

radiační ochrana

DOPORUČENÍ

*ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ
VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ
V RADIOTERAPII*

LINEÁRNÍ URYCHLOVAČE PRO 3D KONFORMNÍ
RADIOTERAPII A IMRT

OBSAH

1. ÚVOD	4
2. VÝZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A TERMINOLOGIE	5
3. MINIMÁLNÍ SEZNAM TESTŮ PRO ZPS, ZDS A PZ.....	6
3.1 ÚVOD K SEZNAMU TESTŮ	6
3.2 ZKOUŠKY PRO LINEÁRNÍ URYCHLOVAČ S MLC A TECHNIKU IMRT.....	7
3.3 ZKOUŠKY A TESTY DLE NORMY CSN EN 60601-2-1 V RÁMCI PZ.....	14
3.4 ZKOUŠKY PRO ELEKTRONICKÝ PORTÁLOVÝ ZOBRAZOVACÍ SYSTÉM	16
3.5 ZKOUŠKY PRO PLÁNOVACÍ SYSTÉM.....	17
4. POPIS PARAMETRŮ PRO PROVÁDĚNÍ ZKOUŠEK NA LINEÁRNÍM URYCHLOVAČI S MLC, EPID A TECHNIKU IMRT.....	19
4.1 VÍCELAMELOVÝ KOLIMÁTOR A IMRT	19
4.2 ELEKTRONICKÝ PORTÁLOVÝ ZOBRAZOVACÍ SYSTÉM	22
5. OBSAH PŘEJÍMACÍ ZKOUŠKY ZIZ PRO RADIOTERAPII	25
PŘÍLOHA 1: METODIKA NEZÁVISLÉ PROVĚRKY VÍCELAMELOVÉHO KOLIMÁTORU A TECHNIKY IMRT.....	26
1. TESTY PŘESNOSTI POLOHOVÁNÍ LAMEL MLC	27
1.1 Skládání polí	27
1.2 Paralelní proužky	29
1.3 Pyramida	30
2. FAKTORY VELIKOSTI POLE PRO POLE TVAROVANÁ MLC	31
2.1 Referenční pole.....	31
2.2 Kruhové pole	31
2.3 Nepravidelné pole.....	32
2.4 Obrácené „Y“ pole.....	33
3. TESTY DYNAMICKÉHO MLC A TECHNIKY IMRT	34
3.1 Přesnost polohování lamel dynamického MLC.....	34
3.2 Dozimetrická stabilita dodání IMRT pole	35
3.3 Závislost dodání IMRT polí na úhlu ramene a kolimátoru	35
3.4 Přesnost dodání dávky při přerušeném ozáření	36
3.5 Stabilita transmise MLC	36
3.6 Stabilita dozimetrické separace lamel	37
3.7 Stabilita energie svazku IMRT pole	38
3.8 Stabilita homogenity IMRT pole	38
PŘÍLOHA 2: METODIKA PRO OVĚŘENÍ FUNKCÍ TPS POMOCÍ QUASAR FANTOMŮ	39
1. QUASAR MLC GEOMETRICKÝ FANTOM	39
1.1 Získání sady CT řezů.....	40
1.2 Zadání soustavy souřadnic	41
1.3 Zobrazení svazku.....	42
1.4 Rekonstrukce řezů z více transversálních řezů	45
1.5 Digitálně rekonstruované rentgenogramy (DRR)	45
1.6 Portálové zobrazování	46
2. QUASAR ANTROPOMORFNÍ FANTOM	47

2.1 Získání sady CT řezů.....	47
2.2 Správné získání řezů a jejich přenos do 3D plánovacího systému.....	48
2.3 Hodnocení cílových objemů.....	48
2.4 Ověření správnosti výpočtu histogramu dávka-objem (DVH).....	51
2.5 Převod CT čísel na hodnoty relativní elektronové hustoty	52
TABULKA 8. NASTAVENÍ LAMEL VÍCELAMELOVÉHO KOLIMÁTORU PRO MĚŘENÍ S QUASAR MLC GEOMETRICKÝM FANTOMEM.....	54
TABULKA 9. PROTOKOL PRO MĚŘENÍ S QUASAR MLC GEOMETRICKÝM FANTOMEM	65
TABULKA 10. PROTOKOL PRO MĚŘENÍ S QUASAR ANTROPOMORFNÍM FANTOMEM.....	70
LITERATURA	75

1. ÚVOD

Toto doporučení je rozšířením doporučení SÚJB – Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – urychlovače elektronů vydaného v roce 1998 (Doporučení pro urychlovače elektronů) [1], které zůstává v platnosti.

Radioterapie v České republice se v poslední době výrazně rozvíjí v souvislosti s významným rozšiřováním a obnovováním ozařovací techniky a v souvislosti se zaváděním nových postupů spočívajících v přizpůsobení dávkové distribuce tvaru cílového objemu při současném šetření okolních tkání a orgánů, tzv. 3D konformní radioterapie. Tato skutečnost přináší nutnost rozšířit systém jakosti na celý řetězec dodání dávky pacientovi, zahrnující lineární urychlovač s vícelamelovým kolimátorem, plánovací systém, elektronický portálový zobrazovací systém a další. Na zabezpečování jakosti se podílí jak systém pravidelných zkoušek zajišťovaný držiteli povolení, tak nezávislé ověřování prostřednictvím Státního úřadu pro jadernou bezpečnost. Je nezbytné průběžně doplňovat parametry, které je třeba testovat, a vyvíjet metody pro nezávislé ověřování systémů používaných v 3D konformní radioterapii.

Kapitola 3. obsahuje minimální seznam testů pro zkoušky provozní stálosti, zkoušky dlouhodobé stability a přejímací zkoušky lineárních urychlovačů, elektronických portálových zobrazovacích systémů a plánovacích systémů. Seznam pro lineární urychlovače elektronů vychází ze zkoušek popsanych v [1] a [3]. Je rozšířen o zkoušky MLC a zkoušky týkající se techniky IMRT. Oproti stávajícímu doporučení pro urychlovače elektronů [1] jsou upraveny tolerance pro provádění ZDS, PZ a ZPS a frekvence pro ZPS dle [9,3] a dosavadních zkušeností. Seznam testů pro plánovací systémy vychází z doporučení SÚJB pro plánovací systémy [6].

Kapitola 4. je věnována testům, které zatím nebyly popsány v doporučení SÚJB [1] ani v Katalogu metodik pro zkoušky v radioterapii [3]. Tvoří ji popis vlastností a parametrů MLC, IMRT a EPID, které jsou důležité z hlediska zabezpečování jakosti těchto zařízení a technik [2, 5, 7, 12]. Jsou v ní popsány různé typy MLC dle výrobce. Protože se MLC systémy různých výrobců od sebe liší, není v této kapitole popsána podrobná metodika zkoušek.

V kapitole 5. je uveden popis průběhu celého procesu uvádění nového ozařovače do klinického provozu.

V příloze č. 1 je uvedena metodika nezávislé prověrky jakosti pro lineární urychlovače vybavené MLC a techniku IMRT. Metodika nezávislé prověrky pro MLC a IMRT je uvedena jednak proto, že vyžaduje větší spolupráci s pracovištěm než základní nezávislá prověrka, jednak může tato metodika zároveň sloužit jako metodika pro provádění daných testů v rámci pravidelných zkoušek. Metodika nezávislé prověrky je uvedena ve zjednodušené formě vhodné pro účely doporučení.

Příloha č. 2 obsahuje metodiku ověření nedozimetrických parametrů a zobrazovacích funkcí plánovacích systémů pomocí QUASAR fantomů. Tyto fantomy jsou majetkem Státního ústavu radiační ochrany a je možné si je po dohodě zapůjčit.

V této práci rozlišujeme mezi zabezpečováním jakosti přístroje pro techniku IMRT a kontrolou konkrétních patientských plánů léčených technikou IMRT – popis této kontroly není předmětem tohoto doporučení.

2. VÝZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A TERMINOLOGIE

Použitá terminologie vychází z [1]. Vysvětleny jsou pouze nové pojmy.

MLC	Vícelamelový kolimátor. <i>Multileaf collimator</i>
IMRT	Radioterapie s modulovanou intenzitou fotonového svazku. <i>Intensity modulated radiation therapy</i>
Statický MLC	Vícelamelový kolimátor používaný ve statickém modu (tj. přizpůsobení tvaru pole tvaru cílového objemu)
Segmentovaný MLC	Vícelamelový kolimátor používaný pro IMRT techniku „step-and-shoot“ (svazek je spuštěn, když se nepohybují lamely MLC) <i>Segmental MLC, step-and-shoot</i>
Dynamický MLC	Vícelamelový kolimátor používaný pro IMRT techniku „sliding window“ (svazek je spuštěn, když se pohybují lamely MLC) <i>Dynamic MLC, sliding window</i>
EPID	Elektronický portálový zobrazovací systém <i>Electronic portal imaging device</i>
TPS	Plánovací systém <i>Treatment planning system</i>
ZPS	Zkouška provozní stálosti
ZDS	Zkouška dlouhodobé stability
PZ	Přejímací zkouška
SID	Vzdálenost od zdroje k aktivní vrstvě elektronického portálového zobrazovacího systému <i>Source-imager-distance</i>
ZIZ	Zdroj ionizujícího záření
MU	Monitorová jednotka <i>Monitor unit</i>
IGRT	Obrazem řízená radioterapie <i>Image guided radiation therapy, IGRT</i>

3. MINIMÁLNÍ SEZNAM TESTŮ PRO ZPS, ZDS A PZ

3.1 Úvod k seznamu testů

Minimální seznam testů slouží jako přehled zkoušek, které je třeba provést v rámci ZPS, ZDS a PZ pro lineární urychlovače elektronů. Seznam vychází z doporučení SÚJB Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Urychlovače elektronů [1], z Katalogu metodik pro zkoušky v radioterapii [3] a z doporučení SÚJB Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Plánovací systémy pro 3D konvenční radioterapii [6]. Seznam je dále doplněn o další testy [2, 5, 7, 12] ve stávajících doporučeních neuvedené, jejichž popis je proveden v následující kapitole. U každého testu je uvedena základní literatura, kde je test obsažen – přednostně [1] příp. [3], pokud je tam test také obsažen (je uveden i odkaz na konkrétní kapitolu). Požadavky normy ČSN EN 602 601-2-1 [4] určené především pro výrobce, pro typové zkoušky a pro zkoušky na pracovním místě jsou uvedeny v samostatné tabulce. Odkazy na testy, které byly zahrnuty do [1], ačkoliv se objevují i v [8] a [9] již nejsou v tabulkách v odkazech na literaturu uvedeny. Uvedeny jsou pouze v případě, kdy sloužily jako materiál pro v tabulkách uvedené frekvence či tolerance.

Frekvence uvedené v tabulkách jsou frekvence doporučené. Odpovídají příslušným zdrojům (literatuře), případně byly upraveny dle dosavadních zkušeností. Je možné zohlednit i frekvence uvedené v [9] resp. vlastní zkušenosti a způsob použití dané ozařovací techniky. Zúžení seznamu testů je možné, pokud je to v programu zabezpečování jakosti pracoviště a následně v metodice zkoušek provozní stálosti rozumně odůvodnitelné a odůvodněné. Kromě testů v seznamu je třeba provádět další zkoušky, které doporučuje zařadit do systému zkoušek výrobce. Tyto nejsou v seznamu zahrnuty.

Parametry, jejichž kontrola je navržena pro zkoušku provozní stálosti jednou ročně, by se měly kontrolovat jednou při zkoušce provozní stálosti a jednou při zkoušce dlouhodobé stability (neplatí pro plánovací systémy). Doporučuje se provádět roční zkoušku provozní stálosti zhruba v polovině období mezi dvěma zkouškami dlouhodobé stability, aby se minimalizoval interval, po kterém je parametr ověřován.

Seznam postihuje současný stav úrovně vybavení a znalosti problematiky v ČR a bude průběžně doplňován a revidován. Měl by sloužit jednak pro radiologické fyziky jako vodítko pro vypracování metodik příslušných testů, jednak pro posuzovatele těchto metodik, aby bylo možné posoudit úplnost seznamu zkoušek s ohledem na stávající vybavení a používané techniky. Dále může sloužit pro obecnou diskusi o obsahu a pojetí zkoušek.

Seznam zkratk:

A	Kontrola se provádí před aplikací
D	Kontrola se provádí denně
T	Kontrola se provádí jednou za týden
M	Kontrola se provádí jednou za měsíc
R/2	Kontrola se provádí jednou za půl roku
R	Kontrola se provádí jednou za rok
F	Toleranci nelze udat kvantitativně (kontrola funkčnosti, vyhovuje x nevyhovuje, provedeno)
x	Stanoví se referenční hodnota

Pokud je v tabulce prázdné pole, znamená to, že se zkouška neprovádí.

3.2 Zkoušky pro lineární urychlovač s MLC a techniku IMRT

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ	Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance	Tolerance	
Popis přístroje a ozařovacího stolu	Elektronické úhlové stupnice (kolimátor, rameno)	M	0,5°	0,5°	0,5°	[1] [3 - B.II.1, A.II.3, A.II.4]
	Elektronické úhlové stupnice (izocentr. rotace stolu)	M	0,5°	0,5°	0,5°	[3 - A.II.5.1]
	Elektronické délkové stupnice	M	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.II.2]
	Mechanické úhlové stupnice (kolimátor, rameno)	R	0,5°	0,5°	0,5°	[1] [3 - B.II.3, A.II.3, A.II.4]
	Mechanické úhlové stupnice (izocentr. rotace stolu)	R	0,5°	0,5°	0,5°	[3 - A.II.5.1]
	Rozsah rotace kolimátoru			0,5°	F	[3 - A.II.3]
Bezpečnostní, výstražné a indikační systémy	Rozsah rotace ramene			0,5°	F	[3 - A.II.4]
	Rozsah pohybu stolu			2 mm	F	[3 - A.II.5]
	Signalizace stavu přístroje	D	F	F	F	[1] [3 - B.I.1]
	Vstup do ozařovny	D	F	F	F	[1] [3 - B.I.2]
	Antikolizní systém	D	F	F	F	[1] [3 - B.I.4]
	Pohyby ozařovače (včetně STOP tlačítek)	D	F	F	F	[1] [3 - B.I.3]
	Stav ozařovacích pomůcek	D	F	F	F	[1]
	Volba druhu záření	D	F	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	Volba energie	D	F	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	Systém sledování pacienta (zvuk, obraz)	D	F	F	F	[1] [3 - B.I.6]
	Nouzové vypínače	M	F	F	F	[1] [3 - B.I.3]
	Koncové polohy	M	F	F	F	[1] [3 - B.I.4]
	Rotace ramene - volba stacionární n. pohybové terapie	M	F	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	Kontrola mechanického ovládání stolu	M	F	F	F	[1]

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ	Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance	Tolerance	
Bezpečnostní, výstražné a indikační systémy	Kontrola kódování ozařovacích pomůcek	M	F	F	F	[1] [3 - B.X.]
	Kontrola systému monitorování dávky	M	F	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	Kontrola řídicího časovače	M	F	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	Zbytkový pohyb "dojezd" - ramene - stolu				2° 10 mm	[1] [3 - B.II.9]
	Nastavení ozařovacích pomůcek - kolmost - poloha				1° 2 mm	[1] [3 - B.X.]
Mechanické parametry a shoda mechanických a optických parametrů	Souhlas geometrické osy a osy rotace kolimátoru	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.III.1]
	Souhlas osy rotace kolimátoru a světelné osy	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.III.1]
	Koincidence bočních zaměřovačů v izocentru	T	1 mm	1 mm	1 mm	[1] [3 - B.III.3]
	Souhlas světelné osy s rovinou laseru v sagitální rovině	T	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.III.3]
	Přesnost optického dálkoměru	T (M)	2 mm	2 mm	SSD 100 cm: 1 mm SSD 70 a 150 cm: 5 mm	[1] [3 - A.II.6, B.III.4]
	Shoda velikosti světelného pole s indikovaným údajem (symetrické pole 10x10, 25x25, 3 asymetrická pole)	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - A.II.2.2, A.II.2.3]
	Poloha izocentra při rotaci ramene	M	3 mm	3 mm	3 mm	[1] [3 - B.III.2, A.II.1.2]
	Poloha izocentra při rotaci kolimátoru				2 mm	[3 - A.II.1.1]
	Seřízení světelných zaměřovačů do izocentra	M	1 mm	1 mm	1 mm	[1] [3 - B.III.3]
	Ortogonalita světelných rovin	M	1°	1°	1°	[1] [3 - B.III.3]
	Geometrie kolimátoru - symetrie lamel kolimátoru - rovnoběžnost a kolmost lamel kolimátoru				1 mm 0,5°	[1] [3 - B.III.5]

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ	Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance	Tolerance	
Ozařovací stůl	Svislý pohyb ozařovacího stolu	R	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.II.6]
	Izocentrická rotace ozařovacího stolu	R	3 mm	3 mm	3 mm	[1] [3 - B.II.7]
	Tuhost desky ozařovacího stolu - příčný pohyb - podélný pohyb	R	5 mm 5 mm	5 mm 5 mm	5 mm 5 mm	[1] [3 - B.II.4, B.II.5] [9]
	Stálост nastavené výšky stolu	R	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.II.8]
Systém monitorování dávky	Stabilita systému monitorování dávky	D	2%	2%	2%	[1] [3 - B.V.1, B.VIII.1]
	Blokovácí funkce sek. systému monitorování dávky	M	1.10	1.10	1.10	[1] [3 - B.I.5]
	Reprodukovatelnost systému monitorování dávky	R	0.5%	0.5%	0.5%	[1] [3 - A.V.I, B.V.2, B.VIII.2]
	Linearita systému monitorování dávky	R	1%	1%	1%	[1] [3 - A.V.2, B.V.3, B.VIII.3]
	Závislost systému monitorování dávky na rotaci ramene - pro stacionární terapii - pro rotační terapii	R	3% 2%	3% 2%	3% 2%	[1] [3 - A.V.4, B.V.4, B.VIII.4]
	Závislost na dávkovém příkonu			2%	2%	[3 - A.V.3, B.V.6, B.VIII.6]
Charakteristiky radiačního pole fotonových svazků	Souhlas světelné osy a osy svazku záření	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.IV.1]
	Shoda velikosti světelného a radiačního pole - pro pole menší nebo rovno 20x20 cm ² - pro pole větší než 20x20 cm ²	M (R)	2 mm 3 mm	2 mm 3 mm	2 mm 3 mm	[1] [3 - B.IV.2]
	Shoda velikosti radiačního pole s indikovaným údajem - pro pole menší nebo rovno 20x20cm ² - pro pole větší než 20x20 cm ²	M (R)	2 mm 3 mm	2 mm 3 mm	2 mm 3 mm	[1] [3 - B.IV.3]
	Homogenita radiačního pole	M	6%, 10%*	6%, 10%*	6%, 10%*	[1] [3 - B.IV.4]
	Symetrie radiačního pole	M	3%*	3%	3%	[1] [3 - B.IV.4]

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ		Literatura
		Frekvence	Tolerance		Tolerance	Tolerance	
Charakteristiky radiačního pole fotonových svazků	Radiační polostín	M	2 mm	2 mm	x	[1] [3 - B.IV.4]	
	Stabilita homogenity radiačního pole (pro hl. polohy ozařovače)	R	nebo dle [9]	3%*	3%	[1] [3 - B.IV.5]	
	Stabilita symetrie radiačního pole (pro hl. polohy ozařovače)	R		3%*	3%	[1] [3 - B.IV.5]	
	Zařízení pronikající kolimačním systémem				2%	[1] [3 - A.I.1, A.X.8.16.1]	
Dozimetrické charakteristiky fotonových svazků	Unikající záření vně maximálního radiačního pole						
	maximální dávka:				0.1%	[1] [3 - A.I.2, A.X.8.16.3]	
	průměrná dávka:					[1] [3 - A.VI.1, B.V.5] [9]	
	Ukončení pohybové terapie	M	5%/3°	0.2 MU, 0.5°	0.2 MU, 0.5°	[3 - A.VI.2]	
	Dynamické klíny	D	0.2 MU, 0.15 cm	0.2 MU, 0.15 cm	2%		
	Motorizované klíny	D	2%	2%			
	Stanovení absorbované dávky v referenčním bodě	M	2%	2%	x	[1] [3 - B.VI.3]	
	Energetické parametry svazku záření	R	3%	3%	x	[1] [3 - B.VI.2] [9]	
	Faktory velikosti pole	R	2%	2%	x	[1] [3 - B.VI.4]	
	Klínové faktory	R	2%	2%	x	[1] [3 - B.VI.5]	
Charakteristiky radiačního pole elektronových svazků	Kontrola polohy klínu	R	1%	1%	1%	[1] [3 - B.VI.5]	
	Faktory podložky				x	[1] [3 - B.VI.6]	
	Faktory zeslabení stínícím blokem				x	[1] [3 - B.VI.7]	
	Souhlas světelné osy a osy svazku záření	M (R)	4 mm	4 mm	4 mm	[1] [3 - B.VII.1]	
	Shoda velikosti radiačního pole s indikovaným údajem	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.VII.2]	

