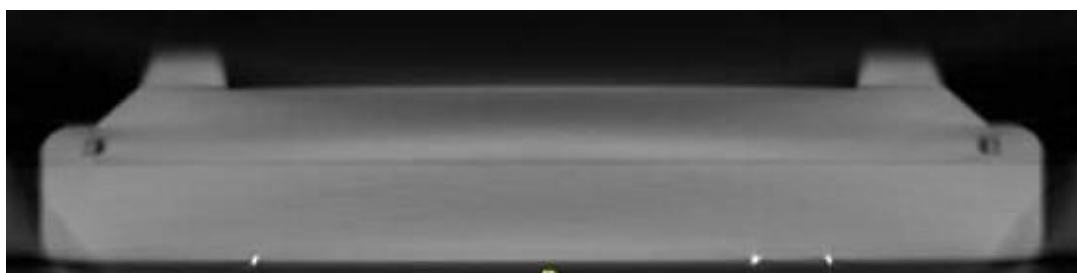
7.1 Měření pomocí QUASAR MLC geometrického fantomu

Na obr. č. 3 je znázorněn QUASAR MLC geometrický fantom. Dle označení na obr. č. 3 se na jednotlivých řezech bude rozhraním č. 1 rozumět rozhraní mezi vnitřní strukturou z akrylu a strukturou vyplněnou vzduchem a rozhraním č. 2 rozhraní mezi vnitřní strukturou vyplněnou vzduchem a vnější strukturou z akrylu. Obrys fantomu je označen č. 3. Rotací otočné komponenty podél osy a získáme nastavení odpovídající příslušnému natočení stolu. Rotací otočné komponenty podél osy b získáme nastavení odpovídající příslušnému natočení gantry.

Na spodní straně fantomu se nachází drát ve tvaru písmene Z, který se na tomografických řezech zobrazí jako 2-3 referenční body (pokud řezy procházejí okrajem písmene Z, zobrazí se dva ref. body, v ostatních případech tři ref. body viz obr. č. 4). Do středu fantomu je umístěna ocelová kulička o průměru 1 mm, která slouží při zadávání soustavy souřadnic.



Obr. č. 3: QUASAR MLC geometrický fantom.



Obr. č. 4: Zobrazení drátu ve tvaru písmene Z na tomografickém řezu podstavce Fantomu

Měření s QUASAR MLC geometrickým fantomem

Pracoviště	CT	Plánovací systém (TPS)
NEMOCNICE ČESKÉ BUDĚJOVICE	AQUILION-TOSCHIBA	ECLIPSE

Parametry CT zobrazení a nastavení fantomu:

.CT	
Vzdálenost řezů (mm)	3mm
Tloušťka řezů (mm)	3mm

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

CT	
Rotace podél osy b:	0°
Rotace podél osy a:	0°

Nastavení fantomu 2

CT	
Rotace podél osy b:	0°
Rotace podél osy a:	90°

Nastavení fantomu 3

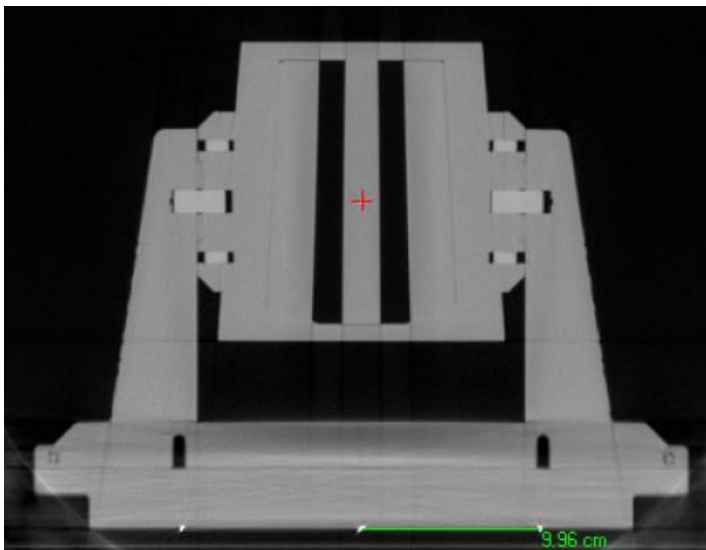
CT	
Rotace podél osy b:	45°
Rotace podél osy a:	45°

7.1.1 Získání sady CT řezů

- Umístím MLC geometrický fantom na rovný CT stůl, zaoblenějším koncem základny blíže ke gantry. Zaměřovací lasery nastavím na značky umístěné na základně a ramenech otočné komponenty. Fantom vyrovnám za použití vodováhy do vodorovné polohy dvěma nastavitelnými šrouby na základně.
- Vytvořím orientační tomografické řezy MLC geometrického fantomu. Vyberu dva tomografické řezy, které procházejí okraji písmene Z tak, aby se drát zobrazil na dva referenční body v základně fantomu.
- Pokud to umožňují funkce počítačového tomografu, na těchto řezech zaznamenám souřadnice dvou referenčních bodů na levé a pravé straně základny fantomu. Ve vodorovném a svislém směru by tyto souřadnice na obou krajních řezech měly souhlasit do 1 mm ve smyslu plus nebo minus. Pokud tomu tak není, upravím umístění fantomu a zopakujeme postup.
- Základní nastavení fantomu: Otočnou komponentu nastavím do polohy, která odpovídá nastavení ramene na 0° a stolu na 0° (0° na stupnici otočné komponenty je nastavena na značku u vodováhy). Pozn. Při této poloze nedopadají zaměřovací lasery na značky na ramenech otočné komponenty.
- Pořídím sadu CT řezů MLC geometrického fantomu po celé jeho délce. Pro lepší přesnost by tloušťka řezu a krok neměly být větší než 3 mm.
- Pořídím sadu CT řezů MLC geometrického fantomu pro další dvě nastavení otočné komponenty. Jednak by měla být otočná komponenta nastavena tak, aby odpovídala natočení stolu nebo gantry násobku 90-ti stupňů.
- Přenesu sadu CT řezů do 3D plánovacího systému.

7.1.2 Zadání soustavy souřadnic

- Prohlédnu si transversální CT řezy a najdu ten, na kterém se zobrazí ocelová kulička. Počátek soustavy souřadnic umístíme do zobrazení této kuličky.
- Pokud se vyskytne zobrazení ocelové kuličky na více řezech, potom se za centrální řez označí ten, na kterém jsou vzdálenosti dvou krajních referenčních bodů na spodní straně fantomu od prostředního referenčního bodu přibližně stejné (mělo by to být 10 cm, viz obr. č. 5). Počátek soustavy souřadnic umístíme do zobrazení ocelové kuličky na tomto řezu. Zobrazení ocelové kuličky by na centrálním řezu mělo být v hloubce 9 cm od povrchu fantomu. Zaznamenám rozdíl stanovené a dané hloubky kuličky, neměl by být větší než ± 2 mm.



Obr. č.5: Měření vzdálenosti mezi prostředním a krajním referenčním bodem

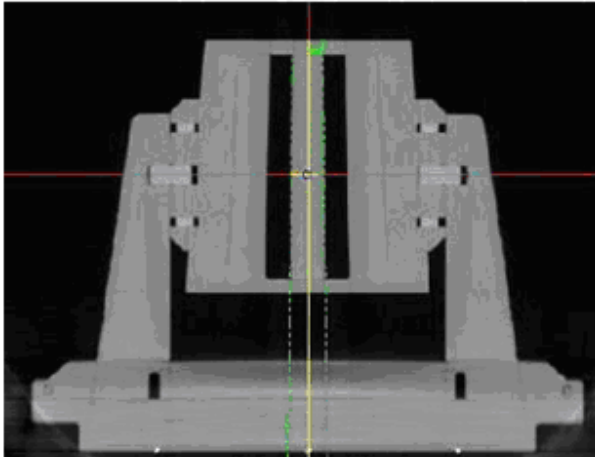
Zadání soustavy souřadnic

TPS			
Zobrazení fantomu 1 - centrální řez	Skutečný rozměr	Měřeno (cm)	Odchylka
Hloubka ocelové kuličky	9	8,85	-0,15
Vzdálenost drátku zprava ke středu	10	10,08	+0,08
Vzdálenost drátku zleva ke středu	10	9,93	-0,07
Zobrazení fantomu 2 - centrální řez	Skutečný rozměr (cm)	Měřeno (cm)	
Hloubka ocelové kuličky	9	9,05	+0,05
Vzdálenost drátku zprava ke středu	10	10,1	+0,1
Vzdálenost drátku zleva ke středu	10	9,91	-0,09
Zobrazení fantomu 3 - centrální řez	Skutečný rozměr	Měřeno (cm)	
Hloubka ocelové kuličky	9	8,88	-0,12
Vzdálenost drátku zprava ke středu	10	10,04	+0,04
Vzdálenost drátku zleva ke středu	10	9,9	-0,1

7.1.3 Zobrazení svazku

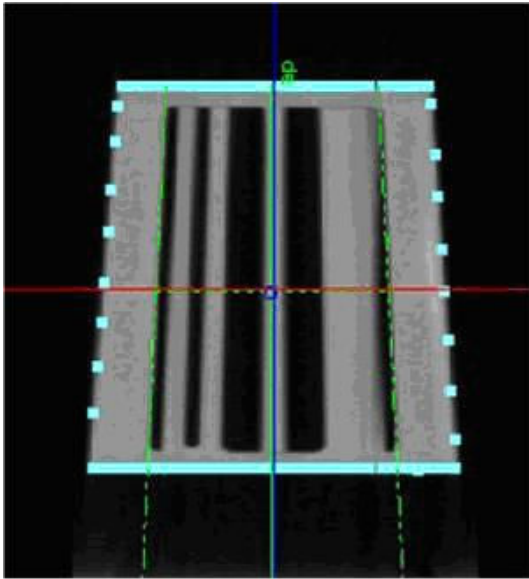
- Na CT řezech pro základní nastavení fantomu konturujte obrysy projekcí vnitřních struktur a celého fantomu.
- Vytvořím pole o velikosti 10 x 10 cm² s izocentrem ve středu fantomu (zobrazení ocelové kuličky), s rotací ramene a stolu odpovídající orientaci otočné komponenty fantomu. Geometrie fantomu je správná pouze pro vzdálenost SAD = 100 cm.
- Ověřím, že grafické zobrazení svazku a rozhraní č. 2 (viz obr. č. 3) souhlasí pro transverzální CT řezy do ± 3 mm. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám. Kladná odchylka značí, že zobrazení svazku je větší než zobrazení rozhraní.

- Vytvořím pole o velikosti $1 \times 2 \text{ cm}^2$ s izocentrem ve středu fantomu (zobrazení ocelové kuličky). Ověřím, že grafické zobrazení svazku a rozhraní č. 1 (viz obr. 3) souhlasí pro transverzální CT řezy do $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám

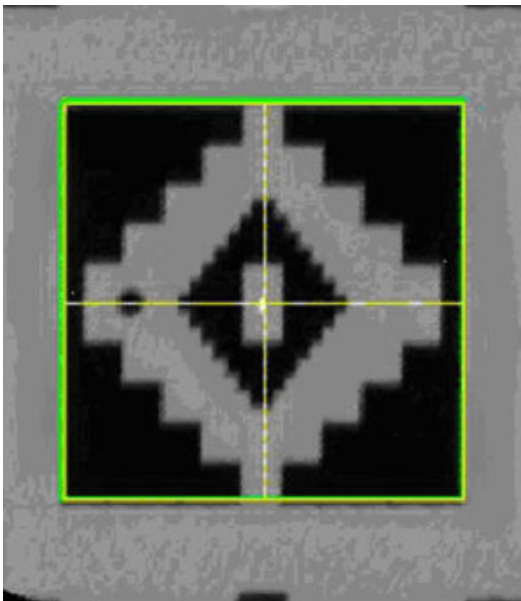


Obr. č. 6: Zobrazení svazku pro pole $1 \times 2 \text{ cm}^2$ a rozhraní vnitřní akrylové struktury pro nastavení rotace ramene 0° a stolu 90° (vlevo).

- Vytvořím pole o velikosti $15 \times 15 \text{ cm}^2$ s izocentrem ve středu fantomu (zobrazení ocelové kuličky). Ověřím, že grafické zobrazení svazku a obrysu fantomu souhlasí pro transverzální CT řezy do $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám.
- Vytvořím pole tvarovaná pomocí MLC s izocentrem ve středu fantomu (zobrazení ocelové kuličky). Ověřím, že grafická zobrazení svazků souhlasí s obrysy části fantomu určené pro testování MLC do $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám.
- Vytvořím sagitální, koronální a šikmé rekonstruované řezy procházející izocentrem. Pokud plánovací systém umožňuje zobrazit na těchto řezech svazek, ověřím, že grafické znázornění svazku a geometrie fantomu souhlasí do $\pm 3 \text{ mm}$ pro všechny velikosti pole. Tato přesnost se může měnit s tloušťkou řezu a velikostí kroku. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám.

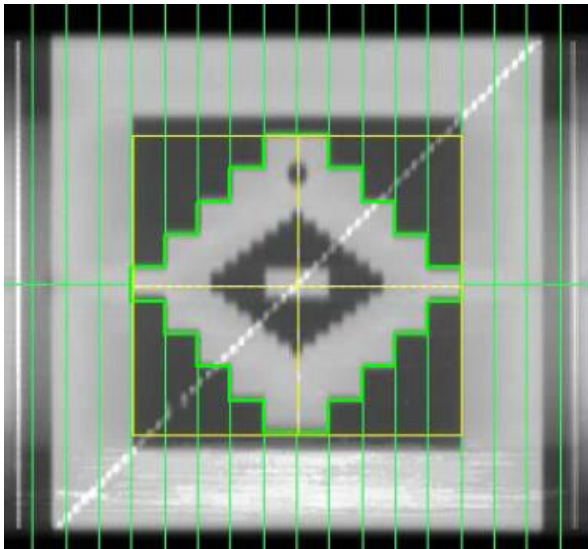


Obr. č. 7: Zobrazení svazku pro pole 10 x 10 cm² a rozhraní vzduchové struktury na sagitálním rekonstruovaném řezu. Nastavení rotace ramene 0° a stolu 90°.



Obr. č. 8: Zobrazení svazku pro pole 10 x 10 cm² na šikmém rekonstruovaném řezu. Nastavení rotace ramene 0° a stolu 90°.

- Vytvořím pohled z ohniska svazku (beams eye view, BEV). Ověřím, že velikosti pole odpovídají ohraničeným strukturám s přesností ± 4 mm. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám.
- Vytvořím digitálně rekonstruovaný rentgenogram (digitally reconstructed radiographs, DRR). Ověřím, že velikosti pole odpovídají geometrii fantomu s přesností ± 3 mm. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám.



Obr. č. 9: Zobrazení svazku pro pole tvarované pomocí MLC na rentgenogramu. Nastavení rotace ramene 0° a stolu 90° .

- Vytvořím trojrozměrné zobrazení fantomu. Pokud to umožňují funkce plánovacího systému, ověřím, že geometrie svazku souhlasí s přesností ± 4 mm pro všechny dostupné trojrozměrné pohledy. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám. Pokud není možné změřit odchylky, zkontroluji, zda zobrazení odpovídá geometrii fantomu.
- Opakuji pro ostatní nastavení otočné komponenty fantomu.