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS		PZ	Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance	Tolerance	Tolerance	
Charakteristiky radiačního pole elektronových svazků	Homogenita radiačního pole - podél hlavní osy - podél diagonály	M	10 mm 20 mm	10 mm 20 mm	10 mm 20 mm	10 mm 20 mm	[1] [3 - B.VII.3]
	Symetrie radiačního pole	M	5%*	5%	5%	5%	[1] [3 - B.VII.3]
	Radiační polostín	M	2 mm	2 mm	x	x	[1] [3 - B.VII.3]
	Stabilita homogenity radiačního pole (pro hl. polohy ozařovače)	R	3%*	3%	3%	3%	[1] [3 - B.VII.4]
	Stabilita symetrie radiačního pole (pro hl. polohy ozařovače) Zařízení pronikající kolimačním systémem	R	5%*	5%	5%	5%	[1] [3 - B.VII.4]
	- maximální dávka: průměrná dávka: - dávka 2 cm od povrchu tubusu Unikající záření vně maximálního radiačního pole				10% 1%/1.5% 10%		[1] [3 - A.X.8.16.2]
	- maximální dávka: - průměrná dávka:				0.2% 0.1%		[1] [3 - A.X.8.16.3]
	Ukončení pohybové terapie	M	5%/3°	0.2 MU, 0.5°	0.2 MU, 0.5°	0.2 MU, 0.5°	[1] [3 - B.V.5, B.VIII.5] [9]
	Stabilita svazku při rotaci ramene				F	F	[3 - A.IV.9]
	Kontaminace elektronových svazků brzdným zářením				3%,5%	3%,5%	[3 - A.IV.3]
Dozimetrické charakteristiky elektronových svazků	Stanovení absorbované dávky v referenčním bodě	M	2%	2%	x	x	[1] [3 - B.IX.4]
	Energetické parametry svazku záření	T (pro 3 energie)	3%	3%	x	x	[1] [3 - B.IX.2] [9]
	Ověření stability energie pro hl. polohy ozařovače	R	4%	4%	x	x	[1] [3 - B.IX.5] [9]
	Faktory velikosti pole	R	2%	2%	x	x	[1] [3 - B.IX.6]

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ		Literatura
		Frekvence	Tolerance		Tolerance	Tolerance	
MLC statický	Reprodukovatelnost polohy lamel	M (R)	2 mm	2 mm	1 mm	[3 - A.VII.1.6, B.XI.1.4]	
	Souhlas geometrické osy a osy rotace kolimátoru			2 mm	2 mm	[3 - B.XI.1.1]	
	Souhlas osy rotace kolimátoru a světelné osy			2 mm	2 mm	[3 - B.XI.1.1]	
	Shoda velikosti světelného pole s indikovaným údajem pro MLC (10x10 cm ²)	M	2 mm	2 mm	2 mm	[3 - A.VII.1.4, B.XI.1.3]	
	Shoda velikosti světelného pole s indikovaným údajem pro MLC - nepravidelná pole	T	2 mm	2 mm	2 mm	[3 - A.VII.1.4, B.XI.1.3]	
	Shoda velikosti radiačního pole s indikovaným údajem pro MLC - nepravidelná pole	M	2 mm	2 mm	2 mm		
	Souhlas světelného a radiačního pole (vymezených MLC)	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[3 - A.VII.2.3]	
	Transmise MLC				4%	[3 - A.VII.2.4.2]	
	Připravenost MLC				F	[3 - A.VII.3.1]	
	Ozářen vozík nebo konec lamely				F	[3 - A.VII.3.2]	
MLC dynamický IMRT	Rotace kolimátoru				F	[3 - A.VII.3.3]	
	Lamela v poli				F	[3 - A.VII.3.4]	
	Instalováno příslušenství				F	[3 - A.VII.3.5]	
	Přesnost a reprodukovatelnost polohování lamel MLC	D	1 mm	1 mm	1 mm	[2]	
	Dozimetrická stabilita dodání IMRT pole	D	3%	3%		[2]	
	Dynamická tolerance				x	[2]	
	Analýza zpětné vazby řídicího systému (Varian)	T	F	F		[2]	
	Ověření přesnosti monitorovacího systému urychlovače			2%	2%	[2]	

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ		Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance		Tolerance	
MLC dynamický IMRT	Stabilita rychlosti pohybu lamel	M	2%	2%		2%	Kap. 3.1 Přílohy1 tohoto doporučení
	Reprodukovatelnost dodání IMRT pole	M	2 mm, 5 %	2 mm, 5 %		2 mm, 5 %	
	Závislost dodání IMRT pole na úhlu ramene	M	3%	3%		3%	
	Závislost dodání IMRT pole na úhlu ramene a kolimátoru	R	3%	3%		3%	[2]
	Přesnost dodání dávky IMRT pole při přerušeném ozáření	R	2 mm, 2%	2 mm, 2%		2 mm, 2%	[2]
	Stabilita dozimetrické separace lamel	R	0.5 mm	0.5 mm			[2]
	Dozimetrická separace lamel					x	[2]
	Stabilita transmise MLC	R	5%	5%			[2]
	Stabilita energie svazku IMRT pole	R	2%	2%		2%	[2]
	Stabilita homogenity a symetrie pro IMRT pole	R	dle [1]	dle [1]		dle [1]	[2]
	Rychlost a přesnost pohybu lamel při dynamickém kyvu (Varian)					F	[3 - A.VIII.1.1]
	Blokování záření při dynamickém kyvu					F	[3 - A.VIII.1.2]
	Kyv s dynamickým MLC v klinickém módu					F	[3 - A.VIII.1.3]
Ověření konkrétních pacientských plánů	Metoda step and shoot v servisním módu					F	[3 - A.VIII.2.1]
	Metoda step and shoot v klinickém módu					F	[3 - A.VIII.2.2]
	Metoda sliding window v servisním módu					F	[3 - A.VIII.3.1]
	Metoda sliding window v klinickém módu					F	[3 - A.VIII.3.2]
	Ověření správného výpočtu MU	A					[7] [10]
	Ověření relativní dávkové distribuce	A					[7] [10]

* Hodnota tolerance odpovídá doporučení SÚJB [1], způsob vyjádření byl sjednocen s Katalogem metodik pro zkoušky v radioterapii [3]

Druhá část přijímací zkoušky lineárního urychlovače - přijímací zkouška pro klinický provoz (tak, jak je v současné době zavedena v praxi) je obsažena v tabulce plánovací systémy

3.3 Zkoušky a testy dle normy CSN EN 60601-2-1 v rámci PZ

Následující zkoušky se provádějí pouze při přijímací zkoušce.

Kontrolovaný parametr		PZ	Literatura
		Tolerance	
Identifikace, označení a dokumentace	Klasifikace	F	4
	Označení na vnějším povrchu přístroje nebo částí přístroje	F	4
	Označení uvnitř přístroje nebo částí přístroje	F	4
	Označení ovládacích prvků a přístrojů	F	4
	Vybavení pohyblivých částí stupnicemi a indikacemi	F	4
Průvodní dokumentace	Světelná návěští a tlačítka	F	4
	Návod k použití	F	4
	Technický popis	F	4
	Podmínky okolí	F	4
	Napájení	F	4
Ochrana před nebezpečím úrazu elektrickým proudem	Kryty a ochranná víka	F	4
	Spojení s ochrannou soustavou, funkční uzemnění a vyrovnání potenciálů	F	4
	Trvale unikající proudy a pomocné proudy pacientem	F	4
	Poháněné pohyby	F	4
Pohyblivé části	Rameno, ozařovací hlavice a ozařovací stůl	F	4
	Ovládání pohybů částí přístroje uvnitř ozařovny	F	4
	Ovládání pohybů částí přístroje z vnějšku ozařovny	F	4
Nouzové zastavení motorů		F	4
Zavěšené hmoty		F	4

Kontrolovaný parametr		PZ	Literatura
		Tolerance	
Požadavky na bezpečnost z hlediska ionizujícího záření	Řízení použití přístroje	F	4
	Podmínky spuštění	F	4
	Přerušení ozařování	F	4
	Ukončení ozařování	F	4
	Abnormální ukončení ozařování	F	4
	Programovatelné elektronické subsystémy	F	4
	Neužitečné záření X při elektronovém ozařování	F	4
	Zatažitelné stínění svazku záření	F	4
Vysokofrekvenční (VF) vyzářování		F	4
Abnormální provoz a poruchové stavy		F	4

3.4 Zkoušky pro elektronický portálový zobrazovací systém

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ	Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance	Tolerance	
Testy vyjžděcího ramene	Poloha ramene EPID	T	3 mm	3 mm	3 mm	[3 - A.IX.1.1, B.XII.1.1]
	Rozsah pohybu EPID	R	2 mm	2 mm	2 mm	[3 - A.IX.1.2, B.XII.1.2]
	Přesnost polohy EPID	M	5 mm	5 mm	5 mm	[3 - A.IX.1.3, B.XII.1.3]
	Signalizace kolize	D	F	F	F	[3 - A.IX.1.4, B.XII.1.4]
	Antikolizní systém	D	F	F	F	[3 - A.IX.1.5, B.XII.1.5]
	Odblokování ochrany proti kolizi	D	F	F	F	[3 - A.IX.1.6, B.XII.1.6]
Testy se zářením	Artefakty	M	F	F	F	[5]
	Prostorové zkreslení	M	1 mm	1 mm	1 mm	[5]
	Kontrola kvality portálového snímku pro nejběžnější nastavení (kontrast)	D	F			[5]
	Kontrola kvality portálového snímku pro běžné klinicky používaná nastavení (kontrast)	M	F	F	x	[5]
	Kontrola funkcí software portálového zařízení	R	0.5 mm (0.5 °)	0.5 mm (0.5 °)	0.5 mm (0.5 °)	[5]
	Sumy	R	F	F	F	[5]
	Prostorové rozlišení	R	1 mm	1 mm	1 mm	[5]
	Podmínky rámcových testů (Varian)				F	[3 - A.IX.2.1]
	Nastavení kvality pro získávání obrazů				F	[3 - A.IX.2.1.1]
	Zahřátí přístroje				F	[3 - A.IX.2.1.3]
Ověření relativní dávkové distribuce pro účely kontroly konkrétních patientských plánů (je-li fce dostupná)	Kalibrace akvizičních módů				F	[3 - A.IX.2.1.4]
	Stabilita dozimetrické kalibrace EPID	M	2%	2%	x	[12]
	Faktory velikosti pole pro EPID	R	2%	2%	x	[12]
	Linearita systému EPID pro měření dávky	R	2%	2%	2%	[12]

3.5 Zkoušky pro plánovací systém

Kontrolovaný parametr		ZPS		PZ	Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance	
Registrace pacienta	Jednoznačná identifikace pacienta			F	[6]
	Připojení obrazových dat k existujícímu pacientu			F	[6]
	Vyvolání dat pacienta			F	[6]
Popis anatomie pacienta	Jednoznačná a jednotná identifikace snímků			F	[6]
	Parametry skenování			F	[6]
	Úplnost textové informace	M, R/2, R	F	F	[6]
	Orientace pacienta			F	[6]
	Integrita simultánního přenosu			F	[6]
	Geometrie rekonstruovaných řezů			F	[6]
	Geometrické rozměry	M, R/2, R	1 mm	1 mm	[6]
	Převod pracovních CT jednotek na RED		0,05 pro RED ≤ 0,05 pro RED ≤ voda, 0,1 pro RED > voda	0,05 pro RED ≤ voda, 0,1 pro RED > voda	[6]
	Digitizer a tiskárna	M, R/2, R	1 mm	1 mm	[6]
	Definice anatomických obrysů	R/2, R	1 mm	1 mm	[6]
Popis svazu záření	Automatické obrysy			F	[6]
	Body k zobrazení dávky			F	[6]
	Knihovna ozařovačů			F	[6]
	Funkce TPS	R/2, R	F	F	[6]
	Vzdálenost zdroj izocentrum, poloha izocentra			F	[6]
	Velikost a divergence svazku			F	[6]
	Rotace ramene a ozařovacího stolu			F	[6]
	Rekonstrukce frontálních a sagitálních řezů			F	[6]
	Rotace kolimátoru			F	[6]
				F	[6]

Kontrolovaný parametr		ZPS		PZ	Literatura
		Frekvence	Tolerance	Tolerance	
Popis svazu záření	Popis vícemamelového kolimátoru			F	[6]
	Klínové filtry			F	[6]
	Bloky			F	[6]
	Pohled ze svazku			F	[6]
	Upozornění plánovacího systému			F	[6]
Zobrazování dávky a histogram dávky	Orientace hlavních os ve 3D zobrazení			F	[6]
	Zobrazení dávky			F	[6]
	Výpočet objemu			5%	[6]
	Kontrola histogramu dávka-objem			5%	[6]
	Skládání plánů			F	[6]
Výpočet dávky	Kontrola algoritmu plánovacího systému	R	dle Dop.	dle Dop.**	[6]
	Kontrolní plán	M, R/2, R	F	F	[6]
Údržba a zabezpečení systému	Kontrolní součet	T, M, R/2, R	F	F	[6]
	Zabezpečení systému			F	[6]
	Archivování dat			F	[6]

** Rozsah této zkoušky odpovídá druhé části přijímací zkoušky lineárního urychlovače - přijímací zkouška pro klinický provoz

4. POPIS PARAMETRŮ PRO PROVÁDĚNÍ ZKOUŠEK NA LINEÁRNÍM URYCHLOVAČI S MLC, EPID A TECHNIKU IMRT

V této kapitole jsou popsány parametry, které jsou uvedeny v minimálním seznamu testů v kapitole 3 a nejsou popsány v doporučení SÚJB [1] ani v Katalogu metodik pro zkoušky v radioterapii [3]. Jedná se o parametry či zkoušky, které se týkají vícelamelového kolimátoru a techniky radioterapie s modulovanou intenzitou fotonového svazku [2,7,11] a elektronického portálového zobrazovacího systému [5, 12]. Zkoušky, u kterých není popsána metodika měření, se odkazují na příslušné kapitoly metodiky nezávislé prověrky pro MLC a IMRT uvedené v Příloze 1, kde se lze se způsobem provedení zkoušky seznámit.

Pozn. Ačkoliv je metodika nezávislé prověrky techniky IMRT vytvořena pro měření ve voděekvivalentním IMRT fantomu, je možné je provést ve vodním příp. jiném fantomu.

4.1 Vícelamelový kolimátor a IMRT

Vícelamelový kolimátor je soustava těsně přiléhajících lamel uspořádaných v párech. Celý systém je uložen v hlavici lineárního urychlovače a slouží pro konformní radioterapii (dochází k tvarování pole tak, aby co nejlépe odpovídal tvaru cílového objemu z pohledu svazku) nebo pro techniku radioterapie s modulovanou intenzitou fotonového svazku.

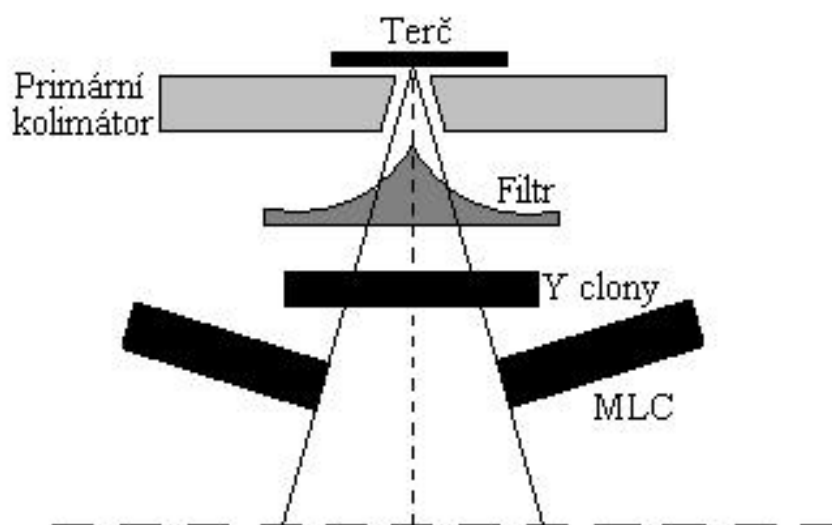
Přesnost polohování lamel je pro techniku IMRT zásadnější než pro konvenční ozařování statickými poli tvarovanými MLC. Pro obě techniky je třeba pravidelně ověřovat shodu rozměrů světelného pole tvarovaného lamelami MLC s požadovanými hodnotami, např. pomocí milimetrového papíru (zejména pro nepravidelné pole), podobně jako pro sekundární clony. Stejně tak je důležité pravidelně ověřovat shodu radiačního pole tvarovaného MLC s indikovaným údajem. Malá nepřesnost v polohování lamel MLC při používání DMMLC pro IMRT vede k významné chybě v dávce. Zkoušku lze jednoduše provést pomocí filmové dozimetrie (viz zkoušky popsané v kapitolách 1 a 3.1 Přílohy 1). Pro uživatele přístrojů firmy Varian je třeba si uvědomit, že tento test není nahrazen analýzou zpětné vazby řídicího systému, protože ten není zcela nezávislý.

Analýza zpětné vazby řídicího systému je zkouška, kterou je možné provádět pouze na urychlovačích firmy Varian. Pro dynamický MLC je zaváděn parametr **Dynamická tolerance**. Jedná se o hodnotu 0,5 mm – 5 mm, která představuje maximální povolenou odchylku skutečné polohy lamely MLC od plánované polohy v rovině izocentra. Tuto odchylku v průběhu ozařování stanovuje kontrolní systém urychlovače každých 50 ms. Pokud odchylka přesáhne hodnotu nastavené dynamické tolerance, je ozařování pozastaveno a MLC se snaží podle plánu pozici lamely napravit. Pokud se mu to nepodaří do 3 s, ozařování je zastaveno a je aktivován příslušný interlock. Všechny odchylky se ukládají do souboru Dynalog file, který je po ukončení ozařování možno analyzovat. Při dalším ozařování se staré hodnoty odchylek v souboru Dynalog file přepíše na aktuální.