Tolerance: souhlas zobrazení svazku a příslušného rozhraní objemů:

pro transverzální řezy $\pm 3 \text{ mm}$

pro sagitální a koronální rekonstruované řezy $\pm 3 \text{ mm}$

při pohledu z ohniska svazku $\pm 4 \text{ mm}$

pro digitálně rekonstruovaný rentgenogram $\pm 3 \text{ mm}$

pro trojrozměrné zobrazení $\pm 4 \text{ mm}$

Zobrazení svazku

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

TPS	
Rotace ramene:	0°
Rotace stolu:	0°
SSD:	91cm
Hloubka izocentra:	9cm

TPS						
Max. odchylka (mm)	1x2cm ²	10x10c m ²	15x15c m ²	MLC1	MLC2	MLC3
Transversální CT řez	1,2	1,8	1,6	1,0	1,5	0,9
Sagitální řez	1,3	2,1	2,2	2,8	3,0	-3,0
Koronální řez	1,6	2,3	2,2	2,5	3,0	0,9
Beams eye view	1,9	6,3	1,5	1,2	1,2	-1,1
DRR	2,1	5,7	1,9	2,0	1,8	0,9
3-D zobrazení objemů	ano	ano	ano	ano	ano	ano

Nastavení fantomu 2

TPS	
Rotace ramene:	90°
Rotace stolu:	0°
SSD:	91cm
Hloubka izocentra:	9cm

TPS						
Max. odchylka (mm)	1x2cm ²	10x10c m ²	15x15c m ²	MLC1	MLC2	MLC3
Transversální CT řez	0,5	0,7	1,4	1,0	1,1	0,8
Sagitální řez	2,6	2,7	3,0	-3,4	2,5	2,5
Koronální řez	2,6	2,8	3,0	-3,5	2,6	2,6
Beams eye view	1,2	-4,1	0,7	4,1	3,4	3,4
DRR	1,6	-2,5	2,3	1,4	2,5	2,5
3-D zobrazení objemů	ano	ano	ano	ano	ano	ano

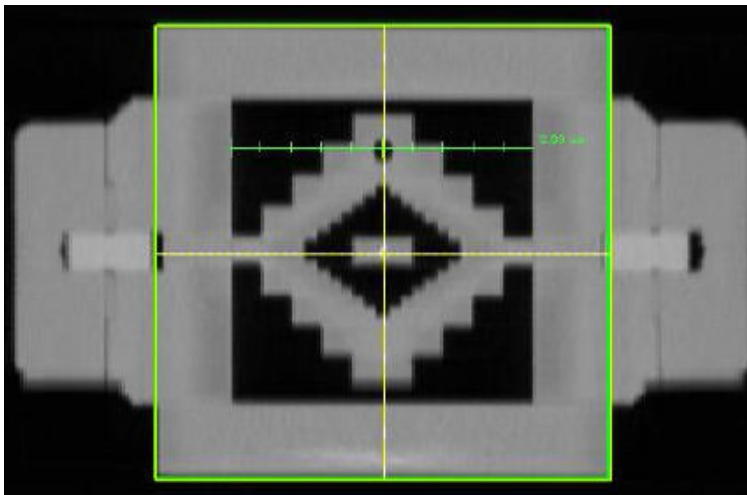
Nastavení fantomu 3

TPS	
Rotace ramene:	45°
Rotace stolu:	45°
SSD:	91cm
Hloubka izocentra:	9cm

TPS						
Max. odchylka (mm)	1x2cm ²	10x10 cm ²	15x15 cm ²	MLC1	MLC2	MLC3
Transversální CT řez	1,7	3,3	1,8	2,0	1,4	2,1
Sagitální řez	2,0	4,0	1,9	2,3	2,2	1,7
Koronální řez	1,5	2,4	2,0	1,8	1,8	1,6
Beams eye view	0,3	3,4	0,8	-2,8	2,0	2,8
DRR	0,9	1,1	1,3	1,1	-0,8	1,1
3-D zobrazení objemů	ano	ano	ano	ano	ano	ano

7.1.4 Rekonstrukce řezů z více transversálních řezů

- Vytvořím sagitální řez procházející izocentrem pro základní nastavení fantomu.
- Pro každou ze struktur ověřím, že zobrazená geometrie je v souladu se známou geometrií fantomu měřením rozměrů vnitřních struktur a obrysu fantomu. Požadovaná přesnost je ± 4 mm (tento limit bude záviset na parametrech snímání), přičemž se odchylka určí jako rozdíl hodnoty stanovené a hodnoty dané konstrukcí fantomu. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám. Rozměry projekcí jednotlivých struktur v izocentru jsou pro vnitřní akrylovou strukturu $1 \times 2 \text{ cm}^2$, pro vnitřní strukturu vyplněnou vzduchem $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a pro obrys fantomu $15 \times 15 \text{ cm}^2$.



Obr. č. 10: Rekonstruovaný koronální řez procházející izocentrem. Funkcí pro měření vzdáleností jsou stanoveny rozměry projekcí jednotlivých struktur.

- Opakuji pro koronální a šikmý řez procházející izocentrem.
- Opakuji pro ostatní nastavení otočné komponenty fantomu.

Tolerance: souhlas dané a změřené geometrie $\pm 4 \text{ mm}$

Rekonstrukce řezů

Rekonstrukce sagitálních řezů

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

TPS		
Materiál		Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	1,8
Vzduch	10x10cm ²	0,3
Vnitřní akryl	1x2cm ²	0,2

Nastavení fantomu 2

TPS		
Materiál		Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	-2,8
Vzduch	10x10cm ²	1,7
Vnitřní akryl	1x2cm ²	0,7

Nastavení fantomu 3

TPS		
Materiál		Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	3,3
Vzduch	10x10cm ²	2,8
Vnitřní akryl	1x2cm ²	0,7

Rekonstrukce koronálních řezů

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

TPS			
Materiál		Max.odchylka v ose x (mm)	Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	0,8	1,4
Vzduch	10x10cm ²	1,1	1,2
Vnitřní akryl	1x2cm ²	1,3	1,1

Nastavení fantomu 2

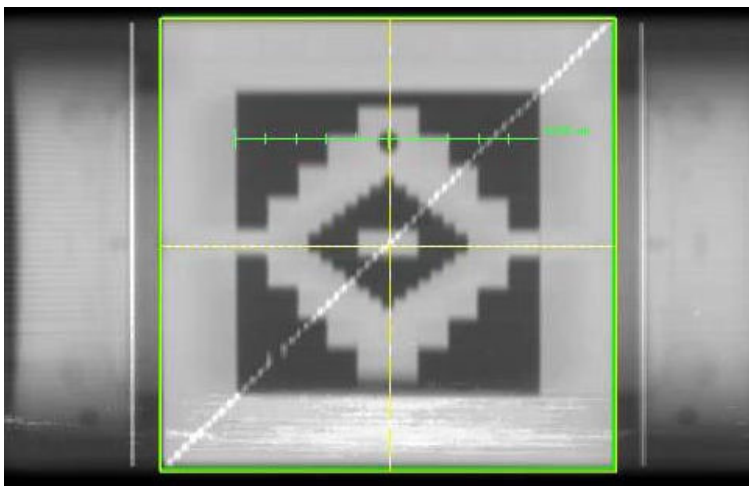
TPS			
Materiál		Max.odchylka v ose x (mm)	Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	-1,2	-1,8
Vzduch	10x10cm ²	-1,3	-2,5
Vnitřní akryl	1x2cm ²	-2,1	-1,9

Nastavení fantomu 3

TPS			
Materiál		Max.odchylka v ose x (mm)	Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	-2,4	2,2
Vzduch	10x10cm ²	-1,9	2,1
Vnitřní akryl	1x2cm ²	-1,1	1,1

7.1.5 Digitálně rekonstruované rentgenogramy (DRR)

- Vytvořím digitálně rekonstruovaný rentgenogram (digitally reconstructed radiograph) pro základní nastavení fantomu a nastavím SAD = 100 cm.
- Zkontroluji, zda rentgenogram zobrazuje tři čtyřúhelníky s různým kontrastem. Změřím rozměry každého čtyřúhelníku na rentgenogramu. Ty by měly být shodné s rozměry projekcí jednotlivých struktur v izocentru vynásobené zvětšením projekce na rentgenogram. V izocentru jsou rozměry projekcí vnitřní akrylové struktury 1 x 2 cm², vnitřní struktury vyplněné vzduchem 10 x 10 cm² a obrysu fantomu 15 x 15 cm².



Obr. č. 11: Digitálně rekonstruovaný rentgenogram fantomu. Funkcí pro měření vzdáleností jsou stanoveny rozměry projekcí jednotlivých struktur.

- Zjistím, zda rozhraní mezi strukturami jsou ostrá, ne příliš rozmazaná a polostín mezi nimi není větší než 3 mm. Rozmazání může být způsobeno chybami v zobrazení linie rozbíhavosti svazku v rentgenogramu.
- Ověřím, že zobrazení všech konturovaných struktur je superponováno naokraji příslušného materiálu.

- Opakuji pro ostatní nastavení otočné komponenty fantomu.

Tolerance: souhlas dané a změřené geometrie $\pm 3 \text{ mm}$

Digitálně rekonstruované rentgenogramy

Geometrická přesnost:

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

TPS			
Materiál		Max.odchylka v ose x (mm)	Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	0,2	0,2
Vzduch	10x10cm ²	-0,2	0,2
Vnitřní akryl	1x2cm ²	1,1	1,9

Nastavení fantomu 2

TPS			
Materiál		Max.odchylka v ose x (mm)	Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	0,2	0,2
Vzduch	10x10cm ²	-0,4	-0,6
Vnitřní akryl	1x2cm ²	0,7	0,2

Nastavení fantomu 3

TPS			
Materiál		Max.odchylka v ose x (mm)	Max.odchylka v ose z (mm)
Vnější akryl	15x15cm ²	1,3	-1,6
Vzduch	10x10cm ²	-1,4	-0,8
Vnitřní akryl	1x2cm ²	0,3	0,2

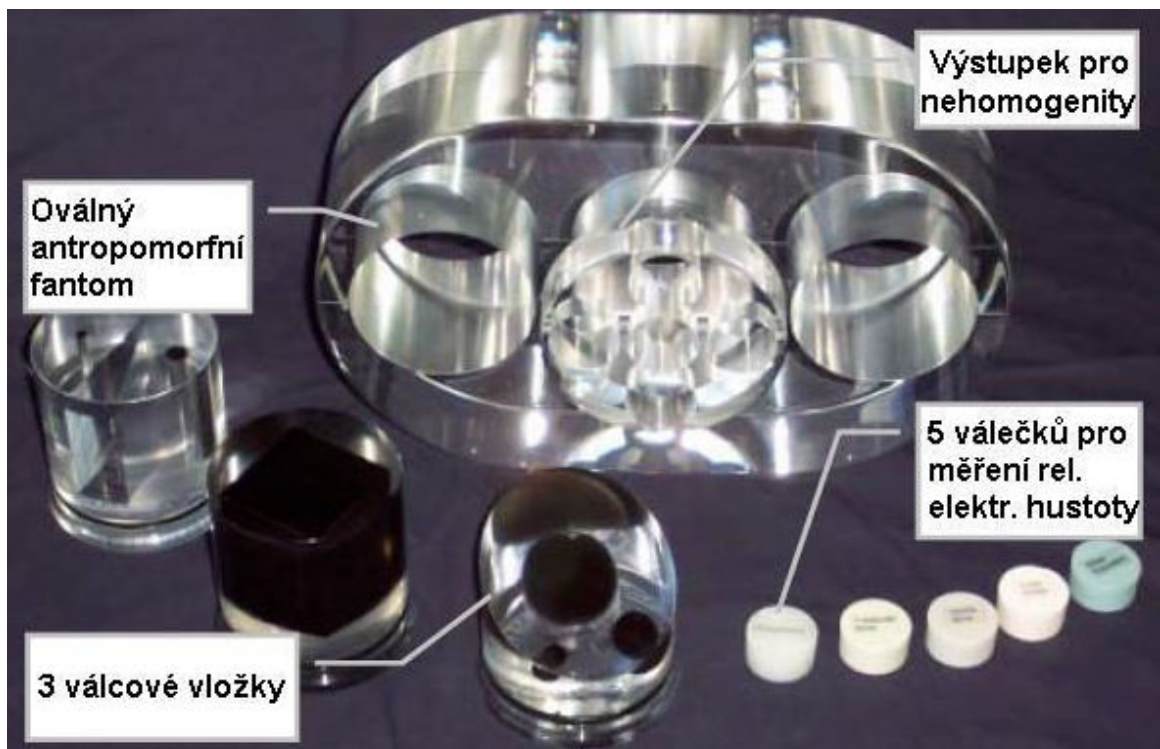
7.1.6 Portálové zobrazování

- Umístím fantom na stůl lineárního urychlovače tak, aby ocelová kulička uprostřed fantomu byla v izocentru (použiji zaměřovací lasery a světelné pole). Nastavím rameno a stůl do požadované orientace a zadáme velikost pole $15 \times 15 \text{ cm}^2$
- Vytvořím portálový snímek.
- Změřím rozměry každého čtyřúhelníku na portálovém snímku. Ty by měly být shodné s rozměry projekcí jednotlivých struktur v izocentru, tj. pro vnitřní akrylové struktury $1 \times 2 \text{ cm}^2$, vnitřní struktury vyplněné vzduchem $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a obrys fantomu $15 \times 15 \text{ cm}^2$.
- Zkontroluji, zda hranice jednotlivých čtyřúhelníků na portálovém snímku jsou ostré. Rozmazané okraje mohou ukazovat na špatné seřízení ramene a elektronického portálového zobrazovacího systému..

7.2 Měření pomocí QUASAR antropomorfního fantomu

Na obr. č. 12. je znázorněn oválný QUASAR antropomorfní fantom, který simuluje část těla pacienta a skládá se z následujících částí:

- Tři vyjímatelné válcové vložky, které obsahují:
 - krychli o objemu 125 cm³ z delrinu, krychli o objemu 27 cm³ z akrylu
 - vzduchový klín 60°, 3 koule z delrinu (průměr 40, 20 a 10 mm)
 - vzduchový klín 20°, 2 válečky z delrinu (průměr 5 a 10 mm)
- Pět válečků o známých relativních elektronových hustotách (relative electron density, RED), simulujících RED pro:
 - plíce v nádechu
 - polyethylen (podobné tukové tkáni)
 - ekvivalent vody
 - řídkou kost
 - hustou kost



Obr. č. 12 QUASAR antropomorfní fantom.

7.2.1 Získání sady CT řezů

- Zasunu do antropomorfního fantomu 3 válcové vložky a všech 5 nehomogenit. Váleček o RED řídké kosti by měl být naproti válečku o RED husté kosti, uprostřed by se měl nacházet váleček o RED ekvivalentu vody. Umístím antropomorfní fantom na rovný CT stůl výstupkem s nehomogenitami blíže ke gantry. Zaměřovací lasery by měly dopadat na značky k tomu určené na oválné části fantomu.
- Pořídím sadu transversálních CT řezů antropomorfního fantomu po celé jeho délce. Tloušťka řezu a posunutí by nemělo překročit 3 mm.
- Přenesu sadu CT řezů do 3D plánovacího systému.

7.2.2 Správné získání řezů a jejich přenos do 3D plánovacího systému

- Pomocí funkce plánovacího systému pro měření vzdáleností změřím výšku a šířku oválu antropomorfního fantomu na centrálním řezu (rozumí se tím řez, který prochází přibližně středem fantomu). Tato zkouška ověřuje geometrickou přesnost řezu. Výška fantomu je 10 cm a šířka 30 cm. Tyto rozměry ověřím i na vytištěném plánu. Odchylka je rozdíl stanovené hodnoty a hodnoty dané konstrukcí fantomu a neměla by být větší než ± 2 mm.
- Ověřím, že CT řezy, které procházejí částí fantomu s nehomogenitami, jsou na začátku sady CT řezů. Pokud ne, pořadí CT řezů může být převrácené.
- Ověřím, že válcové vložky jsou ve správném pořadí zleva doprava.