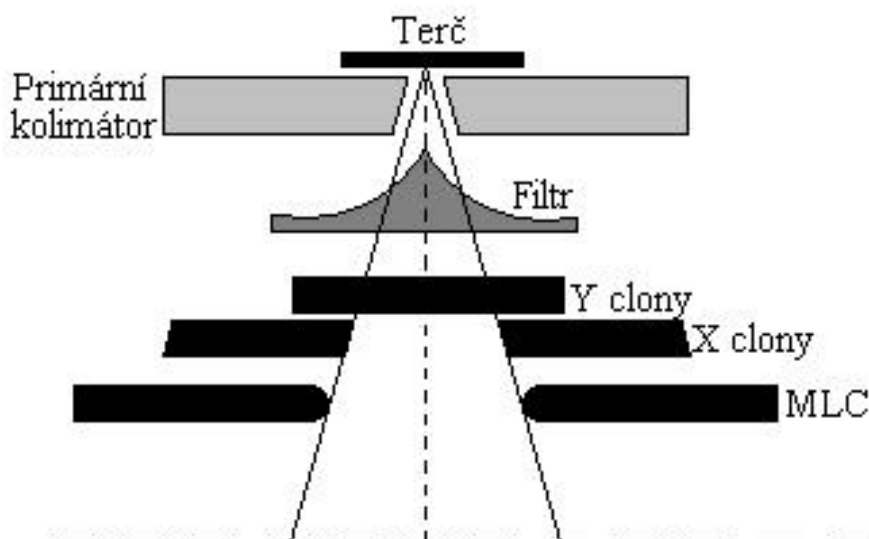
Dozimetrická separace lamel (v anglofonní literatuře označovaná jako dosimetric leaf separation) je parametr, který představuje korekci na zaoblené konce lamel MLC. Nemá tedy smysl ji zavádět u těch vícelamelových kolimátorů, které mají rovné

zakončení lamel (Siemens). V České republice jsou v současné době zastoupeni tři výrobci lineárních urychlovačů a jednotlivé kolimační systémy těchto přístrojů se mezi sebou liší. Siemens má lamely MLC uspořádány tak, že se pohybují po oblouku. Konce lamel MLC jsou rovné a sešikmené tak, že v každém místě odpovídá konec lamely divergenci svazku (viz obr. 1). Sekundární clony v tomto systému ve směru, ve kterém je umístěn MLC, nejsou. Systém má sekundární clony ve směru kolmém. Elekta (viz obr. 3) i Varian (viz obr. 2) mají lamely MLC se zaoblenými konci lamel, které se pohybují ve vodorovné rovině. Přední část lamel MLC je zaoblena proto, aby byla zachována stejná hodnota polostínu nezávisle na vzdálenosti lamely od střední osy svazku. Důsledkem tohoto zaoblání je zvýšení průchodu ionizujícího záření v prvních několika milimetrech od čela lamely. Dozimetrická separace lamel je parametr, který říká, o kolik by se musely lamely MLC posunout, kdyby byl konec lamel rovný a byla získána stejná odezva. Kolimační systémy se liší i v umístění MLC. Varian jej má pod sekundárními clonami, Elekta nad nimi. Sekundární clony u obou systému zůstaly zachovány v obou směrech. U urychlovačů Elekta jsou ovšem sekundární clony ve směru Y automaticky řízeny tak, aby těsně dolehly na pole tvarované MLC, proto v klinickém režimu není možné tyto clony libovolně nastavit.

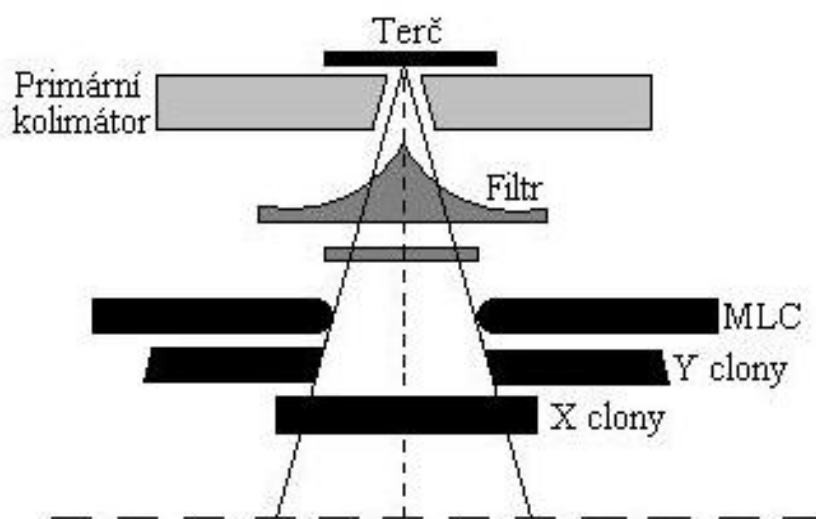
Hodnota dozimetrické separace lamel je stanovena při přejímací zkoušce a zadána do plánovacího systému. V rámci ZPS se ověřuje její stabilita (viz kapitola 3.6 Přílohy 1).



Obr. 1. Kolimační systém u lineárních urychlovačů Siemens



Obr. 2. Kolimační systém u lineárních urychlovačů Varian



Obr. 3. Kolimační systém u lineárních urychlovačů Elekta

Nezávislost dodání dávky na poloze ramene a kolimátoru představuje ověření toho, že dodání IMRT polí není ovlivněno úhlem ramene urychlovače či kolimátoru v jiné než základní poloze (viz kapitola 3.3 Přílohy 1). Lamely MLC se tedy mohou pohybovat ve směru či proti směru gravitačního pole, což jejich trajektorii může ovlivnit.

Transmise MLC charakterizuje průchod záření přes lamely. U techniky IMRT je mnohem zásadnější než při používání MLC ve statickém modu. Při IMRT se používá mnohonásobně vyšší počet monitorových jednotek než v konvenční radioterapii. Dávka dodaná do daného bodu v ozařovaném objemu je navíc dána dávkou dodanou přes otevřené pole tvarované MLC a dávkou z toho záření, které proniká přes lamelu po dobu, kdy je ozařovaný bod touto lamelou stíněn.

Transmisi u lamel MLC rozlišujeme trojího typu: Průchod záření přes plnou šířku lamely, průchod záření v oblasti mezi dvěma sousedními lamelami (mezilamelová

transmise) a průchod záření přes čela lamel. Poslední zmíněná je velmi specifická a závisí na druhu kolimačního systému. Více se o ní hovoří výše v odstavci o Dozimetrické separaci lamel.

Mezilamelové efekty spadají do dvou kategorií. Jednak je to mezilamelová transmise, která je vyšší než transmise přes plnou šířku lamely. Zmírňuje ji tzv. tongue-and-groove systém, což je systém výstupků a žlábků na boku lamel přesně do sebe zapadajících (podobně jsou spojeny systémem pero-drážka např. parkety). Tongue-and-groove systém však způsobuje další mezilamelový efekt, kterým může být podzáření určitých oblastí, zejména u takových nepravidelných IMRT polí, ve kterých se lamely pohybují asynchronně (bývají to oblasti plic, hlavy a krku).

Transmise je stanovena jako průměrná hodnota mezilamelové transmise a transmise přes plnou šířku lamely. Je stanovena při přejímací zkoušce a zadána do plánovacího systému, v rámci ZPS se ověřuje její stabilita (viz kapitola 3.5 Přílohy 1).

Ověření přesnosti monitorovacího systému urychlovače spočívá v kontrole dodání dávky realizovaného takovým polem, kdy dochází velmi často k přerušování svazku po odzáření malého počtu MU (viz kapitola 3.4 Přílohy 1). K tomu dochází při používání segmentovaného MLC, tedy IMRT techniky step-and-shoot. Pro takto realizované pole se provádí i kontrola **stability symetrie a homogenity svazku** (viz kapitola 3.8 Přílohy 1).

Reprodukovatelnost dodání IMRT pole by měl uživatel sledovat v průběhu dní. Poměr odezvy pro IMRT pole a konvenční pole (např. 10 x 10 cm²) by se neměl časem měnit. Metodika této zkoušky je popsána v kapitole 3.2 Přílohy 1.

Přesnost dodání dávky IMRT pole při přerušeném ozáření. Zkouška ověřuje vliv přerušení ozařování na výslednou dávkovou distribuci, používá se při ní filmová dozimetrie. Srovnávají se odezvy pro pole nepřerušené a pole několikrát přerušené.

Stabilita energie svazku IMRT pole spočívá v kontrole, zda přerušování svazku nevyvolává změnu energie svazku. Při ozařování se používá pole, kdy dochází k přerušování svazku periodicky po odzáření velmi malého počtu MU, jako je tomu v případě zkoušky **Ověření přesnosti monitorovacího systému urychlovače**. Srovnává se poměr odezev ve dvou hloubkách (nejlépe 10 cm a 20 cm) pro přerušovaná a nepřerušovaná pole (viz kapitola 3.7 Přílohy 1).

4.2 Elektronický portálový zobrazovací systém

V této kapitole je uveden popis zkoušek, které by měly být v rámci zkoušek provozní stálosti na EPID prováděny. Seznam a popis zkoušek pochází z kanadských standardů pro kontrolu kvality [5] a je rozšířen o zkoušky, které by měly být prováděny v případě využití EPID pro portálovou dozimetrii [12]. Tolerance k jednotlivým zkouškám jsou uvedeny v tabulce v minimálním seznamu testů pro EPID.

Antikolizní systém. Musí být zkontrolována správná funkce všech zařízení, která zajišťují, že nedojde ke kolizi.

Kontrola kvality portálového snímku. Musí být vytvořen portálový snímek fantomu s kontrastními objekty za podmínek, které nejvíce odpovídají běžnému použití pro nejnižší fotonovou energii dostupnou na daném urychlovači. Viditelnost děr je porovnávána s těmi, které byly získány a uvažovány jako přijatelné při přejímací zkoušce. Pokud se EPID využívá pro dozimetrické účely, je kontrola kvality

provedena pro všechny dostupné energie. Tato zkouška se provádí denně pro nejběžnější nastavení, měsíčně pro všechna běžně klinicky používaná nastavení.

Artefakty. Na portálovém snímku by neměly být žádné artefakty (čáry, šmouhy apod.).

Prostorové zkreslení. Pomocí velké mřížky se stanovuje prostorové zkreslení na celém portálovém snímku.

Prostorové rozlišení. Za použití zkušební pomůcky rozlišení při vysokém kontrastu nebo podobného zařízení se měří prostorové rozlišení portálového zařízení ve třech reprezentativních pozicích a získané hodnoty jsou porovnány s hodnotami změřenými při přejímací zkoušce.

Šumy. Za standardních podmínek je získán portálový snímek zeslabovače jednotné tloušťky. Za použití softwaru zařízení se porovnají standardní odchylky hodnot pixelů ve třech nebo více předdefinovaných oblastech zájmů s naměřenými hodnotami při přejímací zkoušce.

Kontrola funkcí software portálového zařízení. Pomocí fantomu o známých rozměrech se kontroluje shoda rozměrů stanovených systémem se skutečnými rozměry fantomu. Srovnání by mělo být provedeno v navzájem kolmých směrech v několika místech.

Pokud je EPID používán nejen k ověření polohy pacienta, ale i k portálové dozimetrii, mělo by být do systému ZPS zařazeno ověření následujících parametrů.

Stabilita dozimetrické kalibrace EPID. V rámci této zkoušky se ověřuje stabilita vztahu mezi monitorovými jednotkami a kalibračními jednotkami EPID měřená v referenčním bodě aktivní vrstvy kazety EPID. Kazeta EPID se umístí do vzdálenosti SID (source-imager-distance), což je vzdálenost zdroje od aktivní vrstvy kazety (nikoliv jejího povrchu). Vytvoří se pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a kazeta je ozářena počtem MU, pro které je normována tabulka faktorů velikosti pole EPID v plánovacím systému. Proveďte se srovnání naměřené hodnoty a hodnoty zadané v TPS, přičemž ty se od sebe nesmí lišit o více než 2%. Pokud je toleranční hodnota překročena, je nutné provést novou kalibraci kazety. Zkouška se provádí měsíčně pro všechny dostupné fotonové energie a všechny dávkové příkony používané pro IMRT.

Pozn. Pokud zobrazovací systém umožňuje pohybovat s vyjížděcím ramenem ve vertikálním směru, různé dávkové příkony a různé energie mohou být změřeny v různých vzdálenostech kazety od zdroje. Při vyšších dávkových příkonech totiž může být standardně používaná vzdálenost nedostatečná, jelikož dojde k saturaci aktivní vrstvy kazety EPID a je tedy nezbytné vzdálenost zvětšit.

Faktory velikosti pole změřené pomocí EPID. Elektronickým portálovým zobrazovacím systémem se stanoví faktory velikosti pole. Základní ověření se provede pro referenční SID, pro kterou bylo provedeno stanovení faktorů velikosti pole pro TPS. Pokud jsou pro portálovou dozimetrii používány i jiné vzdálenosti a jiné dávkové příkony, potom je vhodné ověřit faktory velikosti pole i pro tyto odlišné podmínky. Všechna pole jsou ozářena stejným počtem monitorových jednotek. Ve středu každého pole je stanoven počet kalibračních jednotek. Pro každé pole o rozměrech $a \text{ cm} \times b \text{ cm}$ je stanoven faktor velikosti pole, který je dán poměrem:

$$OF_{EPID} = \frac{D_{EPID,a,b}}{D_{EPID,10,10}}$$

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

Linearita systému EPID pro měření dávky. Měření se provádí ve stejné vzdálenosti kazety EPID, pro kterou bylo provedeno ověření stability dozimetrické kalibrace EPID. Linearita systému EPID je definována jako poměr S mezi odečtem L provedeným pomocí EPID a odečtem monitorových jednotek U :

$$S = \frac{L}{U}$$

Hodnoty S se stanovují pro narůstající počet monitorových jednotek. Spočítá se průměrná hodnota S' , přičemž maximální odchylka S od průměrné hodnoty S' nesmí být větší než 2%. Zkouška se provádí ročně pro všechny dostupné fotonové energie a klinicky používané dávkové příkony.

5. OBSAH PŘEJÍMACÍ ZKOUŠKY ZIZ PRO RADIOTERAPII

1. část

- 1) převzetí přístroje od dodavatele klinickým radiologickým fyzikem (§118 vyhl. 424/04 Sb.) z daného pracoviště za přítomnosti osoby pověřené prováděním PZ tohoto přístroje (§70 odst. (1) písm. e) bod 1,2 Vyhl. 307/02 Sb.)
- 2) ověření splnění požadavků příslušných norem osobou pověřenou prováděním PZ (pokud nebylo provedeno při převzetí) (§70 odst. (1) písm. e) bod 1,2 Vyhl. 307/02 Sb.)
- 3) zkouška přístroje minimálně v rozsahu následných ZDS

Fyzikální provoz (provádí pracoviště): měření dat nutných pro konfiguraci plánovacího systému, vložení dat do plánovacího systému, kontrola shody dat vypočtených plánovacím systémem a dat změřených

2. část

- 4) kontrola stability přístroje v nezbytném rozsahu
- 5) kontrola plánovacího systému (dávky a dávkových distribucí) (§70 odst. (1) písm. e) bod 3. Vyhl. 307/02 Sb.)
- 6) návrh na rozsah ZDS a ZPS (§70 odst. (2) Vyhl. 307/02 Sb.)
- 7) stanovení referenčních dat pro ZDS a ZPS
- 8) souhrnný přehled výsledků jednotlivých testů přijímací zkoušky (příloha č. 6 vyhl. 307/02 Sb.)

Poznámky:

- 1) V rámci bodu 2) 1. části přijímací zkoušky se ověřují parametry dle norem bezpečnostní řady ČSN EN 60601-1, ČSN EN 60601-1-1, ČSN EN 60601-2-x, dále ČSN IEC 976, 977 (pro lineární urychlovače) týkající se ionizujícího záření a radiační ochrany.
- 2) Osoba žádající o povolení pro přijímací zkoušku musí předložit kompletní protokol k celé přijímací zkoušce (včetně testů požadovaných normami). Metodiky k testům popsaným v normě předkládat nemusí, ale musí je znát a být schopna testy v případě potřeby provést. Protokol pak vyplňuje celý.
- 3) Přijímací zkouška zařízení, které nebylo dosud v ČR instalované, (např. On-board imaging nebo Elekta Synergy, umožňující obrazem řízenou radioterapii - IGRT), se může řídit předávacím protokolem dodavatele, protože osoby pověřené prováděním PZ zatím nemají s těmito novými přístroji zkušenost, a tudíž nemají ani vypracované odpovídající metodiky. Od dodavatelské firmy by měl být vyžádán seznam norem, které pro zkoušky daného zařízení použila. IGRT je navíc specifické v tom, že jsou využívány dva zdroje (urychlovač a rtg. 120 kV), a proto se na přijímací zkoušce musejí podílet osoby s povolením pro provádění PZ pro oba typy zdrojů.
- 4) Zkoušky dlouhodobé stability a přijímací zkoušky by měl v optimálním případě provádět klinický radiologický fyzik daného pracoviště. Nezávislé ověření se zajistí prostřednictvím nezávislé prověrky (auditu).

PŘÍLOHA 1: METODIKA NEZÁVISLÉ PROVĚRKY VÍCELAMELOVÉHO KOLIMÁTORU A TECHNIKY IMRT

V současné době dochází v ČR k výraznému rozvoji radioterapie, spočívajícímu zejména v zavádění a používání nových technologií, ke kterým patří i vybavení radioterapeutických lineárních urychlovačů počítačově ovládanými vícelamelovými kolimátory a techniky radioterapie s modulovanou intenzitou fotonového svazku. Proto je nutné doplnit stávající nezávislou prověrku pro lineární urychlovače o odpovídající testy, které ověří vybrané parametry vztahující se k tomuto způsobu léčby. Testy popsané v této metodice byly vytvořeny na základě průzkumu používaných přístrojů a technik v České republice.

Metodika byla vytvořena zejména pro urychlovače firmy Varian. Na urychlovačích jiného výrobce může být technicky nemožné některé testy provést, zároveň běžné výsledné hodnoty u ostatních ozařovačů mohou vycházet jinak a nevyhovět tak tolerančním hodnotám v této metodice. Toleranční hodnoty proto budou na základě získaných zkušeností se systémy jiných výrobců upraveny. Zkoušky v kapitole 2. a zkoušku 1.1 Skládání polí [10] je možné provést na všech typech urychlovačů s MLC v České republice. Pro ověření správné funkce MLC ve statickém režimu jsou tyto zkoušky dostačující.

Protože v současnosti využívají techniku radioterapie s modulovanou intenzitou svazku a dynamický MLC pouze na pracovištích vybavených přístroji od firmy Varian Medical Systems, jsou zkoušky popsané v metodice v kapitole 3. určeny právě pro tento typ urychlovačů [2]. Řídící soubory byly pro účely nezávislé prověrky vytvořeny v softwaru pro polohování lamel Shaper (Varian) ve trojím vyhotovení (52, 80 a 120 lamel) na základě postupů uvedených v [2, 14, 15]. Se zaváděním IMRT na pracoviště vybavená jinými typy urychlovačů a rostoucími zkušenostmi se bude metodika rozšiřovat.

Sekundární clony (pokud není uvedeno jinak) budou během testů nastaveny do pozic, které by byly zvoleny pro danou geometrii při léčbě pacienta. Ozáření proběhne pro jednu zvolenou energii brzděného záření X, nejlépe 6 MV nebo podobnou.

Pozice lamel MLC na obrázcích jsou pouze ilustrativní a neslouží k přesnému určení poloh jednotlivých párů lamel. Nastavení pozic bude provedeno dle zvyklostí pracoviště, jako by tomu bylo učiněno při nastavení polí pro léčbu pacienta.

Hodnocení výsledků kontrol

Pro hodnocení výsledků kontrol se používá tolerance uvedená u každé zkoušky. Pokud odchylka překročí hodnotu tolerance, je třeba zvážit možnou příčinu a případnou závadu odstranit.

Odchylka je rozdíl hodnoty stanovené při zkoušce a hodnoty referenční (odchylka v mm), případně může být vyjádřena relativně z následujícího vztahu (odchylka v %):

$$\Delta [\%] = 100 \cdot (M_{\text{stanovená}} - M_{\text{referenční}}) / M_{\text{referenční}}$$

$M_{\text{stanovená}}$... hodnota stanovená při zkoušce

$M_{\text{referenční}}$... hodnota referenční (hodnota udaná pracovištěm nebo hodnota stanovená při zkoušce za referenčních podmínek)

Způsob vyjádření odchylek je popsán u konkrétní zkoušky.

1. Testy přesnosti polohování lamel MLC

Správnost dávkové distribuce IMRT pole závisí na přesném dodržení plánovaných poloh jednotlivých lamel MLC. Ověření přesnosti polohování lamel má u IMRT mnohem větší význam než u 3D konformní radioterapie. Testy 1.1 a 1.2 jsou koncipovány jako statické ozařování (fixní poloha ramene ozařovače) z více polí s pomocí MLC. Tento režim lze použít k modulaci dávkové intenzity v ozařovaném poli, která je založena na superpozici více polí určitého tvaru. Testy je možné provést i na pracovištích, které modulaci dávkové intenzity nepoužívají při ozařování v klinické praxi a budou sloužit pro účely kontroly správného nastavení poloh jednotlivých párů lamel MLC. Test 1.3 slouží pro ověření přesnosti polohování lamel MLC v dynamickém modu.