Tolerance: souhlas změřených rozměrů a rozměrů daných konstrukcí fantomu ± 2 mm

Pracoviště	CT
Nemocnice České Budějovice	Aquilion - Toshiba

Parametry CT zobrazení:

CT	
Vzdálenost řezů (mm)	3mm
Tloušťka řezů (mm)	3mm

Geometrická přesnost:

Centrální řez v TPS			
TPS	Skutečný průřez	Měřeno	Odchylka (mm)
Výška průřez (elipsy) (cm)	20,00	19,87	-1,3
Šířka průřez (elipsy) (cm)	30,00	30,4	0,4
Výtisk z TPS			
TPS	Skutečný průřez	Měřeno	Odchylka (mm)
Výška průřez (elipsy) (cm)	20,00	20,0	0
Šířka průřez (elipsy) (cm)	30,00	30,0	0

7.2.3 Hodnocení cílových objemů

Válcová vložka se vzduchovým klínem 20° a válečky o průměru 5 a 10 mm

- Na CT řezech konturují obrysy projekcí vzduchového klínu a dvou válečků. Na centrálním řezu stanovím plochu každé struktury. Porovnám plochu stanovenou softwarem TPS s plochou danou konstrukcí fantomu a spočítám odchylku. Odchylka by měla být do $\pm 10\%$.

Struktura	Plocha (cm ²)
Klín 20°	8.0
Váleček o průměru 5 mm	0.20
Váleček o průměru 10 mm	0.78

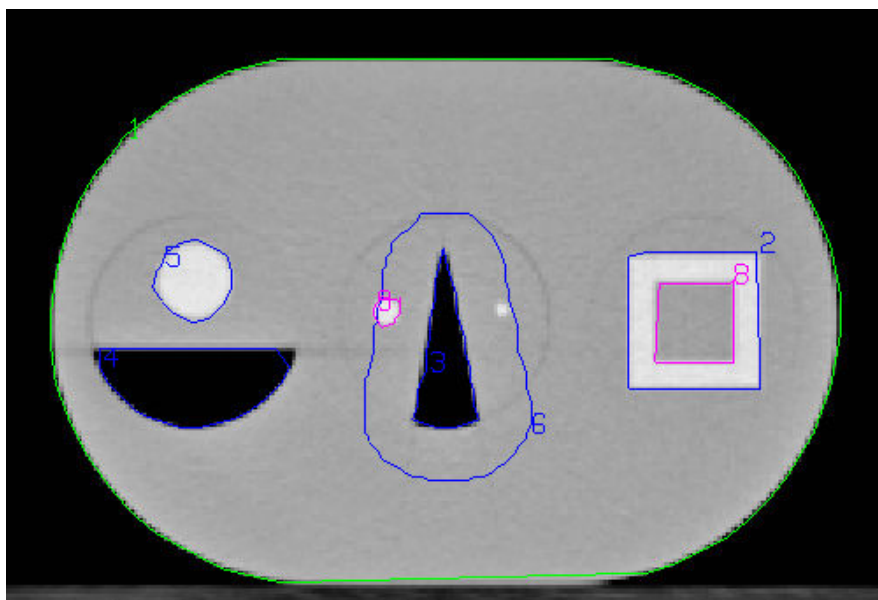
Plochy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

- Stanovím objem každé struktury. Porovnám objem stanovený softwarem TPS s objemem daným konstrukcí fantomu .

Struktura	Objem (cm ³)
Klín 20°	40.0
Váleček o průměru 5 mm	0.98
Váleček o průměru 10 mm	3.9

Objemy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

- Použiji funkci plánovacího systému pro automatické zakreslování lemů a vytvořím okolo projekce vzduchového klínu 2 cm lem. Ověřím, že ve všech bodech je tento lem vzdálen od hranice projekce klínu právě 2 cm, zejména na projekci špičky klínu (viz obr. č. 13). Odchylka je rozdíl stanovené a dané hodnoty (2 cm) a neměla by být větší než ± 1 mm.



obr. č. 13: Kontrola funkce automatického zakreslení lemu pro vzduchový klín

- Zobrazím objemy trojrozměrně. Pokud to umožňuje plánovací systém, použiji funkci pro stanovení vzdáleností a zkontroluji, zda zobrazení odpovídá geometrii fantomu. Pokud TPS neumožňuje přesné stanovení rozměrů, provedu kontrolu vizuálně.

Válcová vložka s krychlemi o objemu 27 cm³ a 125 cm³

- Na CT řezech konturuji obrysy projekcí obou krychlí. Na centrálním řezu stanovím plochu každé struktury. Porovnám plochu stanovenou softwarem TPS s plochou danou konstrukcí fantomu a spočítám. Odchylka by měla být do $\pm 10\%$.

Struktura	Plocha (cm²)	Poznámky
Akrylová krychle	9.0	
Delrinová krychle	25.0	Obsahuje plochu projekce akrylové krychle
Delrinová krychle	16.0	Bez plochy projekce akrylové krychle

Plochy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

- Stanovím objem každé struktury. Porovnám objem stanovený softwarem TPS s objemem daným konstrukcí fantomu a spočítám odchylku. Odchylka by měla být do $\pm 20\%$.

Struktura	Objem (cm³)	Poznámky
Akrylová krychle	27.0	
Delrinová krychle	125.0	Obsahuje objem akrylové krychle
Delrinová krychle	98.0	Bez objemu akrylové krychle

Objemy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

- Použiji funkci plánovacího systému pro automatické zakreslování lemů a vytvořím okolo projekce akrylové krychle 1cm lem. Věnuji pozornost správnému zobrazení vzdáleností lemu od projekce akrylové krychle zejména v rozích, všude by to měl být 1 cm. Lem bude mít zaoblené rohy, protože při přesném zachování tvaru čtverce by vzdálenost lemu od projekce krychle v rozích měřila 1,4 cm. Odchylka je rozdíl stanovené a dané hodnoty (1 cm) a neměla by být větší než ± 1 mm.
- Zobrazím objemy trojrozměrně. Pokud to umožňuje plánovací systém, použiji funkci pro stanovení vzdáleností a zkontroluji, zda zobrazení odpovídá geometrii fantomu. Pokud TPS neumožňuje přesné stanovení rozměrů, provedeme kontrolu vizuálně.

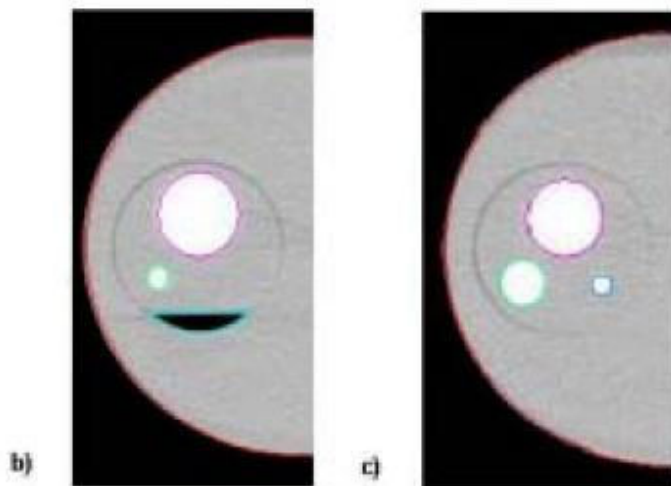
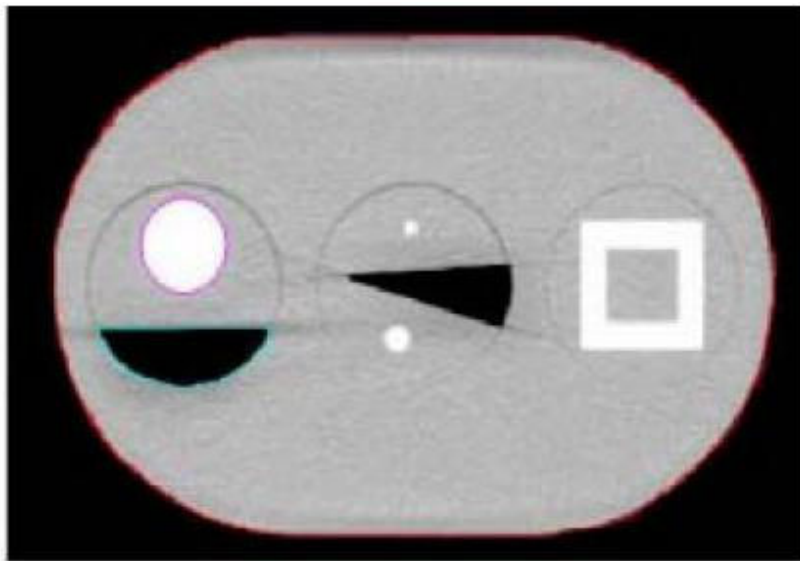
Válcová vložka se vzduchovým klínem 60° a delrinovými koulemi

- Na CT řezech konturuji obrysy projekcí vzduchové dutiny a tří koulí a stanovím jejich objemy. Porovnám objemy stanovené softwarem TPS s objemy danými konstrukcí fantomu a spočítám odchylku.

Odchylka by měla být do $\pm 20\%$.

Struktura	Objem (cm³)
60°vzduchový klín	116.0
Koule průměr 40 mm	33.50
Koule průměr 20 mm	4.20
Koule průměr 10 mm	0.52

Objemy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu



Obr. č. 14: Konturované obrysy projekcí vzduchové dutiny a tří delrinových koulí

- Zobrazím objemy trojrozměrně. Pokud to umožňuje plánovací systém, použiji funkci pro stanovení vzdáleností a zkontroluji, zda zobrazení odpovídá geometrii fantomu. Pokud TPS neumožňuje přesné stanovení rozměrů, provedu kontrolu vizuálně.

Tolerance: souhlas změřených ploch a ploch daných konstrukcí fantomu $\pm 10 \%$
 souhlas změřených objemů a objemů daných konstrukcí fantomu $\pm 20 \%$
 automatické zakreslování lemů $\pm 1 \text{ mm}$

Stanovení plochy

TPS			
Materiál	Skutečná plocha (cm ²)	Měřená plocha (cm ²)	Odchylka (%)
20° vzduchový klín	8,00	8,06	0,75
10 mm váleček	0,78	0,76	-2,56
5 mm váleček	0,20	0,20	0,00
Delrin kostka	25,00	25,25	1,00
Akrylová kostka	9,00	8,60	-4,44

Stanovení objemu: Tolerance: 20 %

TPS			
Materiál	Skutečný objem (cm ³)	Měřený objem (cm ³)	Odchylka (%)
20° vzduchový klín	40,00	43,45	8,63
10 mm váleček	3,90	4,00	2,56
5 mm váleček	0,98	0,99	1,02
Delrin kostka	125,00	97,94	-21,65
Akrylová kostka	27,00	25,20	-6,67
10 mm kulička	0,50	0,52	4,00
20 mm kulička	4,20	4,15	-1,19
40 mm kulička	33,50	34,04	1,61
60° vzduchový klín	116,00	131,00	12,93

Automatické zakreslování lemů

TPS	
	Max. měřená odchylka (mm)
Okraje vzduchových klínů byly zobrazeny správně - 2 cm	1,50
Okraje akrylové kostky byly zobrazeny správně - 1 cm	1,60

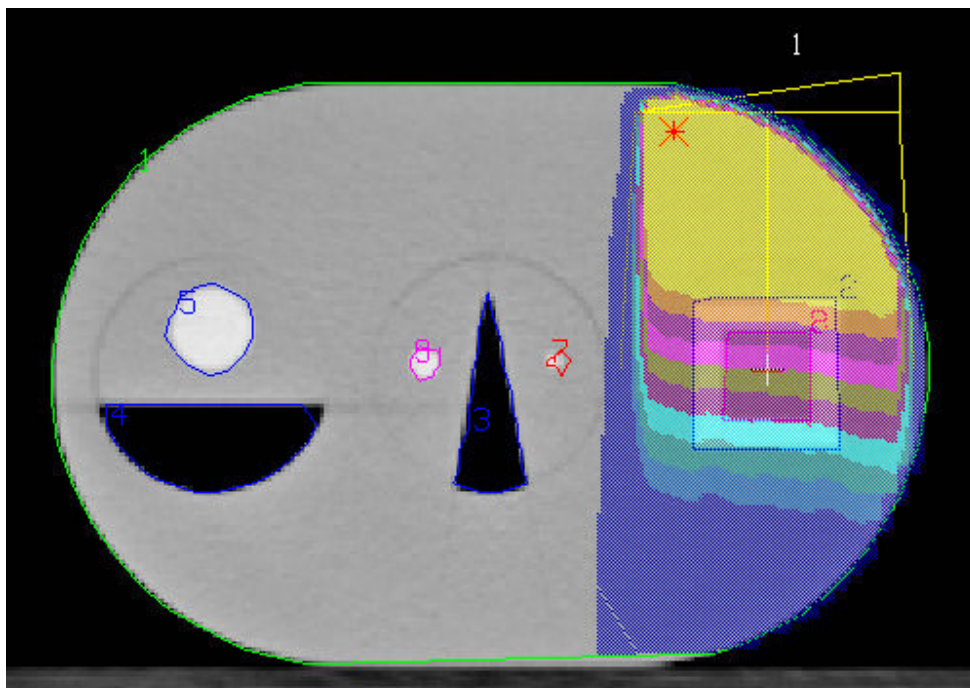
Trojrozměrné (3-D) zobrazení fantomu

TPS	
Materiál	Je 3-D zobrazení správné?
20° vzduchový klín	Ano
10 mm váleček	Ano
5 mm váleček	Ano
Delrin kostka	Ano
Akrylová kostka	Ano
10 mm kulička	Ano
20 mm kulička	Ano
40 mm kulička	Ano
60° vzduchový klín	Ano

7.2.4 *Ověření správnosti výpočtu histogramu dávka-objem (DVH)*

- Při testu uvažuji válcovou vložku s akrylovou a delrinovou krychlí. Vytvořím klínové pole, které je dostatečně velké a rovnoměrné pro krychli z delrinu. Izocentrum umístím do středu krychle a normalizuji do izocentra.
- Vypočítám dávkovou distribuci (pokud je to možné, bez korekcí na nehomogenity).
- Zobrazím izodozy v přírůstcích po 5%. Z umístění izodoz odhadnu objem krychle z delrinu, který odpovídá příslušné izodoze. To lze stanovit například studií dávkové distribuce projekce krychle na centrálním řezu. Pokud změřím softwarovým měřítkem vzdálenost mezi jednotlivými izodozami r na ose svazku, může být objem aproximativně určen jako $V = 5 \times 5 \times r$ (cm³).

Tento postup může být opakován pro každou izodozu, která prochází projekcí delrinové krychle.



Obr. č. 15: Klínové pole. Izodozy jsou zobrazeny v přírůstcích po 5%. Pomocí jejich zobrazení na projekci krychlí jsou určeny objemy, které se porovnají s hodnotami z DVH spočtenými plánovacím systémem.

- Spočítám histogram dávka-objem pro delrinovou krychli. Pro výpočet dávky i objemu je doporučeno použít síť $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ (nebo jemnější). Stanovený objem závisí na tom, jak je určuje software plánovacího systému. Pokud software TPS neodečítá objem akrylové krychle od krychle z delrinu, objem delrinové krychle by měl být 125 cm^3 . Pokud je objem akrylové krychle odečten, objem krychle z delrinu by měl být 98 cm^3 . Porovnám objemy spočtené v bodě 3 s objemy odečtenými z histogramu dávka-objem a spočítám odchylku, toleranční hodnota je 5 %. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenám .
- Opakuji test pro akrylovou krychli, pro výpočet objemu použiji vzorec $V = 3 \times 3 \times r \text{ (cm}^3\text{)}$. Objem akrylové krychle by měl být 27 cm^3 .