Pomůcky: film Kodak X-omat V, vodě ekvivalentní plastické desky, špendlík k označení filmu, denzitometrický systém FIPS, bodový denzitometr PTW DensiX

1.1 Skládání polí

Použije se soubor pro MLC, který provede postupné polohování lamel tak, aby vytvořily 8 paralelních proužků o šířce 2 cm, které na sebe navazují (viz obr. 1). Vzhledem k počtu proužků je vhodné, aby plné pole, které vznikne ozářením filmu, mělo rozměr 16 x 16 cm².

Kolimátor a rameno urychlovače se nastaví na hodnotu 0°, na povrch plastického fantomu se umístí film do vzdálenosti SAD (SSD) používané v klinické praxi a překryje se vrstvou build-up materiálu.

Provede se ozáření všech polí, při kterém bude exponován film pro všech 8 polí (příklad nastavení lamel MLC pro jedno z polí je znázorněn na obr. 2). Vzhledem k citlivosti filmu je vhodné ozářit každé pole dávkou přibližně 0,3 Gy.

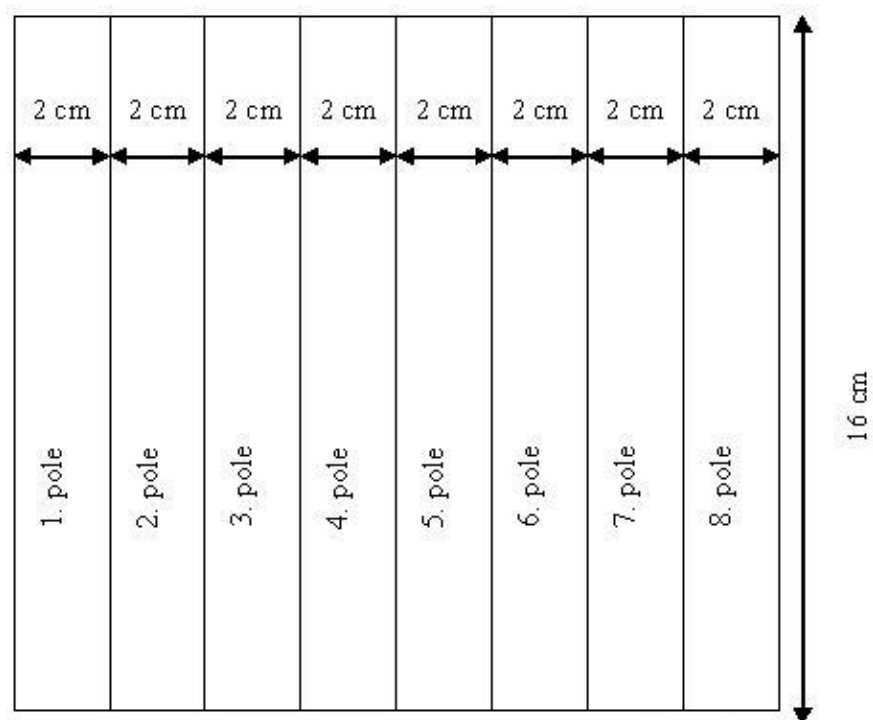
Film je vyvolán a vyhodnocen denzitometrickým systémem FIPS.

Kolimační systémy výrobců Siemens se liší od systémů Varian a Elekta, a proto nelze hodnotit pro oba systémy stejnou veličinu. Pro přístroje Varian a Elekta dojde vlivem zaoblených konců lamel při skládání těsně přiléhajících polí ke vzrůstu optické hustoty mezi těmito poli. Protože urychlovače firmy Siemens mají rovné konce lamel, k efektům vzrůstu optické hustoty nebude docházet a nazářením těsně přiléhajících polí by mělo vzniknout homogenní pole, proto posuzovanou veličinou v tomto případě bude homogenita.

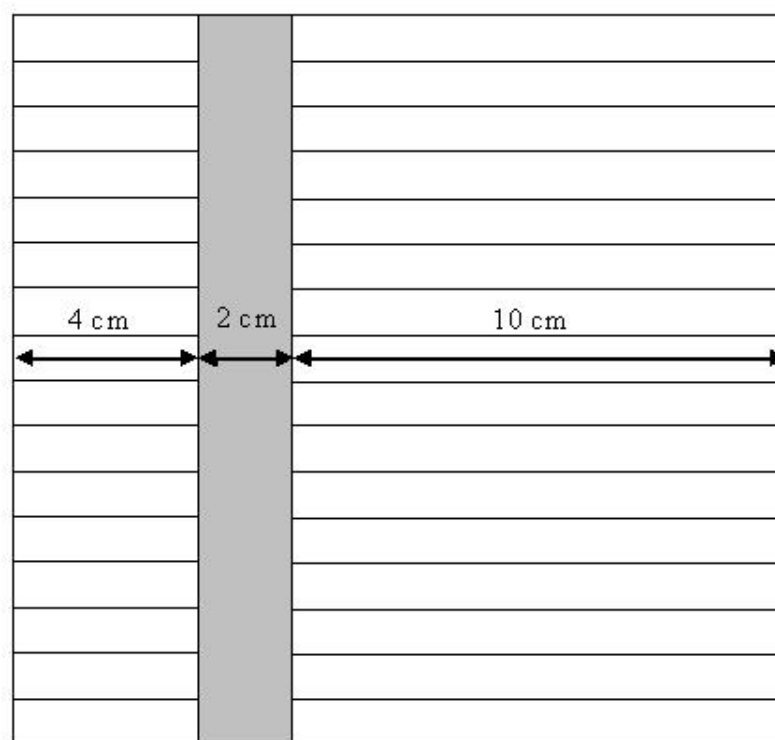
Přístroje firmy Varian a Elekta: Posuzovanou veličinou je hodnota optické hustoty v oblasti, kde dochází k navázání jednotlivých polí. Udává se [10], že pro přístroje firmy Varian by vzrůst optické hustoty v oblasti navázání polí měl být 20% oproti optické hustotě měřené ve středu jednotlivých polí. Maximální tolerovatelná odchylka od této hodnoty jsou 3%.

Přístroje firmy Siemens: S ohledem na zakončení lamel MLC by popsanou superpozicí mělo vzniknout na vyvolaném filmu homogenní pole. Hodnotí se homogenita definovaná v tomto případě jako odchylka maximální nebo minimální optické hustoty filmu od optické hustoty získané ze středu dílčích polí v %.

Tolerance: Varian: **3%** odchylka od referenční hodnoty (20%)
Siemens: homogenita **10%**



Obr. 1. Schéma plného pole, které vznikne po skládání proužků o šířce 2 cm



Obr. 2. Příklad nastavení pozic lamel MLC pro třetí pole

1.2 Paralelní proužky

Test se používá pouze pro statický nebo segmentovaný MLC. Pro dynamický MLC jej nahrazuje test 3.1.

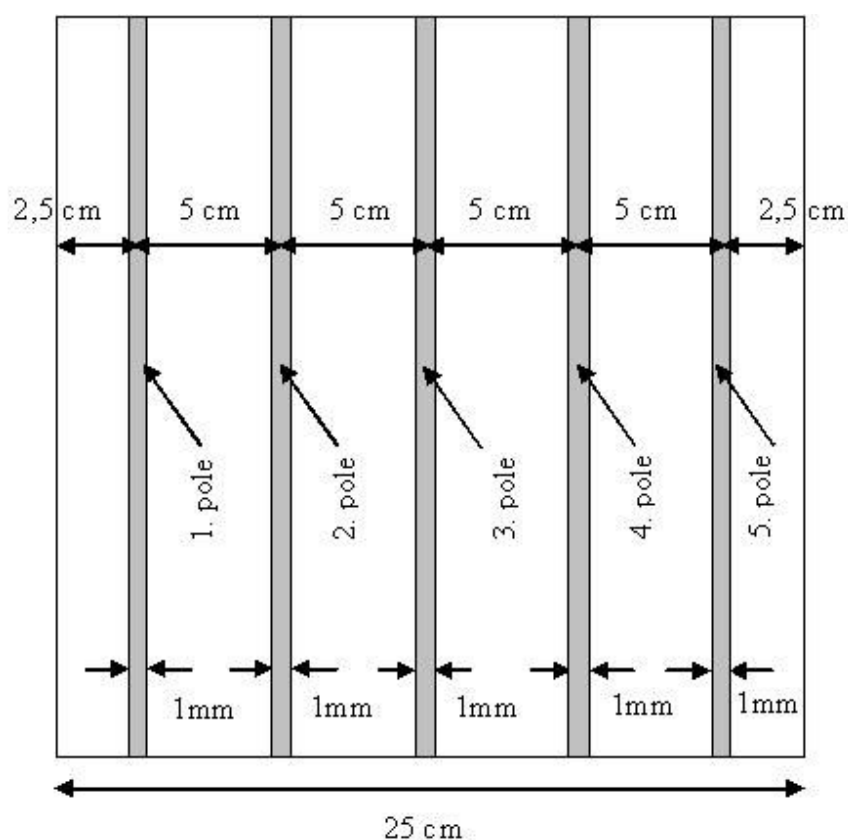
Použije se soubor pro MLC, který provede postupné polohování lamel tak, že vytvářejí 5 paralelních proužků o šířce 1 mm (resp. nejmenší možné), přičemž jednotlivé proužky jsou navzájem vzdáleny 50 mm. Tento soubor bude vytvořen pro plné pole tak, aby v rámci možností došlo k zobrazení všech lamel MLC na filmu (viz obr. 3).

Kolimátor a rameno urychlovače se nastaví na hodnotu 0° , na povrch stolu nebo na povrch plastického fantomu se umístí film do vzdálenosti SAD (SSD) běžně používané v klinické praxi (v tomto případě se v zájmu zachování ostrosti struktur na filmu nepoužije vrstva build-up materiálu).

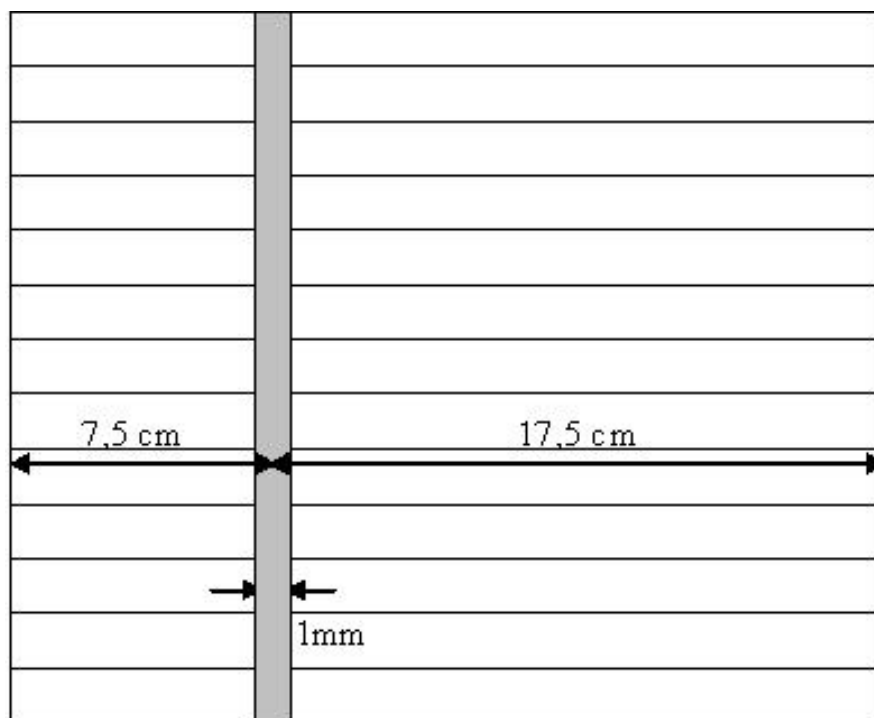
Proběhne ozáření výše uvedených polí, při kterém bude exponován film pro všech 5 polí (příklad nastavení lamel MLC pro jedno z polí je znázorněn na obr. 4). Vzhledem k citlivosti filmu je vhodné ozářit každé pole přibližně 0,5 Gy.

Exponovaný film bude vyvolán a vyhodnocen denzitometrickým systémem FIPS. Ověří se, že všechny proužky jsou navzájem stejně vzdálené (střed stanoven ze znalosti šířky proužku na úrovni 50% signálu). Odchylka některého páru lamel MLC vzhledem k ostatním bude posouzena vizuálně, přičemž je možno registrovat odchylky od 0,2 mm. Odchylka vzdáleností středů jednotlivých proužků by neměla překročit 1 mm.

Tolerance: odchylka vzdáleností středů jednotlivých proužků **1 mm**



Obr. 3. Schéma plného pole, které vznikne po ozáření všech paralelních proužků



Obr. 4. Příklad nastavení pozice lamel MLC pro druhé pole

1.3 Pyramida

Test je převzatý z QA Test Patterns and Procedures [16], dodávaného firmou Varian včetně testovacích souborů (v této příručce je test uveden jako Test 6: Pyramids).

Jsou dodány dva soubory (*pyramida1.mlc* a *pyramida2.mlc*) pro polohování DMLC, které vytvoří pyramidové a inverzní pyramidové pole. Intenzity v jednotlivých částech pyramidového pole jsou: 1.0, 0.8, 0.6, 0.4 a 0.2. Inverzní pyramidové pole doplňuje pyramidové pole tak, že superpozicí těchto dvou polí získáme homogenní čtvercové pole.

Kolimátor a rameno urychlovače se nastaví na hodnotu 0° , na povrch stolu nebo na povrch plastického fantomu se umístí film do vzdálenosti SAD (SSD) používané v klinické praxi a překryje vrstvou build-up materiálu.

Pro první (pyramidové) pole se nastaví sekundární clony pro souřadnici $x = 11.4$ cm, pro souřadnici $y = 10.4$ cm a počet monitorových jednotek 80 MU. Provede se ozáření prvního souboru *pyramida1.mlc*. Film se ponechá ve stejné geometrii.

Pro druhé (inverzní pyramidové) pole nastavte sekundární clony pro souřadnici $x = 9.4$ cm a pro souřadnici $y = 8.4$ cm a počet monitorových jednotek 40 MU. Provede se ozáření druhého souboru *pyramida2.mlc*.

Pomocí denzitometrického systému FIPS se hodnotí homogenita radiačního pole která by neměla přesáhnout 10% (vyšší tolerance oproti toleranci pro homogenitu uvedené v [1] je volena v důsledku výskytu tongue-and-groove efektu).

Tolerance: Homogenita radiačního pole **10 %**

2. Faktory velikosti pole pro pole tvarovaná MLC

Kontrola absorbované dávky ve vodě se provádí pro 4 různé ozařovací geometrie ve vodním fantomu v referenční hloubce a spočívá v porovnání dávky vypočtené plánovacím systémem používaným na daném pracovišti a dávky naměřené nezávisle v rámci nezávislé prověrky. Úkolem pracoviště je pro každou geometrii vypočítat plánovacím systémem počet monitorových jednotek, který odpovídá dávce 2 Gy. Požadované geometrie budou získány nastavením pozic lamel MLC dle popisu a nákresů. Zvolené geometrie jsou shodné s geometriemi, pro které se provádí korespondenční TLD MLC audit.

Pomůcky: ionizační komora PTW 30002, vodní fantom WP-380 (příp. vodní fantom pracoviště), elektrometr Unidos, prodlužovací kabel

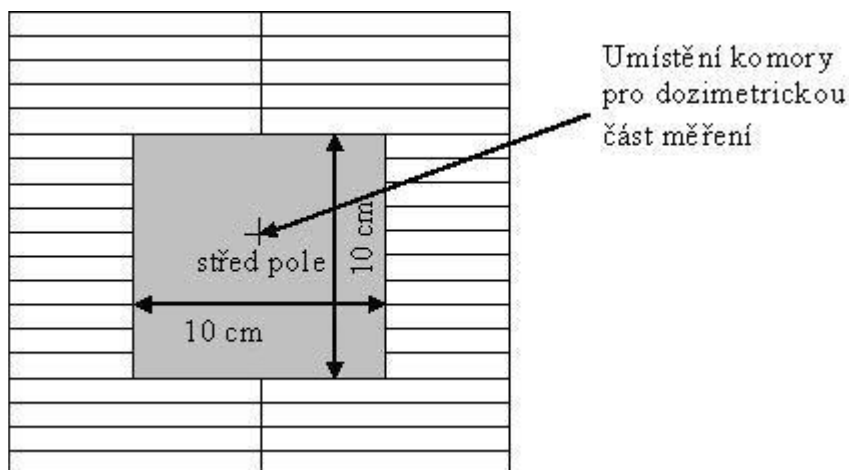
2.1 Referenční pole

Použije se plán, který provede polohování lamel MLC do tvaru čtvercového pole o rozměrech 10 x 10 cm² (viz obr. 5).

Cylindrická komora se umístí do referenční hloubky do vodního fantomu do středu světelného pole do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v klinické praxi. Provede se ozáření komory takovým počtem MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy.

Tolerance pro odchylku dávky předepsané a dodané jsou 2%.

Tolerance: 2%



Obr. 5. Příklad pozice lamel MLC pro pole 10 x 10 cm²

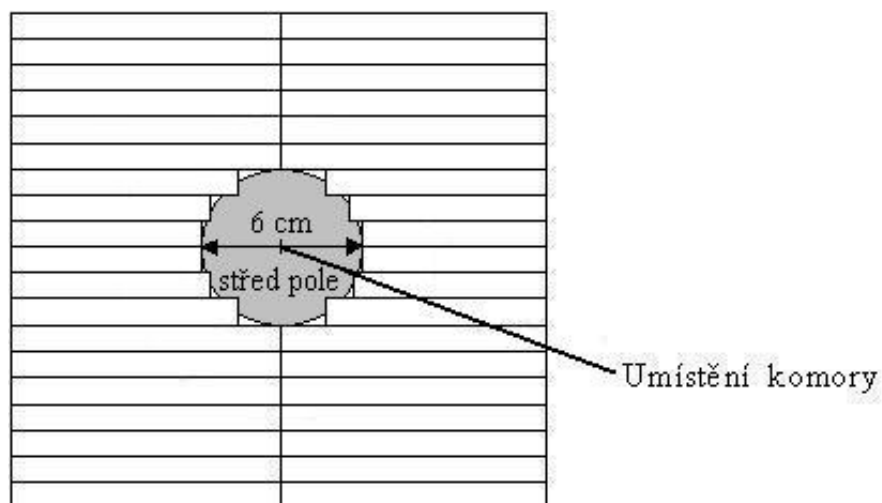
2.2 Kruhové pole

Použije se plán, který provede polohování lamel MLC do tvaru kruhového pole o průměru 6 cm (viz obr. 6).

Cylindrická komora se umístí do referenční hloubky do vodního fantomu do středu světelného pole do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v klinické praxi. Provede se ozáření komory takovým počtem MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy.

Tolerance pro odchylku dávky předepsané a dodané jsou 2%.

Tolerance: 2%



Obr. 6. Příklad pozice lamel MLC pro kruhové pole o průměru 6 cm

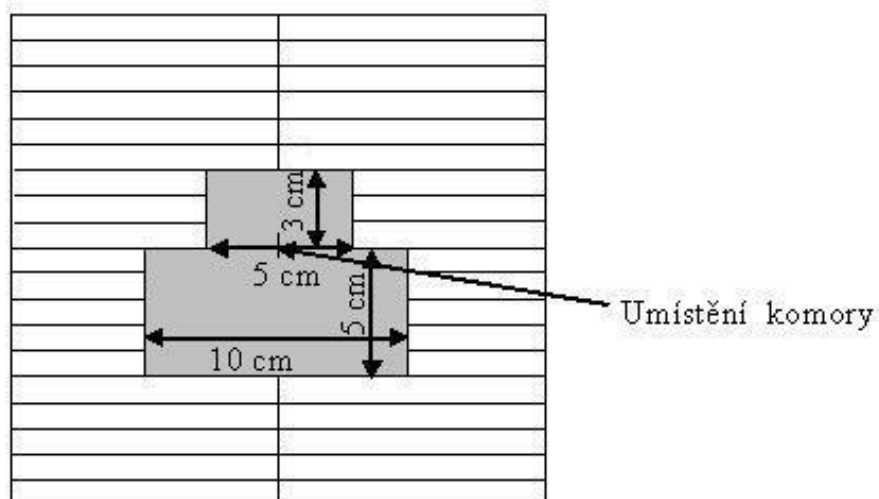
2.3 Nepravidelné pole

Použije se plán, který provede polohování lamel MLC do tvaru nepravidelného pole o maximálních rozměrech 10 cm a 8 cm (viz obr. 7).

Cylindrická komora se umístí do referenční hloubky do vodního fantomu do středu světelného pole dle nákresu na obr. 7 do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v klinické praxi. Proveďte se ozáření komory takovým počtem MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy.

Tolerance pro odchylku dávky předepsané a dodané jsou 2%.

Tolerance: 2%



Obr. 7. Příklad pozice lamel MLC pro nepravidelné pole

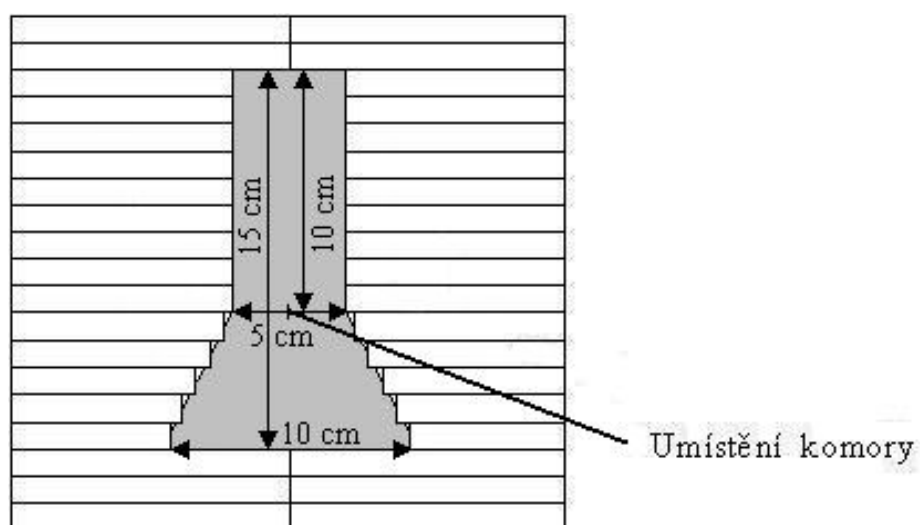
2.4 Obrácené „Y“ pole

Použije se plán, který provede polohování lamel MLC do tvaru pole připomínajícího obrácené „Y“ o maximálních rozměrech 10 cm a 15 cm (viz obr. 8).

Cylindrická komora se umístí do referenční hloubky do vodního fantomu do středu světelného pole dle nákresu na obr. 8 do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v klinické praxi. Provede se ozáření komory takovým počtem MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy.

Tolerance pro odchylku dávky předepsané a dodané jsou 2%.

Tolerance: 2%



Obr. 8. Příklad pozice lamel MLC pro obrácené „Y“ pole

3. Testy dynamického MLC a techniky IMRT

Zkoušky dynamického MLC jsou koncipovány pro urychlovače firmy Varian.

Pomůcky: ionizační komora PTW 30002, ionizační komora CC01, vodě ekvivalentní I'mRT fantom, elektrometr Unidos, prodlužovací kabel, vodě ekvivalentní plastické desky

Popis I'mRT fantomu

I'mRT fantom je výrobkem firmy Scanditronix Wellhöfer a slouží pro dozimetrické ověření IMRT polí. Je vhodný pro kontrolu parametrů MLC a lineárního urychlovače používaného pro techniku IMRT. Při nezávislé prověrce se používá pouze část fantomu (viz obr. 9), kterou je krychle z vodě ekvivalentního materiálu RW3 s vnějšími rozměry 18 cm x 18 cm x 18 cm. Pomocí speciálních vložek je možné použít pro měření ve fantomu ionizační komory PTW 30002 nebo miniaturní komoru CC01.



Obr. 9. I'mRT fantom používaný při nezávislé prověrce

Příprava na měření s I'mRT fantomem

SÚRO vlastní k oběma komorám vložky, které je možné zasunout do fantomu. Protože vložky pro obě komory používané při nezávislé prověrce se liší a jsou vyrobeny tak, že při zasunutí vložky s komorou do fantomu je střed komory mimo centrální svazek, je třeba kromě vložky vložit do fantomu i hranol voděekvivalentního materiálu. Pro obě vložky se tloušťka hranolu liší, pro vložku komory PTW 30002 je to 6 cm a pro vložku komory CC01 je to 7 cm. Komory jsou připojeny k elektrometru Unidos. Před zahájením měření je vhodné komory předzářit dávkou přibližně 3 Gy. Soubory pro provedení všech zkoušek byly vytvořeny v softwaru Shaper (Varian).

3.1 Přesnost polohování lamel dynamického MLC

Test má smysl pro dynamický MLC, při jehož použití se září i při pohybu lamel. Přesnost polohování lamel MLC pomocí paralelních proužků (zkouška popsána v kapitole 1.2 Přílohy 1 tohoto doporučení) není pro dynamický MLC dostačující, protože při ní není testován vliv zpomalování a zrychlování lamel MLC. Následující test je proto vhodný i k ověření stability rychlosti pohybu lamel.

Kolimátor a rameno urychlovače se nastaví na hodnotu 0° , na povrch stolu nebo na povrch plastického fantomu se umístí film do vzdálenosti SAD (SSD) používané v klinické praxi (v tomto případě se v zájmu zachování ostrosti struktur na filmu nepoužije vrstva build-up materiálu).

Použije se soubor pro dynamický MLC *dynam1mm.mlc*. Ten provede polohování lamel MLC tak, že během pohybu všech lamel se zastaví všechny na okamžik v pěti vybraných pozicích. Tímto způsobem se vytvoří proužky navzájem vzdálené 3 cm (pro dynamický MLC firmy Varian nelze vytvořit širší pole než 15 cm). Ozáření tímto souborem vznikne na filmu 5 proužků.

Film ozáříme takovým počtem MU, které odpovídá ozáření dávkou 4 Gy. Exponovaný film bude vyvolán a vyhodnocen denzitometrickým systémem FIPS. Ověří se, že všechny proužky jsou navzájem stejně vzdálené (střed stanoven ze znalosti šířky proužku na úrovni 50% signálu). Odchylka některého páru lamel MLC vzhledem k ostatním bude posouzena vizuálně, přičemž je možno registrovat odchylky od 0,2 mm. Odchylka vzdáleností středů jednotlivých proužků by neměla překročit 1 mm.

Tolerance: 1 mm

3.2 Dozimetrická stabilita dodání IMRT pole

Při tomto testu se používá soubor *10mm.dva* s IMRT polem, které je tvořeno pohybující se štěrbinou zleva doprava 10 mm širokou tak, že výsledkem je pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Do IMRT fantomu, do referenční hloubky (5 cm) a středu světelného pole, se umístí komora PTW 30002 do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v klinické praxi.

Nejprve budou lamely MLC maximálně roztažené a provede se ozáření komory takovým počtem MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy pro otevřené pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ vymezené sekundárními clonami. Hodnota odečtená z displeje Unidosu se zaznamená jako D_{ref} .

Poté se sekundární clony nastaví na velikost pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a provede se ozáření komory souborem *10mm.dva* s nastavením takového počtu MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy. Hodnota odečtená z displeje Unidosu se zaznamená jako D_{MLC} .

Spočítá se $D_{\text{ref}}/D_{\text{MLC}}$.

Tímto způsobem bude provedeno měření při zahájení nezávislé prověrky, v průběhu a ke konci ozařování a výsledky mezi sebou porovnány. Odchylka mezi jednotlivými poměry $D_{\text{ref}}/D_{\text{MLC}}$ by neměla být větší než 2%.

Tolerance: 2%

3.3 Závislost dodání IMRT polí na úhlu ramene a kolimátoru

Při tomto testu se používá soubor *10mm.dva* s IMRT polem, které je tvořeno štěrbinou 10 mm širokou pohybující se zleva doprava tak, že výsledkem bude pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Sekundární clony se nastaví na velikost $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Do IMRT fantomu, do hloubky 9 cm (do středu fantomu) a středu světelného pole, se umístí komora CC01 do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v klinické praxi.

Rameno a kolimátor se nastaví na úhel 0° , provede se ozáření souborem *10mm.dva* s nastavením takového počtu MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy. Na displeji Unidosu se odečte naměřená relativní hodnota R_0 .

Kolimátor se otočí do poloh 90° , 270° a je provedeno ozáření souborem *10mm.dva* s nastavením takového počtu MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy. Relativní hodnoty R_{k90} , R_{k270} se odečtou z displeje Unidosu.

Opakuje se postup pro úhly ramene 90° , 270° a odečtou se naměřené hodnoty i pro různé úhly kolimátoru.

Odchytky mezi poměry $R_0/R_{\text{úhel}}$ by ve všech případech měly být do 3%.

Tolerance: 3%

3.4 Přesnost dodání dávky při přerušeném ozáření

Při tomto testu se používá soubor *prerus.mlc* s IMRT polem, kdy dochází po odzáření každých 2% nastaveného počtu MU k přerušení svazku.

Do l'mRT fantomu, do referenční hloubky a středu světelného pole se umístí komora PTW 30002 do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v praxi.

Provede se referenční ozáření pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ vymezeného lamelami MLC bez přerušení s nastavením takového počtu MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy. Z displeje Unidosu se odečte hodnota R_0 . Sekundární clony se nastaví na velikost pole $12 \times 12 \text{ cm}^2$.

Poté se ozáří pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ vymezené lamelami MLC souborem přerušujícím svazek s nastavením takového počtu MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy. Z displeje Unidosu se odečte hodnota R_{pr} . Sekundární clony zůstanou nastaveny na velikost pole $12 \times 12 \text{ cm}^2$.

Odchylka mezi hodnotami pro referenční a přerušené ozáření by neměla být vyšší než 3%.

Tolerance: 3 %

3.5 Stabilita transmise MLC

Do l'mRT fantomu, do referenční hloubky a středu světelného pole se umístí komora PTW 30002 do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v praxi.

Lamely MLC budou maximálně roztažené a provede se ozáření komory takovým počtem MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy pro otevřené pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ vymezené sekundárními clonami. Hodnota odečtená z displeje Unidosu se zaznamená jako D_{ref} .

Poté se pole zastíní jednou řadou lamel MLC tak, aby se lamely MLC první a druhé řady dotýkaly pod sekundárními clonami. Provede se ozáření takovým počtem MU, které odpovídá dávce 2 Gy. Provede se několik odečtů v různých polohách pod lamelami MLC (posuneme stolem o 0,5 cm příp. takovou vzdálenost, abychom umístili komoru do oblastí plné šířky lamel ale i mezilamelových oblastí).

Popsaný postup se opakuje i pro pole zastíněné druhou řadou lamel MLC.

Ze všech odečtů pod zastíněným polem oběma řadami lamel MLC se spočítá průměrná hodnota D_{tran} .

Změřená hodnota transmise $T = D_{\text{tran}}/D_{\text{ref}}$ by se od hodnoty udané pracovištěm neměla lišit o více než 0,5%. Transmise by neměla být vyšší než 4%.

Tolerance: 0,5 %

3.6 Stabilita dozimetrické separace lamel

Při tomto testu se používají soubory s IMRT poli, kdy se pohybují štěrby o různých tloušťkách (10 mm, 5 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm) zleva doprava.

Do IMRT fantomu, do referenční hloubky a středu světelného pole se umístí komora PTW 30002 do vzdálenosti SAD (SSD) běžně užívané v praxi.

Sekundární clony se nastaví na velikost pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$, provede se ozáření soubory o různých tloušťkách štěrby, vždy s nastavením takového počtu MU, které odpovídá ozáření dávkou 2 Gy. Odečtou se relativní hodnoty z displeje Unidosu R_x odpovídající konkrétní šířce štěrby x .

Odezvy se korigují na transmissi přes lamely MLC. Transmise je různá pro každou šířku proužku, tj. korigovanou odezvu získáme ze vztahu:

$$R_{\text{kor}(x)} = R_x - T \left(\frac{100 - x}{100} \right)$$

kde x je šířka proužku v mm, T je hodnota transmise přes sevřené lamely MLC (získaná v předchozím testu 3.5).

Hodnoty $R_{\text{kor}(x)}$ se vynesou do grafu v závislosti na šířce proužku x . Provede se extrapolace křivky k odezvě odpovídající pouze transmissi přes sevřené lamely MLC. Výsledkem je hodnota dozimetrické separace lamel, která je charakteristická pro konkrétní kombinaci urychlovače a vícelamelového kolimátoru.

Dozimetrická separace lamel se porovná s hodnotou udanou pracovištěm (tj. takovou hodnotou, která je zadána v plánovacím systému). Odchylka změřené a uvedené hodnoty by neměla být větší než 0,5 mm.

Na pracovišti, kde nemohou používat dynamický MLC, ale chtějí ozařovat technikou IMRT s MLC v segmentovaném režimu, bude ověření stability dozimetrické separace lamel provedeno filmovou metodou:

Kolimátor a rameno urychlovače se nastaví na hodnotu 0° , na povrch stolu nebo na povrch plastického fantomu se umístí film do vzdálenosti SAD (SSD) používané v klinické praxi a překryje vrstvou build-up materiálu.

Použije se několik polí tvarovaných MLC s šířkami štěrby 0 až 10 cm. Filmy se ozáří dávkou přibližně 0,3 Gy.

Filmy se vyhodnotí denzitometrickým systémem FIPS, stanoví se dávkové profily ve směru pohybu lamel MLC. Šířky profilů se vynesou do grafu v závislosti na šířce štěrby a bude provedena extrapolace odezvy filmu na nulovou odezvu. Z grafu se odečte hodnota dozimetrické separace lamel.

Vyhodnocení proběhne stejně jako v předchozím případě, kdy se parametr stanovil měřením ionizační komorou.

Tolerance: 0,5 mm

3.7 Stabilita energie svazku IMRT pole

Při tomto testu se používá soubor *prerus.mlc* s IMRT polem, kdy dochází po odzáření každých 2% nastaveného počtu MU k přerušení svazku.

Do IMRT fantomu do středu světelného pole a hloubky 5 cm se umístí komora PTW 30002. Sekundární clony se nastaví na velikost pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$, stejně velké pole bude vytvořeno lamelami MLC. Proběhne ozáření dávkou přibližně 1 Gy bez přerušení svazku a pomocí souboru s přerušením. Zaznamenají se odezvy R_5 a $R_{5\text{přer.}}$.

Obdobně se provede ozáření komory v hloubce 10 cm, čímž se získají odezvy R_{10} a $R_{10\text{přer.}}$.

Spočítá se $\text{TPR}_{10/5} = R_{10}/R_5$ a $\text{TPR}_{10/5\text{přer.}} = R_{10\text{přer.}}/R_{5\text{přer.}}$.

Odchylka mezi těmito hodnotami by neměla být vyšší než 2%.

Tolerance: 2%

3.8 Stabilita homogenity IMRT pole

Při tomto testu se používá soubor *prerus.mlc* s IMRT polem, kdy dochází po odzáření každých 2% nastaveného počtu MU k přerušení svazku.

Kolimátor a rameno urychlovače se nastaví na hodnotu 0° , na povrch stolu nebo na povrch plastického fantomu se umístí film do vzdálenosti SAD (SSD) používané v klinické praxi a překryje vrstvou build-up materiálu.

Sekundární clony se nastaví na velikost pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$, lamely MLC vytvoří pole rovněž $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Provede se ozáření dávkou přibližně 0,5 Gy přerušovaným a po výměně filmu nepřerušovaným svazkem.

Pomocí denzitometrického systému FIPS se vyhodnotí na všech filmech homogenita radiačního pole dle [1], která by neměla přesáhnout 6%.

Tolerance: 6%

PŘÍLOHA 2: METODIKA PRO OVĚŘENÍ FUNKCÍ TPS POMOCÍ QUASAR FANTOMŮ

Metodika pro měření s QUASAR fantomy vznikla na základě uživatelské příručky dodané výrobcem fantomu (Modus Medical Devices) [13] a na základě vlastních zkušeností.

Stanovení a vyjádření odchylek

Odchylka je rozdíl hodnoty stanovené při zkoušce a hodnoty dané konstrukcí fantomu (nebo referenční hodnoty), případně může být vyjádřena relativně z následujícího vztahu:

$$\Delta [\%] = 100 * (M_{\text{stanovená}} - M_{\text{daná}}) / M_{\text{daná}}$$

$M_{\text{stanovená}}$... hodnota stanovená při zkoušce

$M_{\text{daná}}$... hodnota daná konstrukcí fantomu

Způsob vyjádření odchylek je popsán u konkrétní zkoušky.

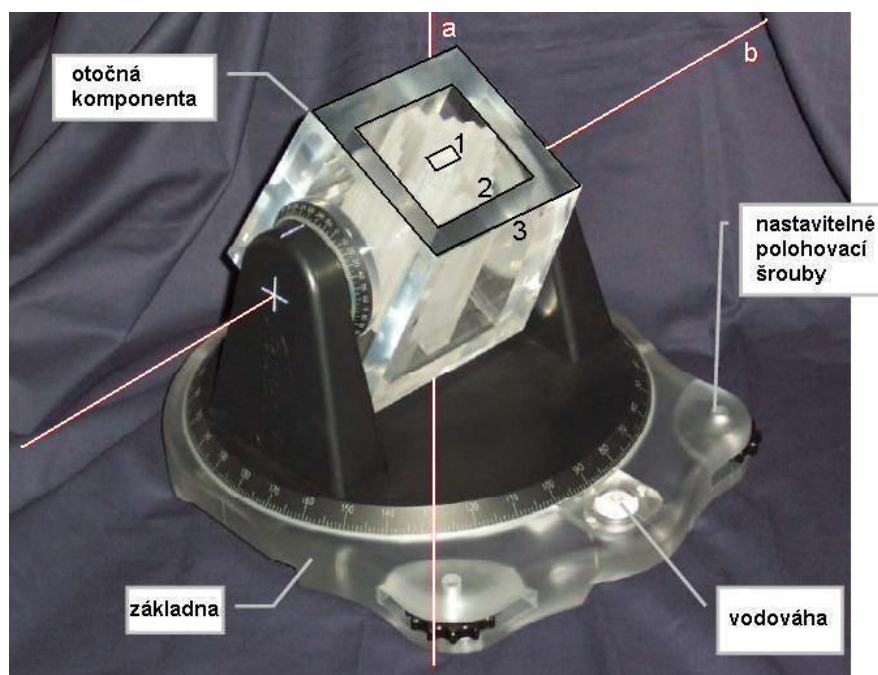
Pro usnadnění orientace v protokolech pro měření s QUASAR fantomy (viz tabulky 9 a 10) jsou odstavce příslušející jednotlivým krokům v metodice číslovány.

1. QUASAR MLC geometrický fantom

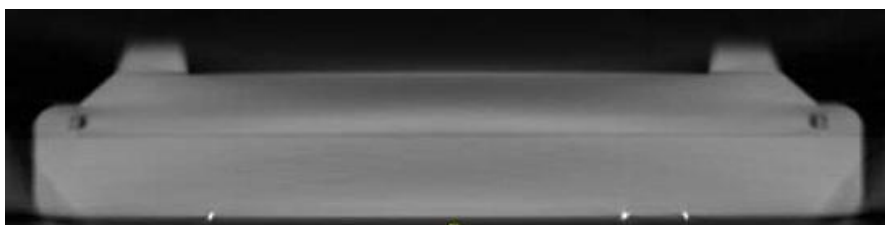
Pomůcky: QUASAR MLC geometrický fantom (možno zapůjčit v SÚRO), 3D plánovací systém, počítačový tomograf (CT)

Popis QUASAR MLC geometrického fantomu

Na obr. 1 je znázorněn QUASAR MLC geometrický fantom. Dle označení na obr. 1 se v této metodice 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 ramene urychlovače. 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 okrají písmene Z, zobrazí se dva ref. body, v ostatních případech tři ref. body, viz obr. 2). Do středu fantomu je umístěna ocelová kulička o průměru 1 mm, která slouží při zadávání soustavy souřadnic (více v příslušném odstavci).



Obr. 1. QUASAR MLC geometrický fantom.