Tolerance: souhlas objemů spočtených a určených z DVH $\pm 5\%$

Histogram dávka - objem (DVH): metod

Normalizace ve středu Delrinové kostky

TPS					
ECLIPSE					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka
Delrinová kostka 125 cm ³	120-115	7,0	7,39	0,28	-5,28
	115-110	18,50	17,58	0,74	5,23
	110-105	18,50	18,59	0,74	-0,48
	105-100	20,25	19,21	0,81	5,41
	100-95	20,75	20,42	0,83	1,62
	95-90	22,25	22,54	0,89	-1,29
	90-85	19,50	19,23	0,78	1,40
	Součet	126,75	124,96	5,07	1,43
TPS					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka
Akrylová kostka 27 cm ³	110-105	6,57	6,34	0,73	3,63
	105-100	7,20	6,69	0,8	7,62
	100-95	7,56	7,02	0,84	7,69
	95-90	5,76	5,77	0,64	-0,17
	Součet	27,09	25,82	3,01	4,92

Normalizace k maximu

TPS					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka
Delrinová kostka 125 cm ³	75-70	4,50	4,92	0,18	-8,54
	70-65	3,75	29,73	1,23	-3,43
	65-60	32,50	32,05	1,30	1,40
	60-55	35,75	34,23	1,43	4,44
	55-50	23,25	24,86	0,93	-6,48
	Součet	126,75	125,79	5,07	0,76

TPS					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka
Akrylová kostka 27 cm ³	70-65	3,33	2,81	0,37	18,51
	65-60	11,7	11,35	1,30	3,08
	60-55	12,06	11,66	1,34	3,43
	Součet	27,09	25,82	3,01	4,92

7.2.5 Převod CT čísel na hodnoty relativní elektronové hustoty

- Vyberu transverzální CT řez poblíž středu části fantomu s válečky pro ověřování relativní elektronové hustoty.

- Ve středu každé projekce pěti válečků uvažuji plochu 1,5 x 1,5 cm² a stanovím CT číslo a relativní elektronovou hustotu (pokud není možné provést analýzu vybrané oblasti, uvažujeme údaje několika pixelů poblíž střed každé projekce a použijeme jejich střední hodnotu). Stanovená CT čísla z TPS by měla souhlasit s hodnotami CT čísel určenými z CT do ± 20 Hounsfieldových jednotek (HU), přičemž odchylka je dána rozdílem CT čísel z CT a z TPS. Relativní elektronová hustota by měla souhlasit do ± 10 %. Maximální zjištěné odchylky zaznamenám.

Materiál	Relativní elektronová hustota
Plíce při nádechu	0.19
Polyethylen	0.945
Ekvivalent vody	1.002
Řídká kost	1.117
Hustá kost	1.512

Relativní elektronové hustoty pro jednotlivé materiály

Tolerance: souhlas stanovených a daných CT čísel ± 20 HU
souhlas stanovených a daných RED ± 10 %

Konverze relativní elektronové hustoty a CT čísla:

TPS			
Materiál	RED udaná výrobce fantomu	RED měřená	Odchylka (%)
plíce (v nádechu)	0,190	0,195	2,632
polyethylen	0,945	0,922	-2,434
vodě ekvivalentní materiál	1,002	0,969	-3,293
plná kost	1,117	1,191	6,600
trabekulární kost	1,512	1,555	2,847

TPS	
Materiál	stanovené CT číslo (HU)
pľíce (v nádechu)	-805,0
polyethylen	-78,0
vodě ekvivalentní materiál	-31,0
plná kost	1048,0
trabekulární kost	289,0
CT	
Materiál	standardní CT číslo (HU)
pľíce (v nádechu)	-800,38
polyethylen	-77,27
vodě ekvivalentní materiál	-26,79
plná kost	1064,93
trabekulární kost	287,77
Materiál	Odchylka (HU)
pľíce (v nádechu)	4,62
polyethylen	0,73
vodě ekvivalentní materiál	4,21
plná kost	16,93
trabekulární kost	-1,23

8 Metodika měření prováděná pomocí QA CT vodních fantomů

8.1 Zkoušky provozní stálosti (ZPS) CT přístrojů prováděné pomocí QA CT vodních fantomů

Zkouška provozní stálosti podle § 72 vyhlášky č. 307/2002 Sb. zahrnuje ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů nejen u vlastního CT přístroje, ale i u dalších částí zobrazovacího a dokumentačního systému, které mohou ovlivnit kvalitu obrazu. Zkoušky provozní stálosti zajišťuje držitel povolení a provádí je vybraní pracovníci s odpovídajícími znalostmi a zkušenostmi. Zkouška provozní stálosti má monitorovat stálost funkčních vlastností přístroje dostupnými prostředky, a to zkušebními metodami, které jsou jednoduché, rychlé, snadno proveditelné, využívající relativní měření. Zkouška provozní stálosti se má provádět v pravidelných intervalech a rovněž vždy bezprostředně po preventivní nebo nápravné údržbě. Provádí se také při podezření na chybnou funkci přístroje. Doporučené parametry a jejich tolerance při zkouškách provozní stálosti jsou určeny předem. Nevyhovují-li výsledky zkoušky provozní stálosti stanoveným kritériím, musí se zjistit příčina a provést příslušná nápravná opatření.

8.1.1 Výchozí zkouška provozní stálosti (VZPS) – stanovení referenčních hodnot parametrů jednotlivých testů.

VZPS je zkouškou provozní stálosti, při které se stanovují referenční hodnoty pro následné ZPS. Provádí se bezprostředně po PZ (přejímací zkouška) a po každé ZDS (zkouška dlouhodobé stability), dále pak po každé opravě, rekonfiguraci nebo jiném zásahu, které mohou ovlivnit zkoušenou vlastnost nebo parametr.

8.1.2 Referenční hodnoty

Referenční hodnoty se stanovují jako střední hodnoty výsledků jednotlivých testů v rámci VZPS.

8.1.3 Následné zkoušky provozní stálosti

ZPS (periodické) se provádějí ve stanoveném rozsahu a u jednotlivých testů s obsahem stejným jako u VZPS. Při každém testu zkoušky provozní stálosti se musí nastavovat takové parametry a dodržovat geometrické i jiné podmínky, které jsou specifikované ve výchozí zkoušce provozní stálosti. Výsledky každého testu se porovnávají s referenčními hodnotami, stanovenými při výchozí zkoušce provozní stálosti .

Přehled parametrů, ověřovaných skutečností a provádění jednotlivých testů v rámci ZPS

- ***Testy vlastního CT zařízení***
 - ✓ Vizualní a funkční zkoušky, autokalibrace systému
 - ✓ Posouzení výskytu artefaktů
 - ✓ Šum, homogenita a střední CT číslo
 - ✓ Rozlišení při nízkém kontrastu
 - ✓ Prostorová rozlišovací schopnost
 - ✓ Kontrola funkčnosti bezpečnostních tlačítek „Emergency Stop“
 - ✓ Tloušťka tomografické vrstvy (řezu)
 - ✓ Nastavení podpěry pacienta
 - ✓ Přesnost měření vzdáleností
 - ✓ Přesnost anatomického zaměřovacího systému
 - ✓ Přesnost intervalu mezi axiálními skeny (GAP)

- ***Obrazové displeje***
 - ✓ Vizualní kontrola obrazových displejů
 - ✓ Neměnnost pozorovacích podmínek
 - ✓ Reprodukce stupnice šedi
 - ✓ Prostorová rozlišovací schopnost a mezní rozlišitelný kontrast
 - ✓ Linearita přenosu pozičních souřadnic
 - ✓ Stabilita a artefakty obrazu vizuálně
 - ✓ Hlediska barevnosti

- ***Kamery pro trvalý záznam***
 - ✓ Reprodukce stupnice šedi
 - ✓ Prostorová rozlišovací schopnost a mezní rozlišitelný kontrast
 - ✓ Linearita přenosu pozičních souřadnic
 - ✓ Struktura kresby
 - ✓ Klinický referenční snímek

Z celé škály zkoušek prováděných na CT zařízeních nás zajímá jen zkouška homogenity a hodnota středního CT čísla.