Obr. 2. Zobrazení drátu ve tvaru písmene Z na tomografickém řezu podstavce fantomu

1.1 Získání sady CT řezů

- 1.1.1 Umístěte MLC geometrický fantom na rovný CT stůl, zaoblenějším koncem základny blíže ke gantry. Zaměřovací lasery nastavte na značky umístěné na základně a ramenech otočné komponenty. Fantom vyrovnejte za použití vodováhy do vodorovné polohy dvěma nastavitelnými šrouby na základně.
- 1.1.2 Vytvořte orientační tomografické řezy MLC geometrického fantomu. Vyberte dva tomografické řezy, které procházejí okraji písmene Z tak, aby se drát zobrazil na dva referenční body v základně fantomu.
- 1.1.3 Pokud to umožňují funkce počítačového tomografu, na těchto řezech zaznamenejte 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. Pokud tomu tak není, upravte umístění fantomu a zopakujte postup popsany výše.
- 1.1.4 Základní nastavení fantomu: Otočnou komponentu nastavte 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. Při rotaci MLC geometrického fantomu se uvažuje systém souřadnic definovaný v ICRU Report 42. Terapeutické plánovací systémy nebo lineární

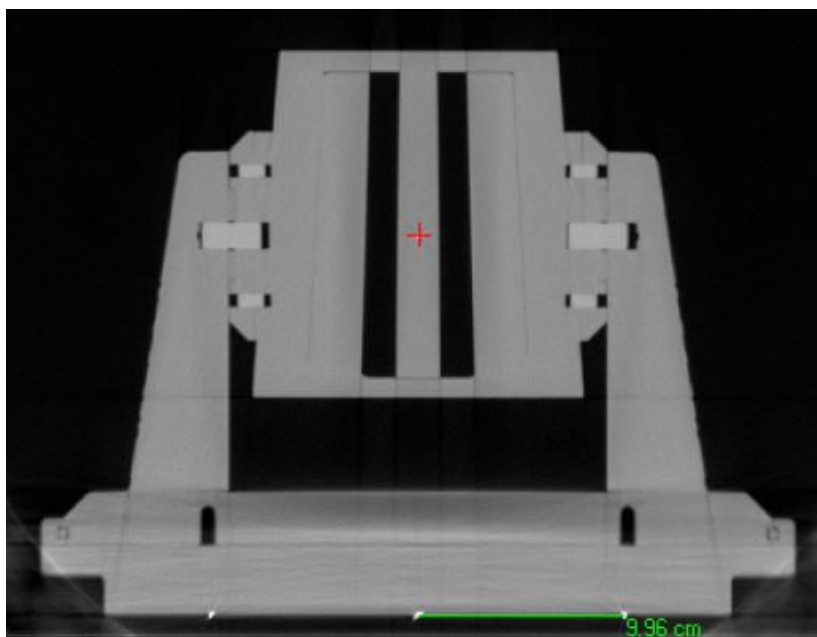
urychlovače používající jiné souřadné systémy mohou vyžadovat převod mezi těmito souřadnicemi.

- 1.1.5 Pořídte sadu CT řezů MLC geometrického fantomu po celé jeho délce. Pro lepší přesnost by tloušťka řezu a krok neměly být větší než 3 mm. Při testování micro-MLC by mělo být použito nejmenší možné tloušťky řezu.
- 1.1.6 Pořídte 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 ramene ozařovače násobku 90-ti stupňů; jednak by měla být otočná komponenta nastavena tak, aby odpovídala natočení stolu a ramene ozařovače jinému než násobkům 90-ti stupňů (doporučujeme nastavení úhlů rotace stolu i ramene 45°).
- 1.1.7 Přeneste sadu CT řezů do 3D plánovacího systému.

1.2 Zadání soustavy souřadnic

- 1.2.1 Prohlédněte si transversální CT řezy a najděte ten, na kterém se zobrazí ocelová kulička. Počátek soustavy souřadnic umístěte do zobrazení této kuličky.
- 1.2.2 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. 3.). Počátek soustavy souřadnic umístěte do zobrazení ocelové kuličky na tomto řezu. Zobrazení ocelové kuličky by na centrálním řezu mělo být v hloubce 9 cm od povrchu fantomu. Do protokolu zaznamenejte rozdíl stanovené a dané hloubky kuličky, neměl by být větší než ± 2 mm.

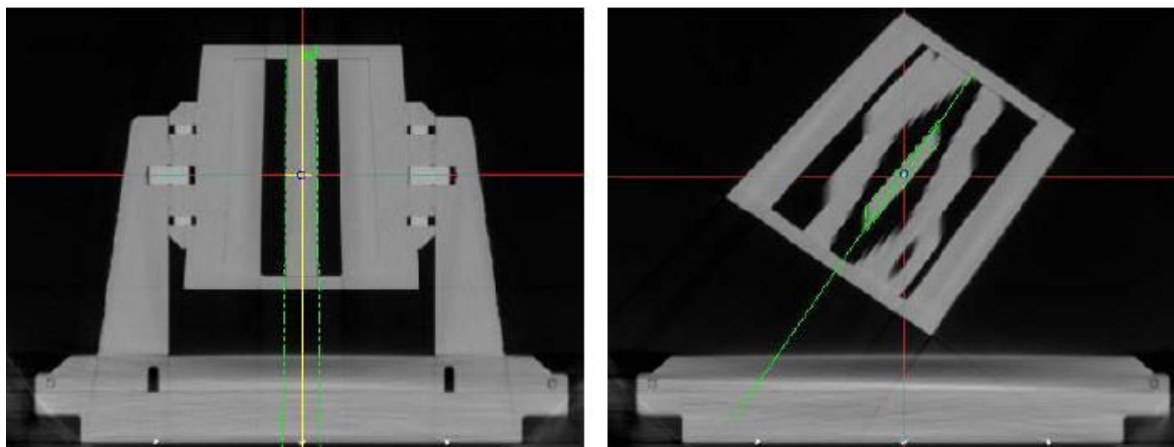
Tolerance: hloubka ocelové kuličky ± 2 mm



Obr. 3. Měření vzdálenosti mezi prostředním a krajním referenčním bodem

1.3 Zobrazení svazku

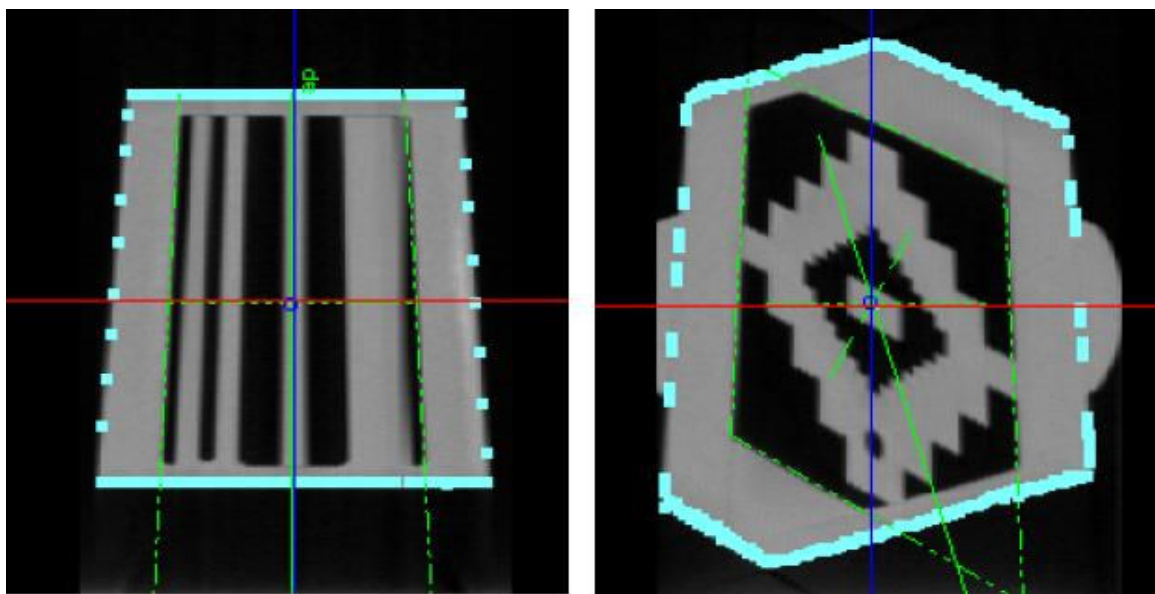
- 1.3.1 Na CT řezech pro základní nastavení fantomu konturujte obrysy projekcí vnitřních struktur a celého fantomu. Tento krok je možné provést později, protože kontury mohou zastřít v některých pohledech geometrii fantomu.
- 1.3.2 Vytvořte pole o velikosti $10 \times 10 \text{ cm}^2$ s izocentrem ve 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.
- 1.3.3 Ověřte, že grafické zobrazení svazku a rozhraní č.2 (viz obr. 1) souhlasí pro transversální CT řezy do $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu. Kladná odchylka značí, že zobrazení svazku je větší než zobrazení rozhraní.
- 1.3.4 Vytvořte pole o velikosti $1 \times 2 \text{ cm}^2$ s izocentrem ve středu fantomu (zobrazení ocelové kuličky). Ověřte, že grafické zobrazení svazku a rozhraní č.1 (viz obr. 4) souhlasí pro transversální CT řezy do $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu.



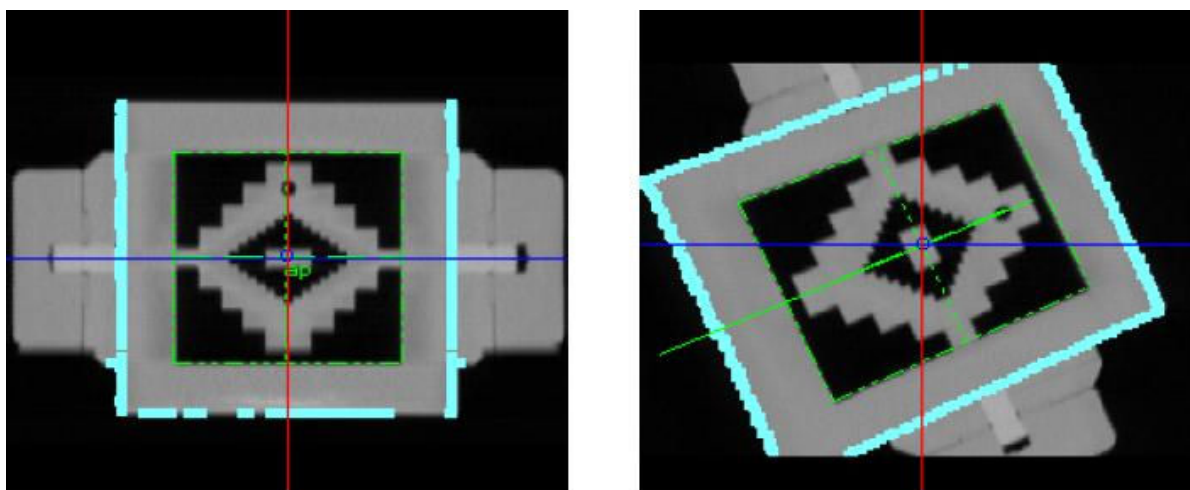
Obr. 4. Zobrazení svazku pro pole $1 \times 2 \text{ cm}^2$ a rozhraní vnitřní akrylové struktury pro nastavení rotace ramene 0° a stolu 90° (vlevo), rotace ramene 36° a stolu 24° (vpravo).

- 1.3.5 Vytvořte pole o velikosti $15 \times 15 \text{ cm}^2$ s izocentrem ve středu fantomu (zobrazení ocelové kuličky). Ověřte, že grafické zobrazení svazku a obrysu fantomu souhlasí pro transversální CT řezy do $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu.
- 1.3.6 Vytvořte pole tvarovaná pomocí MLC (viz Dodatek, ve kterém jsou uvedeny souřadnice pro vhodné nastavení lamel MLC různých typů lineárních urychlovačů) s izocentrem ve středu fantomu (zobrazení ocelové kuličky). Ověřte, že grafická zobrazení svazků souhlasí s obrysy části fantomu určené pro testování MLC do $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu.
- 1.3.7 Vytvořte sagitální, koronální a šikmé rekonstruované řezy procházející izocentrem. Pokud plánovací systém umožňuje zobrazit na těchto řezech svazek, ověřte, že grafické znázornění svazku a geometrie fantomu souhlasí

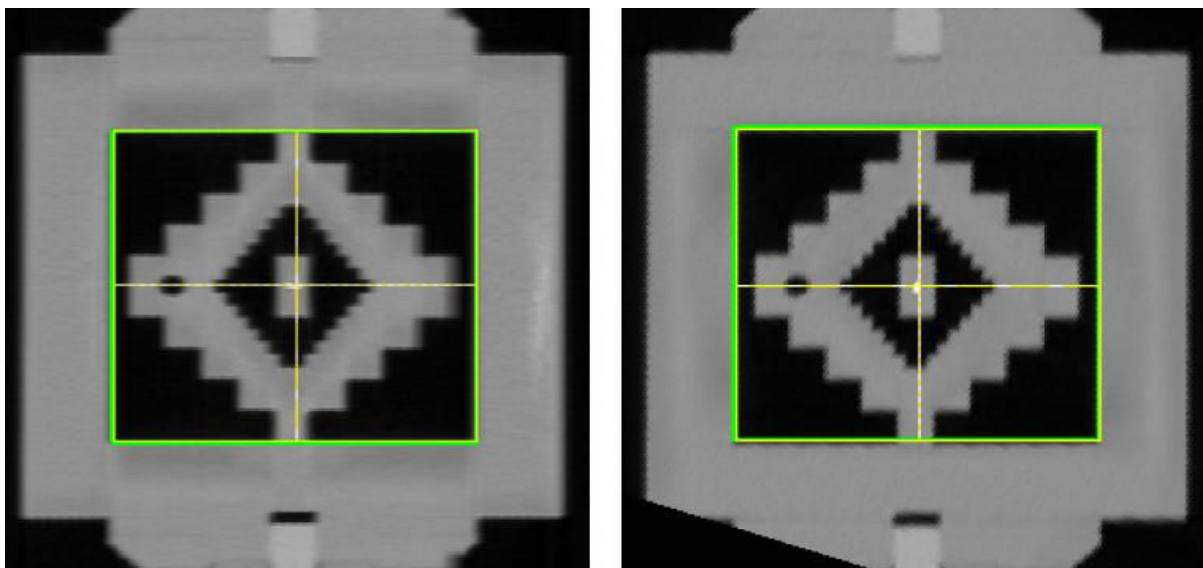
do ± 3 mm pro všechny velikosti pole. Tato přesnost se může měnit s tloušťkou řezu a velikostí kroku. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu.



Obr. 5. Zobrazení svazku pro pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a rozhraní vzduchové struktury na sagitálním rekonstruovaném řezu. Vlevo pro nastavení rotace ramene 0° a stolu 90° , vpravo pro nastavení rotace ramene 36° a stolu 24° .

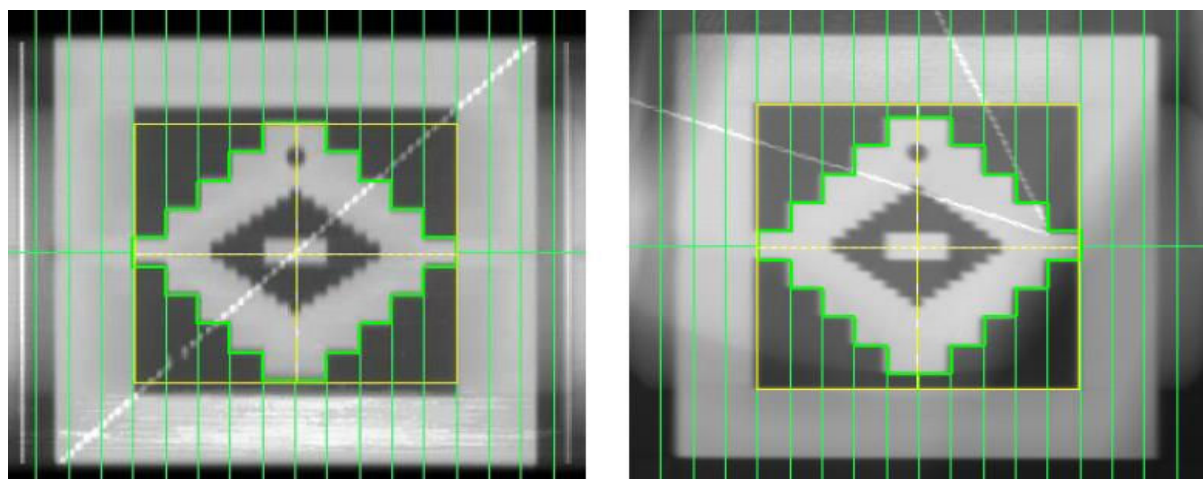


Obr. 6. Zobrazení svazku pro pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a rozhraní vzduchové struktury na koronálním rekonstruovaném řezu. Vlevo pro nastavení rotace ramene 0° a stolu 90° , vpravo pro nastavení rotace ramene 36° a stolu 24° .



Obr. 7. Zobrazení svazku pro pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na šikmém rekonstruovaném řezu. Vlevo pro nastavení rotace ramene 0° a stolu 90° , vpravo pro nastavení rotace ramene 36° a stolu 24° .

- 1.3.8 Vytvořte pohled z ohniska svazku (beams eye view, BEV). Ověřte, že velikosti pole odpovídají ohraničeným strukturám s přesností $\pm 4 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu.
- 1.3.9 Vytvořte digitálně rekonstruovaný rentgenogram (digitally reconstructed radiographs, DRR). Ověřte, že velikosti pole odpovídají geometrii fantomu s přesností $\pm 3 \text{ mm}$. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu.



Obr. 8. Zobrazení svazku pro pole tvarované pomocí MLC na rentgenogramu. Vlevo pro nastavení rotace ramene 0° a stolu 90° , vpravo pro nastavení rotace ramene 37° a stolu 24° .

- 1.3.10 Vytvořte trojrozměrné zobrazení fantomu. Pokud to umožňují funkce plánovacího systému, ověřte, že geometrie svazku souhlasí s přesností $\pm 4 \text{ mm}$ pro všechny dostupné trojrozměrné pohledy. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu. Pokud není možné změřit odchylky, zkontrolujte, zda zobrazení odpovídá geometrii fantomu.

1.3.11 Opakujte pro ostatní nastavení otočné komponenty fantomu.

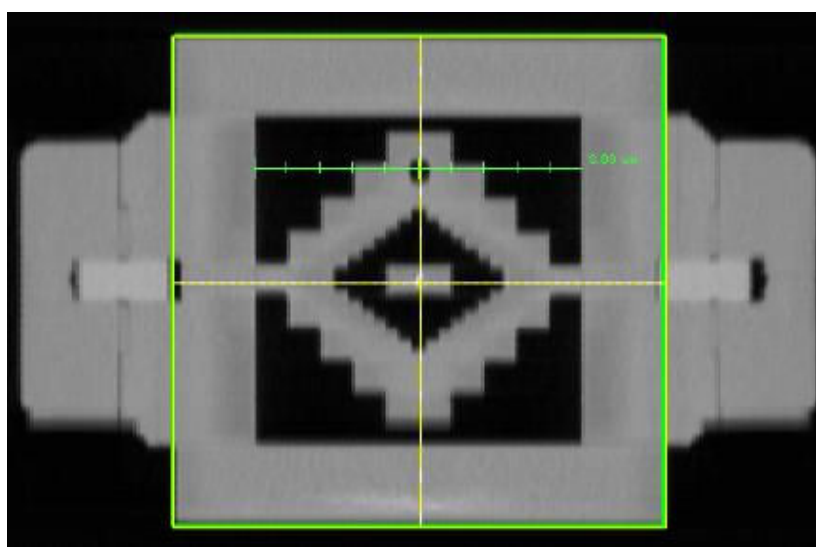
Tolerance: souhlas zobrazení svazku a příslušného rozhraní objemů:

pro transversální 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	$\pm 4 \text{ mm}$
	příp. ano/ne

1.4 Rekonstrukce řezů z více transversálních řezů

1.4.1 Vytvořte sagitální řez procházející izocentrem pro základní nastavení fantomu.

1.4.2 Pro každou ze struktur ověřte, že zobrazená geometrie je v souladu se známou geometrií fantomu měřením rozměrů vnitřních struktur a obrysu fantomu. Požadovaná přesnost je $\pm 4 \text{ mm}$ (tento limit bude záviset na parametrech snímání), přičemž se odchylka určí jako rozdíl hodnoty stanovené a hodnoty dané konstrukcí fantomu. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu. 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. 9. Rekonstruovaný koronální řez procházející izocentrem. Funkcí pro měření vzdáleností jsou stanoveny rozměry projekcí jednotlivých struktur.

1.4.3 Opakujte pro koronální a šikmý řez procházející izocentrem.

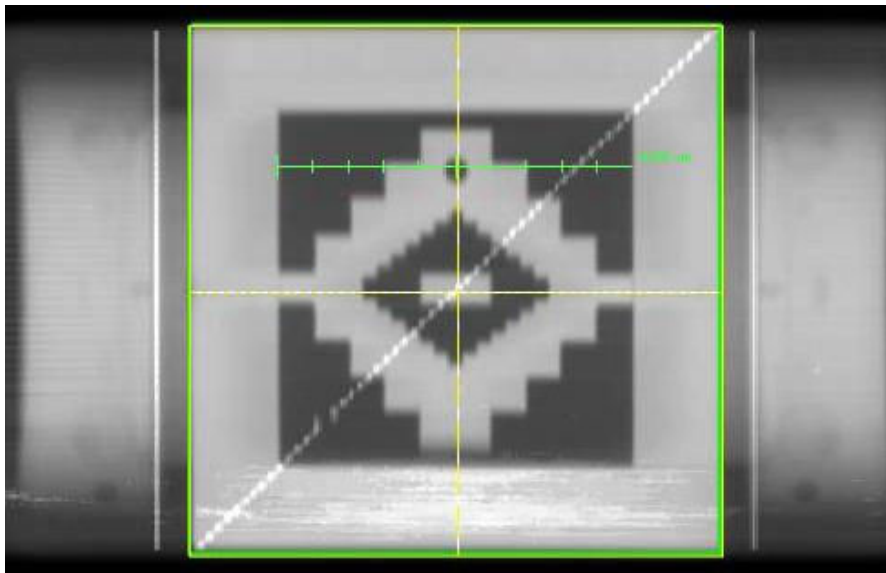
1.4.4 Opakujte pro ostatní nastavení otočné komponenty fantomu.

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

1.5 Digitálně rekonstruované rentgenogramy (DRR)

1.5.1 Vytvořte digitálně rekonstruovaný rentgenogram (digitally reconstructed radiograph) pro základní nastavení fantomu a nastavte SAD = 100 cm.

- 1.5.2 Zkontrolujte, zda rentgenogram zobrazuje tři čtyřúhelníky s různým kontrastem. Změřte 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 $1 \times 2 \text{ cm}^2$, vnitřní struktury vyplněné vzduchem $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a obrysu fantomu $15 \times 15 \text{ cm}^2$.



Obr. 10. Digitálně rekonstruovaný rentgenogram fantomu. Funkcí pro měření vzdáleností jsou stanoveny rozměry projekcí jednotlivých struktur.

- 1.5.3 Zjistěte, 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.
- 1.5.4 Ověřte, že zobrazení všech konturovaných struktur je superponováno na okraji příslušného materiálu.
- 1.5.5 Opakujte pro ostatní nastavení otočné komponenty fantomu.

Tolerance: souhlas dané a změřené geometrie

$\pm 3 \text{ mm}$

1.6 Portálové zobrazování

- 1.6.1 Umístěte fantom na stůl lineárního urychlovače tak, aby ocelová kulička uprostřed fantomu byla v izocentru (použijte zaměřovací lasery a světelné pole). Nastavte rameno a stůl do požadované orientace a zadejte velikost pole $15 \times 15 \text{ cm}^2$.
- 1.6.2 Vytvořte portálový snímek.
- 1.6.3 Změřte 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 $15 \times 15 \text{ cm}^2$.
- 1.6.4 Zkontrolujte, zda hranice jednotlivých čtyřúhelníků na portálovém snímku jsou ostré. Rozmazané okraje mohou ukazovat na špatné seřízení ramene a

elektronického portálového zobrazovacího systému. Kvantitativně lze ostrost posoudit studií profilu intenzity pro daný portálový snímek.

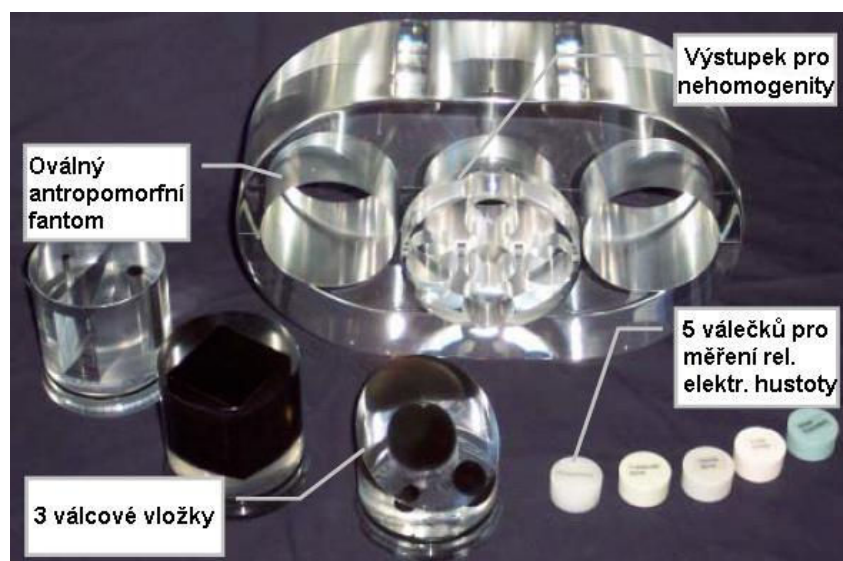
2. QUASAR antropomorfní fantom

Pomůcky: QUASAR antropomorfní fantom (možno zapůjčit v SÚRO), 3D plánovací systém, počítačový tomograf (CT)

Popis QUASAR antropomorfního fantomu

Na obr. 22 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 cm^3 z delrinu, krychli o objemu 27 cm^3 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. 11. QUASAR antropomorfní fantom.

2.1 Získání sady CT řezů

- 2.1.1 Zasuňte do antropomorfního fantomu 3 válcové vložky a všech 5 nehomogenit. Doporučujeme, aby váleček o RED řídké kosti byl naproti válečku o RED husté kosti, uprostřed by se měl nacházet váleček o RED ekvivalentu vody. Umístěte 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.
- 2.1.2 Pořídte sadu transverzálních CT řezů antropomorfního fantomu po celé jeho délce. Tloušťka řezu a posunutí by nemělo překročit 5 mm.
- 2.1.3 Přeneste sadu CT řezů do 3D plánovacího systému.

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

- 2.2.1 Pomocí funkce plánovacího systému pro měření vzdáleností změřte 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 ověřte i na vytištěném plánu. Odchylka je rozdíl stanovené hodnoty a hodnoty dané konstrukcí fantomu a neměla by být větší než ± 2 mm.
- 2.2.2 Ověřte, že CT řezy, které procházejí částí fantomu s nehomogenitami, jsou na začátku sady CT řezů. Pokud ne, pořadí CT řezů může být převrácené.
- 2.2.3 Ověřte, že válcové vložky jsou ve správném pořadí zleva doprava.

Tolerance: souhlas změřených rozměrů a rozměrů
daných konstrukcí fantomu **± 2 mm**
řezy s nehomogenitami jsou na začátku sady CT řezů **ano/ne**
válcové vložky jsou ve správném pořadí zleva doprava **ano/ne**

2.3 Hodnocení cílových objemů

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

- 2.3.1.1 Na CT řezech konturujte obrysy projekcí vzduchového klínu a dvou válečků. Na centrálním řezu stanovte plochu každé struktury. Porovnejte plochu stanovenou softwarem TPS s plochou danou konstrukcí fantomu (viz tab. 1) a spočítejte 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

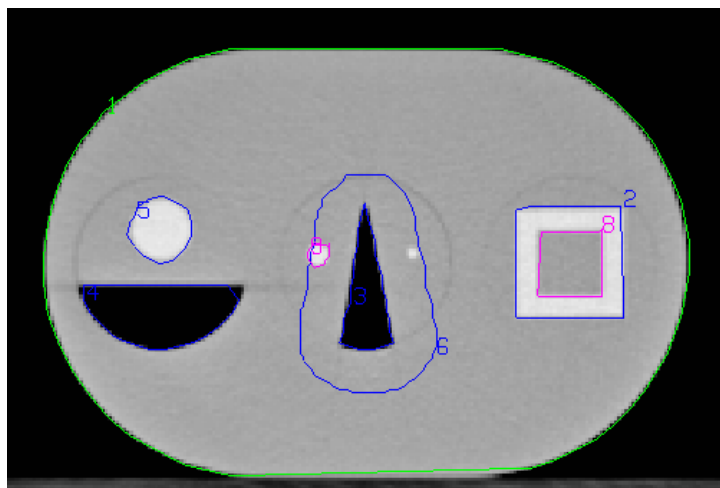
Tab.1. Plochy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

- 2.3.1.2 Stanovte objem každé struktury. Porovnejte objem stanovený softwarem TPS s objemem daným konstrukcí fantomu (viz tab. 2).

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

Tab.2. Objemy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

- 2.3.1.3 Použijte funkci plánovacího systému pro automatické zakreslování lemů a vytvořte okolo projekce vzduchového klínu 2 cm lem. Ověřte, že ve všech bodech je tento lem vzdálen od hranice projekce klínu právě 2 cm, zejména na projekci špičky klínu (viz obr. 12). Odchylka je rozdíl stanovené a dané hodnoty (2 cm) a neměla by být větší než ± 1 mm.



Obr. 12. Kontrola funkce automatického zakreslení lemu pro vzduchový klín

2.3.1.4 Zobrazte objemy trojrozměrně. Pokud to umožňuje plánovací systém, použijte funkci pro stanovení vzdáleností a zkontrolujte, zda zobrazení odpovídá geometrii fantomu. Pokud TPS neumožňuje přesné stanovení rozměrů, proveďte kontrolu vizuálně.

2.3.2 Válcová vložka s krychlemi o objemu 27 cm³ a 125 cm³

2.3.2.1 Na CT řezech konturujte obrysy projekcí obou krychlí. Na centrálním řezu stanovte plochu každé struktury. Porovnejte plochu stanovenou softwarem TPS s plochou danou konstrukcí fantomu (viz tab. 3) a spočítejte. Odchylka by měla být do $\pm 10\%$.

Struktura	Plocha (cm ²)	Poznámky
Akrylová krychle	9.0	
Delrinová krychle	25.0	Obsahuje plochu projekce akrylové krychle
Delrinová krychle	16.0	Bez plochy projekce akrylové krychle

Tab.3. Plochy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

2.3.2.2 Stanovte objem každé struktury. Porovnejte objem stanovený softwarem TPS s objemem daným konstrukcí fantomu (viz tab. 4) a spočítejte odchylku. Odchylka by měla být do $\pm 20\%$.

Struktura	Objem (cm ³)	Poznámky
Akrylová krychle	27.0	
Delrinová krychle	125.0	Obsahuje objem akrylové krychle
Delrinová krychle	98.0	Bez objemu akrylové krychle

Tab.4. Objemy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu

2.3.2.3 Použijte funkci plánovacího systému pro automatické zakreslování lemů a vytvořte okolo projekce akrylové krychle 1 cm lem. Věnujte 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 měla být 1,4 cm. Odchylka je rozdíl stanovené a dané hodnoty (1 cm) a neměla by být větší než ± 1 mm.

2.3.2.4 Zobrazte objemy trojrozměrně. Pokud to umožňuje plánovací systém, použijte funkci pro stanovení vzdáleností a zkontrolujte, zda zobrazení

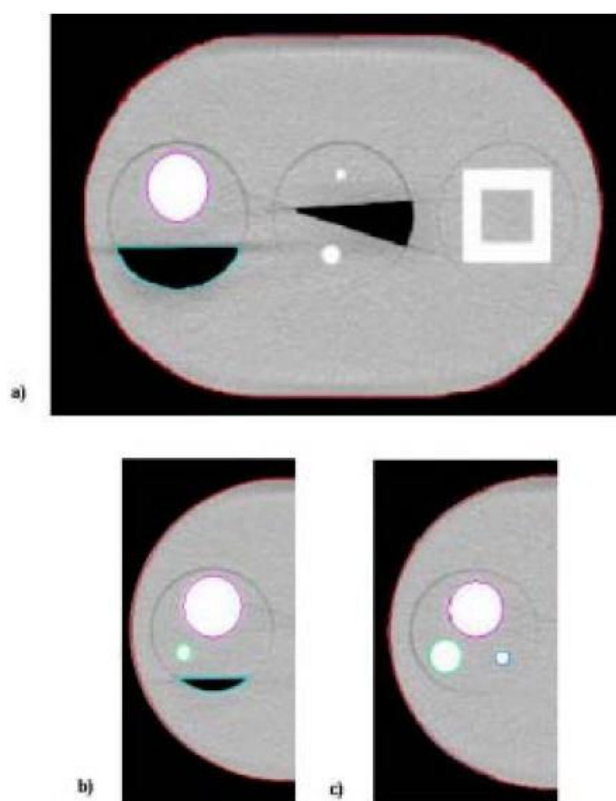
odpovídá geometrii fantomu. Pokud TPS neumožňuje přesné stanovení rozměrů, proveďte kontrolu vizuálně.

2.3.3 Válcová vložka se vzduchovým klínem 60° a delrinovými koulemi

2.3.3.1 Na CT řezech konturujte obrysy projekcí vzduchové dutiny a tří koulí a stanovte jejich objemy. Porovnejte objemy stanovené softwarem TPS s objemy danými konstrukcí fantomu (viz tab. 5) a spočítejte odchylku. Odchylka by měla být do $\pm 20\%$.

Struktura	Objem (cm ³)
60° vzduchový klín	116.0
Koule průměr 40 mm	33.50
Koule průměr 20 mm	4.20
Koule průměr 10 mm	0.52

Tab.5. Objemy jednotlivých struktur dané konstrukcí fantomu



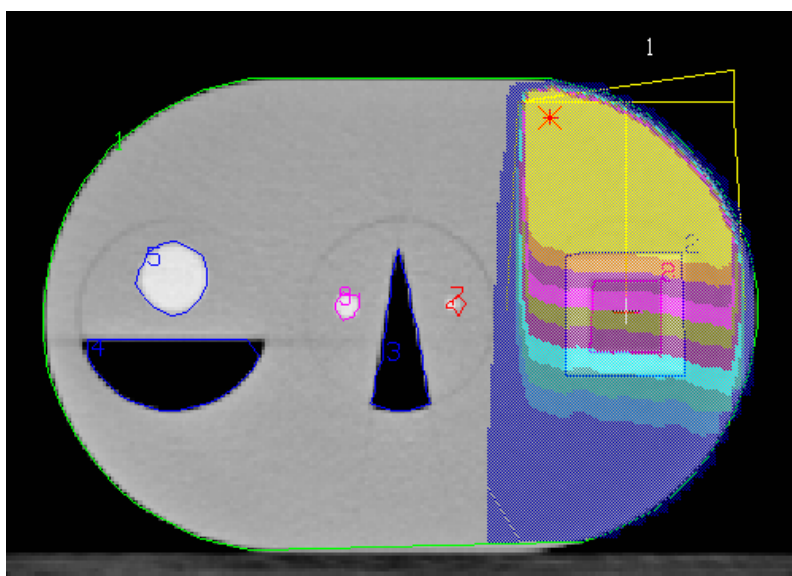
Obr. 13. Konturované obrysy projekcí vzduchové dutiny a tří delrinových koulí

2.3.3.2 Zobrazte objemy trojrozměrně. Pokud to umožňuje plánovací systém, použijte funkci pro stanovení vzdáleností a zkontrolujte, zda zobrazení odpovídá geometrii fantomu. Pokud TPS neumožňuje přesné stanovení rozměrů, proveďte 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	$\pm 1\text{ mm}$
	trojrozměrné zobrazení objemů je správné	ano/ne

2.4 Ověření správnosti výpočtu histogramu dávka-objem (DVH)

- 2.4.1 Při testu uvažujte válcovou vložku s akrylovou a delrinovou krychlí. Vytvořte klínové pole, které je dostatečně velké a rovnoměrné pro krychli z delrinu (doporučujeme použít klín 15°). Izocentrum umístěte do středu krychle a normalizujte do izocentra.
- 2.4.2 Vypočtěte dávkovou distribuci (pokud je to možné, bez korekcí na nehomogenity).
- 2.4.3 Zobrazte izodozy v přírůstcích po 5%. Z umístění izodoz odhadněte objem krychle z delrinu, který odpovídá příslušné izodoze. To lze stanovit například studií dávkové distribuce projekce krychle na centrálním řezu. Pokud změříme 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 (viz obr. 14).



Obr. 14. 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.

- 2.4.4 Spočítejte histogram dávka-objem pro delrinovou krychli. Pro výpočet dávky i objemu je doporučeno použít síť 5 x 5 x 5 mm³ (nebo jemnější). Stanovený objem bude záviset 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 cm³. Pokud je objem akrylové krychle odečten, objem krychle z delrinu by měl být 98 cm³. Porovnejte objemy spočtené v bodě 3 s objemy odečtenými z histogramu dávka-objem a spočtete odchylku, toleranční hodnota je 5 %. Maximální zjištěnou odchylku zaznamenejte do protokolu.
- 2.4.5 Opakujte test pro akrylovou krychli, pro výpočet objemu použijte vzorec $V = 3 \times 3 \times r$ (cm³). Objem akrylové krychle by měl být 27 cm³.

Tolerance: souhlas objemů spočtených a určených z DVH

± 5%

2.5 Převod CT čísel na hodnoty relativní elektronové hustoty

- 2.5.1 Vyberte transversální CT řez poblíž středu části fantomu s válečky pro ověřování relativní elektronové hustoty.
- 2.5.2 Ve středu každé projekce pěti válečků uvažujte plochu $1,5 \times 1,5 \text{ cm}^2$ a stanovte CT číslo a relativní elektronovou hustotu (pokud není možné provést analýzu vybrané oblasti, uvažujte údaje několika pixelů poblíž středu každé projekce a použijte 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 $\pm 10 \%$. Maximální zjištěné odchylky zaznamenejte do protokolu.