Obr. č. 16: Testovací pomůcky QA vodní CT fantom

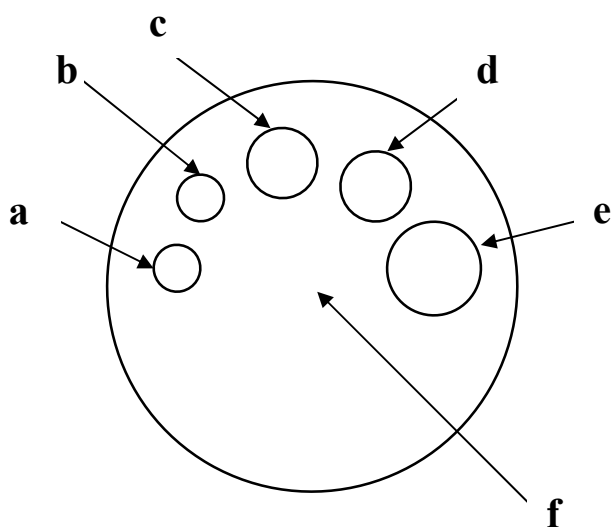
8.1.4 Hmogenita a střední CT číslo

Střední hodnota CT čísel materiálů (prostředí) s různou absorpcí rtg záření a homogenita zobrazení daného prostředí jsou základními parametry, kterými lze hodnotit správnou reprodukční schopnost daného CT systému zobrazovat prostřednictvím stupnice šedi různé materiály (různá prostředí). Střední CT číslo a homogenita jsou hodnoceny stanovením průměru a standardní odchylky CT čísla v definovaných oblastech zájmu (ROI) v prezentovaném obraze homogenního testovacího zařízení – obvykle vodního fantomu.

Zkušební postup:

1. QA CT fantom se umístí na podpěru pacienta dle doporučení výrobce.

2. Pomocí zaměřovacího zařízení se vycentruje QA fantom v gantry tak, aby se oblast ve fantomu určená k měření šumu, homogenity a středního CT čísla (zpravidla homogenní vodní prostředí) nacházela v rovině řezu.
3. Provede se tomografický sken při parametrech doporučených výrobcem fantomu.
4. Provedu odečet pomocí nástroje pro měření denzity středních CT čísel a homogenity.



Obr. č 17: Popis a schéma QA CT fantomu

HU	Měřeno				
a: Air -980 ± 40	-988,24	-984,08	-985,17	-983,25	-981,63
b: Delrin 340 ± 20	336,71	334,08	336,16	335,17	339,20
c: Acrylic 130 ± 20	130,74	130,03	131,15	132,14	131,64
d: Nylon 90 ± 20	96,11	96,95	98,16	98,52	97,65
e: Polypropylen -105 ± 20	-105,51	-106,63	-105,91	-106,75	-105,95
f: Water 0 ± 5	-1,89	-1,94	-1,77	-1,96	-1,91

Hodnoty naměřené QA CT fantomem

9 Diskuse

Všechna měření, která byla provedena pomocí QUASAR fantomů nepřesáhly stanovené limity. Testy stanovení relativních elektronových hustot a CT čísel provedené pomocí QA CT vodního fantomu standardně dodávaného pro zkoušky CT přístrojů také nevykazovaly žádné neakceptovatelné odchylky. Naměřené hodnoty v žádném případě nepřekročily stanovené referenční meze.

Ačkoliv pracuji jako radiologický asistent v oboru radiodiagnostika, přinesla mi tato práce mnoho nových znalostí, zkušeností a postřehů. Dovolila mi proniknout do velmi odborné a složité problematiky zkoušek přesnosti, stálosti plánovacích systémů pro radioterapii.

V konečných úvahách a výsledcích jsem došla k závěru, že jak QUASAR fantomy tak i QA CT fantomy slouží k provádění zkoušek s velkou přesností. Přesto však QA CT fantomy mohou suplovat QUASAR fantomy v jen značně omezeném rozsahu provádění zkoušek. I když se v praxi setkáváme se složitým procesem zapůjčování QUASAR fantomů od Státního úřadu radiační ochrany v Praze, což někteří mohou považovat za neefektivní a snad zbytečné, je vysoká kvalita a přesnost při využití QUASAR fantomů zcela jednoznačná a právě kvalitní a špičková kontrola přístrojů spojená s moderními metodami je základem pro následující kvalitní a přesnou léčbu pacientů.

Pokud dojde k zapůjčení QUASAR fantomů, je zřejmé, že se provedou veškerá potřebná měření pro přesnost práce plánovacích systémů a QA CT fantom se již v tomto případě nevyužije.

S rozvojem vědy a techniky je možné, že v budoucnu bude dostupnost QUASAR fantomů jednodušší. Radioterapeutické metody procházejí obrovským vývojem .

Rovněž je třeba se zmínit o problému nedostačující a ucelené literatury k této odborné problematice, se kterým jsem se během své práce často setkávala. Spousta literatury, která byla k dispozici, již neodpovídala aktuálnímu stavu a v některých případech

existují pouze publikace v anglickém jazyce, kde vzhledem k odbornosti textu často narážíme na jazykovou bariéru.

Tato práce se zabývá velmi odbornou tematikou, ale přesto může přispět ke zvýšení odbornosti a rozvoji radiologických asistentů, kdy při práci s QUASAR fantomy či QA CT fantomy je kladen důraz na odbornou manipulaci, přesnost a znalosti právě radiologických asistentů.

10 Závěr

Pomocí QUASAR MLC geometrického fantomu a QUASAR antropomorfního fantomu byly provedeny testy, které umožnily ověřit celou řadu nedozimetrických funkcí. Měření nevykázalo závažné chyby. Je nutné zdůraznit, že odchylky nepřesahující doporučenou toleranční hodnotu nemusejí nutně značit špatnou funkčnost samotného plánovacího systému. Často je totiž měření rozměrů a vzdáleností pomocí softwarového měřítka případně konturování jednotlivých struktur subjektivní záležitostí, a proto je třeba i při plánování věnovat zvýšenou pozornost všem prováděným úkonům. Doporučené hodnoty jsou navíc pouze orientační. Je potřeba, aby uživatel znal meze, pravidla a trendy, podle kterých se plánovací systém používaný na pracovišti chová.

Faktem však zůstává, že QA CT fantomy mohou nahradit QUASAR fantomy jen ve velmi omezené míře.

11 Seznam použitých zdrojů

Seznam použité literatury

- 1) FERDA Jiří, KRUZBERG Boris, NOVÁK Milan, **Výpočetní tomografie**, Galén 2002, ISBN 80-7262-172-6
- 2) **SÚJB-Radiační ochrana, Doporučení SÚJB**. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - plánovací systémy pro 3D konvenční radioterapii. SÚJB 2004
- 3) Katalog metodik pro zkoušky v radioterapii – www.sujb.cz, Radiační ochrana/Dokumenty.
- 4) **SÚJB-Radiační ochrana, Doporučení SÚJB**.Požadavky na kontrolní zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii . Zobrazovací proces výpočetní tomografie – zkoušky provozní stálosti. SÚJB 2004
- 5) **SÚJB-Radiační ochrana, Doporučení SÚJB**. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – lineární urychlovače pro 3D konformní radioterapii a IMRT SÚJB 2004
- 6) **Vyhláška č. 307/2002 Sb.** Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost o radiační ochraně
- 7) **Zákon č. 18/1997 Sb.** o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů

Elektronické zdroje

- 1) http://www.sujb.cz/docs/URYCHL_3Dsystemy.pdf
- 2) http://www.sujb.cz/docs/29-ZPS_tomografie.pdf
- 3) <http://www.quasarphantoms.com/>