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

Tab.6. Relativní elektronové hustoty pro jednotlivé materiály

Tolerance: souhlas stanovených a daných CT čísel $\pm 20 \text{ HU}$
souhlas stanovených a daných RED $\pm 10 \%$

	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	
	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
	Hodnocení cílových objemů	Rozměry elipsy	± 2 mm	Odchylka výšky a šířky elipsy dané projekcí fantomu od známých rozměrů
		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 zobrazení 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
QUASAR antropomorfní fantom	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

Tab. 7. Přehled zkoušek popsanych v této metodice pro QUASAR fantomy

Tabulka 8. Nastavení lamel vícelamelového kolimátoru pro měření s QUASAR MLC geometrickým fantomem

Výrobce: Elekta
Provedení: 80 lamel MLC

Nastavení lamel č.1: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
16	-0,5	0,5
17	-1,5	1,5
18	-2,5	2,5
19	-3,5	3,5
20	-4,5	4,5
21	-4,5	4,5
22	-3,5	3,5
23	-2,5	2,5
24	-1,5	1,5
25	-0,5	0,5

Nastavení lamel č.2: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
16	0,5	5,0
17	1,5	5,0
18	2,5	5,0
19	3,5	5,0
20	4,5	5,0
21	4,5	5,0
22	3,5	5,0
23	2,5	5,0
24	1,5	5,0
25	0,5	5,0

Nastavení lamel č.3: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
16	-5,0	-0,5
17	-5,0	-1,5
18	-5,0	-2,5
19	-5,0	-3,5
20	-5,0	-4,5
21	-5,0	-4,5
22	-5,0	-3,5
23	-5,0	-2,5
24	-5,0	-1,5
25	-5,0	-0,5

Výrobce: Siemens
Provedení: 58 lamel MLC

Nastavení lamel č.1: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
11	-1,0	1,0
12	-2,0	2,0
13	-3,0	3,0
14	-4,0	4,0
15	-5,0	5,0
16	-4,0	4,0
17	-3,0	3,0
18	-2,0	2,0
19	-1,0	1,0

Nastavení lamel č.2: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
11	1,0	5,0
12	2,0	5,0
13	3,0	5,0
14	4,0	5,0
15	5,0	5,0
16	4,0	5,0
17	3,0	5,0
18	2,0	5,0
19	1,0	5,0

Nastavení lamel č.3: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
11	-5,0	-1,0
12	-5,0	-2,0
13	-5,0	-3,0
14	-5,0	-4,0
15	-5,0	-5,0
16	-5,0	-4,0
17	-5,0	-3,0
18	-5,0	-2,0
19	-5,0	-1,0

Výrobce: Varian
Provedení: 80 lamel MLC

Nastavení lamel č.1: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
16	-0,5	0,5
17	-1,5	1,5
18	-2,5	2,5
19	-3,5	3,5
20	-4,5	4,5
21	-4,5	4,5
22	-3,5	3,5
23	-2,5	2,5
24	-1,5	1,5
25	-0,5	0,5

Nastavení lamel č.2: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
16	0,5	5,0
17	1,5	5,0
18	2,5	5,0
19	3,5	5,0
20	4,5	5,0
21	4,5	5,0
22	3,5	5,0
23	2,5	5,0
24	1,5	5,0
25	0,5	5,0

Nastavení lamel č.3: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
16	-5,0	-0,5
17	-5,0	-1,5
18	-5,0	-2,5
19	-5,0	-3,5
20	-5,0	-4,5
21	-5,0	-4,5
22	-5,0	-3,5
23	-5,0	-2,5
24	-5,0	-1,5
25	-5,0	-0,5

Výrobce: Varian
Provedení: 52 lamel MLC

Nastavení lamel č.1: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
9	-0,5	0,5
10	-1,5	1,5
11	-2,5	2,5
12	-3,5	3,5
13	-4,5	4,5
14	-4,5	4,5
15	-3,5	3,5
16	-2,5	2,5
17	-1,5	1,5
18	-0,5	0,5

Nastavení lamel č.2: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
9	0,5	5,0
10	1,5	5,0
11	2,5	5,0
12	3,5	5,0
13	4,5	5,0
14	4,5	5,0
15	3,5	5,0
16	2,5	5,0
17	1,5	5,0
18	0,5	5,0

Nastavení lamel č.3: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
9	-5,0	-0,5
10	-5,0	-1,5
11	-5,0	-2,5
12	-5,0	-3,5
13	-5,0	-4,5
14	-5,0	-4,5
15	-5,0	-3,5
16	-5,0	-2,5
17	-5,0	-1,5
18	-5,0	-0,5

Výrobce: Varian
Provedení: 120 lamel MLC

Nastavení lamel č.1: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
21	-0,5	0,5
22	-0,5	0,5
23	-1,5	1,5
24	-1,5	1,5
25	-2,5	2,5
26	-2,5	2,5
27	-3,5	3,5
28	-3,5	3,5
29	-4,5	4,5
30	-4,5	4,5
31	-4,5	4,5
32	-4,5	4,5
33	-3,5	3,5
34	-3,5	3,5
35	-2,5	2,5
36	-2,5	2,5
37	-1,5	1,5
38	-1,5	1,5
39	-0,5	0,5
40	-0,5	0,5

Nastavení lamel č.2: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
21	0,5	5,0
22	0,5	5,0
23	1,5	5,0
24	1,5	5,0
25	2,5	5,0
26	2,5	5,0
27	3,5	5,0
28	3,5	5,0
29	4,5	5,0
30	4,5	5,0
31	4,5	5,0
32	4,5	5,0
33	3,5	5,0
34	3,5	5,0
35	2,5	5,0
36	2,5	5,0
37	1,5	5,0
38	1,5	5,0
39	0,5	5,0
40	0,5	5,0

Nastavení lamel č.3: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
21	-5,0	-0,5
22	-5,0	-0,5
23	-5,0	-1,5
24	-5,0	-1,5
25	-5,0	-2,5
26	-5,0	-2,5
27	-5,0	-3,5
28	-5,0	-3,5
29	-5,0	-4,5
30	-5,0	-4,5
31	-5,0	-4,5
32	-5,0	-4,5
33	-5,0	-3,5
34	-5,0	-3,5
35	-5,0	-2,5
36	-5,0	-2,5
37	-5,0	-1,5
38	-5,0	-1,5
39	-5,0	-0,5
40	-5,0	-0,5

Nastavení lamel č.1b: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
22	-1,0	1,0
23	-1,0	1,0
24	-2,0	2,0
25	-2,0	2,0
26	-3,0	3,0
27	-3,0	3,0
28	-4,0	4,0
29	-4,0	4,0
30	-5,0	5,0
31	-5,0	5,0
32	-4,0	4,0
33	-4,0	4,0
34	-3,0	3,0
35	-3,0	3,0
36	-2,0	2,0
37	-2,0	2,0
38	-1,0	1,0
39	-1,0	1,0

Nastavení lamel č.2b: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
22	1,0	5,0
23	1,0	5,0
24	2,0	5,0
25	2,0	5,0
26	3,0	5,0
27	3,0	5,0
28	4,0	5,0
29	4,0	5,0
30	5,0	5,0
31	5,0	5,0
32	4,0	5,0
33	4,0	5,0
34	3,0	5,0
35	3,0	5,0
36	2,0	5,0
37	2,0	5,0
38	1,0	5,0
39	1,0	5,0

Nastavení lamel č.3b: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
22	-5,0	-1,0
23	-5,0	-1,0
24	-5,0	-2,0
25	-5,0	-2,0
26	-5,0	-3,0
27	-5,0	-3,0
28	-5,0	-4,0
29	-5,0	-4,0
30	-5,0	-5,0
31	-5,0	-5,0
32	-5,0	-4,0
33	-5,0	-4,0
34	-5,0	-3,0
35	-5,0	-3,0
36	-5,0	-2,0
37	-5,0	-2,0
38	-5,0	-1,0
39	-5,0	-1,0

Výrobce: Brainlab
Provedení: 52 lamel Micro-MLC

Nastavení lamel č.1: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
7	-0,2	0,2
8	-0,6	0,6
9	-1,0	1,0
10	-1,4	1,4
11	-1,8	1,8
12	-2,2	2,2
13	-2,6	2,6
14	-2,6	2,6
15	-2,2	2,2
16	-1,8	1,8
17	-1,4	1,4
18	-1,0	1,0
19	-0,6	0,6
20	-0,2	0,2

Nastavení lamel č.2: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
7	0,2	5,0
8	0,6	5,0
9	1,0	5,0
10	1,4	5,0
11	1,8	5,0
12	2,2	5,0
13	2,6	5,0
14	2,6	5,0
15	2,2	5,0
16	1,8	5,0
17	1,4	5,0
18	1,0	5,0
19	0,6	5,0
20	0,2	5,0

Nastavení lamel č.3: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
7	-5,0	-0,2
8	-5,0	-0,6
9	-5,0	-1,0
10	-5,0	-1,4
11	-5,0	-1,8
12	-5,0	-2,2
13	-5,0	-2,6
14	-5,0	-2,6
15	-5,0	-2,2
16	-5,0	-1,8
17	-5,0	-1,4
18	-5,0	-1,0
19	-5,0	-0,6
20	-5,0	-0,2

Výrobce: Radionics
Provedení: 62 lamel Micro-MLC

Nastavení lamel č.1: Celá pyramida

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
10	-0,3	0,3
11	-0,6	0,6
12	-0,9	0,9
13	-1,2	1,2
14	-1,5	1,5
15	-1,8	1,8
16	-2,1	2,1
17	-1,8	1,8
18	-1,5	1,5
19	-1,2	1,2
20	-0,9	0,9
21	-0,6	0,6
22	-0,3	0,3

Nastavení lamel č.2: Půlka pyramidy s přesahem levé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
10	0,3	5,0
11	0,6	5,0
12	0,9	5,0
13	1,2	5,0
14	1,5	5,0
15	1,8	5,0
16	2,1	5,0
17	1,8	5,0
18	1,5	5,0
19	1,2	5,0
20	0,9	5,0
21	0,6	5,0
22	0,3	5,0

Nastavení lamel č.3: Půlka pyramidy s přesahem pravé řady lamel

Lamela č.	Vlevo (cm)	Vpravo (cm)
10	-5,0	-0,3
11	-5,0	-0,6
12	-5,0	-0,9
13	-5,0	-1,2
14	-5,0	-1,5
15	-5,0	-1,8
16	-5,0	-2,1
17	-5,0	-1,8
18	-5,0	-1,5
19	-5,0	-1,2
20	-5,0	-0,9
21	-5,0	-0,6
22	-5,0	-0,3

Tabulka 9. Protokol pro měření s QUASAR MLC geometrickým fantomem

Pracoviště	CT	Plánovací systém (TPS)

Parametry CT zobrazení a nastavení fantomu:

metodika 1.1.

CT	
Vzdálenost řezů (mm)	
Tloušťka řezů (mm)	

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

CT	
Rotace podél osy b:	
Rotace podél osy a:	

Nastavení fantomu 2

CT	
Rotace podél osy b:	
Rotace podél osy a:	

Nastavení fantomu 3

CT	
Rotace podél osy b:	
Rotace podél osy a:	

Nastavení fantomu 4

CT	
Rotace podél osy b:	
Rotace podél osy a:	

Výsledky

metodika 1.2.

Zadání soustavy souřadnic:

Tolerance pro hloubku kuličky: 2 mm

TPS		
Zobrazení fantomu 1 - centrální řez	Skutečný rozměr (cm)	Měřeno (cm)
Hloubka ocelové kuličky	9	
Vzdálenost drátku zprava ke středu	10	
Vzdálenost drátku zleva ke středu	10	
Zobrazení fantomu 2 - centrální řez	Skutečný rozměr (cm)	Měřeno (cm)
Hloubka ocelové kuličky	9	
Vzdálenost drátku zprava ke středu	10	
Vzdálenost drátku zleva ke středu	10	
Zobrazení fantomu 3 - centrální řez	Skutečný rozměr (cm)	Měřeno (cm)
Hloubka ocelové kuličky	9	
Vzdálenost drátku zprava ke středu	10	
Vzdálenost drátku zleva ke středu	10	

Zobrazení svazku

metodika 1.3.

Tolerance pro transversální řezy: 3 mm

Tolerance pro sagitální a koronální řezy: 3 mm

Tolerance pro BEV: 4 mm

Tolerance pro DRR: 3 mm

Tolerance pro trojrozměrné (3-D) zobrazení objemů: 4 mm, příp. ano/ne

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

TPS	
Rotace ramene:	
Rotace stolu:	
SSD:	
Hloubka izocentra:	

TPS						
Max. odchylka (mm)	1x2cm ²	10x10cm ²	15x15cm ²	MLC1	MLC2	MLC3
Transversální CT řez						
Sagitální řez						
Koronální řez						
Beams eye view						
DRR						
3-D zobrazení objemů						

Nastavení fantomu 2

TPS	
Rotace ramene:	
Rotace stolu:	
SSD:	
Hloubka izocentra:	

TPS						
Max. odchylka (mm)	1x2cm ²	10x10cm ²	15x15cm ²	MLC1	MLC2	MLC3
Transversální CT řez						
Sagitální řez						
Koronální řez						
Beams eye view						
DRR						
3-D zobrazení objemů						

Nastavení fantomu 3

TPS	
Rotace ramene:	
Rotace stolu:	
SSD:	
Hloubka izocentra:	

TPS						
Max. odchylka (mm)	1x2cm ²	10x10cm ²	15x15cm ²	MLC1	MLC2	MLC3
Transversální CT řez						
Sagitální řez						
Koronální řez						
Beams eye view						
DRR						
3-D zobrazení objemů						

Rekonstrukce řezů

Tolerance: 4 mm

metodika 1.4.

Odchylka je vyjádřena jako:

$$\delta = X_{\text{stanovené}} - X_{\text{dané}} \text{ (mm)}$$

Rekonstrukce sagitálních řezů

Nastavení fantomu 1 (základní poloha)

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

*** V protokolu se používá souřadnicový systém DICOM

Nastavení fantomu 2

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

Nastavení fantomu 3

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

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		
Vzduch	10x10cm ²		
Vnitřní akryl	1x2cm ²		

Nastavení fantomu 2

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

Nastavení fantomu 3

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

Digitálně rekonstruované rentgenogramy

metodika 1.5.

Tolerance: 4 mm

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		
Vzduch	10x10cm ²		
Vnitřní akryl	1x2cm ²		

Nastavení fantomu 2

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

Nastavení fantomu 3

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

Tabulka 10. Protokol pro měření s QUASAR antropomorfním fantomem

Pracoviště	CT

Parametry CT zobrazení:

metodika 2.1.2.

CT	
Vzdálenost řezů (mm)	
Tloušťka řezů (mm)	

Odchylka je vyjádřena jako:

$\delta = X_{\text{stanovené}} - X_{\text{dané}}$ pro délkové rozměry a CT čísla

$\Delta = (M_{\text{stanovené}} - M_{\text{dané}}) / M_{\text{dané}}$ pro vyjádření odchylek v % ano/ne

Geometrická přesnost:

metodika 2.2.1.

Tolerance: 2 mm

Centrální řez v TPS		
TPS	Skutečný průřez	
Výška průřez (elipsy) (cm)	20,00	
Šířka průřez (elipsy) (cm)	30,00	
Výtisk z TPS		
TPS	Skutečný průřez	
Výška průřez (elipsy) (cm)	20,00	
Šířka průřez (elipsy) (cm)	30,00	
Centrální řez v TPS		
		Odchylka (mm)
Výška průřez (elipsy)		
Šířka průřez (elipsy)		
Výtisk z TPS		
		Odchylka (mm)
Výška průřez (elipsy)		
Šířka průřez (elipsy)		

metodika 2.2.2., 2.2.3.

TPS	
CT válečky se nacházejí na počáteční straně souboru dat	
Pravostranné uspořádání vložených válců je v pořádku	

Vložené válce

Stanovení plochy:

Tolerance: 10 %

metodika 2.3.1.1., 2.3.2.1.

TPS		
Materiál	Skutečná plocha (cm ²)	Měřená plocha (cm ²)
20° vzduchový klín	8,00	
10 mm váleček	0,78	
5 mm váleček	0,20	
Delrin kostka	25,00	
Akrylová kostka	9,00	
		Odchylka (%)
20° vzduchový klín		
10 mm váleček		
5 mm váleček		
Delrin kostka		
Akrylová kostka		

Stanovení objemu:

Tolerance: 20 %

metodika 2.3.1.2, 2.3.2.2.

TPS		
Materiál	Skutečný objem (cm ³)	Měřený objem (cm ³)
20° vzduchový klín	40,00	
10 mm váleček	3,90	
5 mm váleček	0,98	
Delrin kostka	125,00	
Akrylová kostka	27,00	
10 mm kulička	0,50	
20 mm kulička	4,20	
40 mm kulička	33,50	
60° vzduchový klín	116,00	
		Odchylka (%)
20° vzduchový klín		
10 mm váleček		
5 mm váleček		
Delrin kostka		
Akrylová kostka		
10 mm kulička		
20 mm kulička		
40 mm kulička		
60° vzduchový klín		

Automatické zakreslování lemů

Tolerance: 1 mm

metodika 2.3.1.3., 2.3.2.3.

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

Trojrozměrné (3-D) zobrazení fantomu

Tolerance: ano/ne

metodika 2.3.1.4., 2.3.2.4.

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

Histogram dávka - objem**(DVH):** Tolerance: 5%

metodika 2.4.

Normalizace ve středu Delrinové kostkyMěřený objem získán z PS či výtisku $V=5*5*r$, $V=3*3*r$, r = vzdálenost mezi příslušnými izodózami měřená na ose svazkuOdchylka = $100 * (\text{měřený objem} - \text{DVH}) / \text{DVH}$

TPS					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka (%)
Delrinová kostka 125 cm ³					

TPS					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka (%)
Akrylová kostka 27 cm ³					

**Normalizace k
maximu**

TPS					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka (%)
Delrinová kostka 125 cm ³					

TPS					
Materiál	Izodóza %	Měřený objem (cm ³)	DVH (cm ³)	r (cm)	Odchylka (%)
Akrylová kostka 27 cm ³					

Konverze relativní elektronové hustoty a CT

čísla:

metodika 2.5.2.

Tolerance: RED 10 %

CT čísla 20 HU

TPS		
Materiál	RED udaná výrobcem fantomu	RED měřená
plíce (v nádechu)	0,190	
polyethylen	0,945	
vodě ekvivalentní materiál	1,002	
plná kost	1,117	
trabekulární kost	1,512	
Materiál		Odchylka (%)
plíce (v nádechu)		
polyethylen		
vodě ekvivalentní materiál		
plná kost		
trabekulární kost		

TPS	
Materiál	stanovené CT číslo (HU)
plíce (v nádechu)	
polyethylen	
vodě ekvivalentní materiál	
plná kost	
trabekulární kost	
CT	
Materiál	standardní CT číslo (HU)
plíce (v nádechu)	
polyethylen	
vodě ekvivalentní materiál	
plná kost	
trabekulární kost	
Materiál	Odchylka (HU)
plíce (v nádechu)	
polyethylen	
vodě ekvivalentní materiál	
plná kost	
trabekulární kost	

LITERATURA

- [1] Doporučení SÚJB. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - urychlovače elektronů. 1998
- [2] Wicha R., Šimíček J., Kroutilíková D.: Zajištění kvality radioterapie fotonovými svazky s modulovanou intenzitou (IMRT) Část 3: Zkoušky provozní stálosti vícelamelového kolimátoru pro IMRT lineárních urychlovačů Clinac
Wicha, R., Šimíček, J., Kroutilíková D.: Zajištění kvality radioterapie fotonovými svazky s modulovanou intenzitou (IMRT) Část 2. Vícelamelový kolimátor pro IMRT. Radiační onkologie, květen 2004. Svazek 4. číslo 1, str.11 - 18
- [3] Katalog metodik pro zkoušky v radioterapii – www.sujb.cz, Radiační ochrana/Dokumenty.
- [4] ČSN EN 60 601-2-1 Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2- 1: Zvláštní požadavky na bezpečnost urychlovačů elektronů pracujících v rozsahu od 1 MeV do 50 MeV
- [5] Standards for Quality Control at Canadian Radiation Treatment Centers, Electronic Portal Imaging Devices, Canadian Association of Provincial Cancer Agencies, February 2004
- [6] Doporučení SÚJB. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - plánovací systémy pro 3D konvenční radioterapii. 2004
- [7] Zouhar M., Vošmik, M., Odrážka, K., Petera, J.: Dozimetrická kontrola IMRT techniky, Radiační onkologie, v tisku
- [8] ČSN IEC 976 Zdravotnické elektrické přístroje - Lékařské urychlovače elektronů - Funkční charakteristiky
- [9] ČSN IEC 977 Zdravotnické elektrické přístroje - Lékařské urychlovače elektronů pracující v rozsahu od 1 MeV do 50 MeV - Směrnice pro funkční charakteristiky
- [10] Boyer A. et al.: Basic applications of multileaf collimators: Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee. AAPM Report No. 72. July 2001
- [11] Memorial Sloan Kettering Cancer Center, Department of Medical Physics: A Practical Guide to intensity-modulated radiation therapy. Medical Physics Publishing, Madison, WI, 2003
- [12] Machala S.: Program zabezpečování jakosti, Metodiky pro zkoušky provozní stálosti lineárního urychlovače a příslušenství, Radioterapie a.s., Nový Jičín, 2004
- [13] QUASAR User's guide, www.QUASARphantoms.com, Modus Medical Devices.
- [14] Polák K.: soubor pro přerušení svazku po odzáření 2% dávky, MOÚ Brno, 2005
- [15] Wicha R.: soubor pro dynamický pohyb 1 cm proužku, Varian
- [16] Varian: QA Test Patterns and Procedures for DMLC, 2001

AUTOŘI

Tuto publikaci vypracovala ing. Irena Pavlíková ve spolupráci s členy expertní skupiny pro radioterapii v rámci řešení projektu IGA MZd ČR "3D konformní radioterapie – vývoj metod pro ustanovení systému zabezpečení jakosti na národní úrovni" pod reg. číslem NC7393-3/2003. Veškerá práva podle předpisů na ochranu duševního vlastnictví jsou vyhrazena.