

Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini

Zagreb, prosinac 2012.

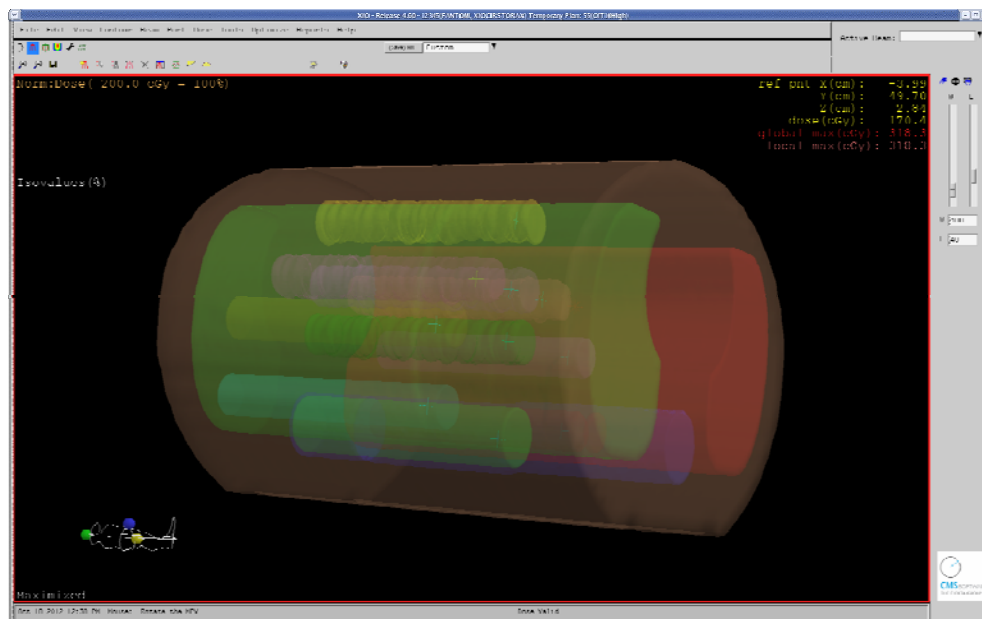
Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
--	---

SADRŽAJ

1.	UVOD	3
2.	METODOLOGIJA	5
2.1.	Inicijalne provjere sustava	5
2.1.1.	Određivanje konverzijskih krivulja Hounsfieldovih (CT) brojeva i elektronskih gustoća ..	5
2.1.2.	Osnovni administrativni testovi	9
2.1.3.	Provjere vanjskih jedinica sustava za planiranje terapije	11
2.1.4.	Provjere ulaznih podataka dobivenih CT simulacijom	12
2.1.5.	Provjere anatomskog modula sustava za planiranje	14
2.1.6.	Provjere ovisnosti izračuna doze o promjenama unutar anatomskog modula	16
2.1.7.	Provjere alata za validaciju plana terapije	22
2.1.8.	Provjera prijenosa podataka vezanih za plan terapije	24
2.2.	Provjere u homogenom fantomu	26
2.2.1.	Vodeni fantom	26
2.2.2.	Dozimetrijska oprema	27
2.2.3.	Usporedba izmjerene i izračunate apsorbirane doze	28
2.2.4.	Tolerancije	28
2.2.5.	Točke od interesa	29
2.2.6.	Dozimetrijski testovi	30
2.2.6.1.	Referentno polje	32
2.2.6.2.	Malo polje	33
2.2.6.3.	Polje srednje veličine	33
2.2.6.4.	Veliko polje	33
2.2.6.5.	Pravokutna polja	34
2.2.6.6.	Asimetrična polja	35
2.2.6.7.	MLC oblikovana polja	37
2.2.6.8.	Polje s fizičkim klinom u izocentričkoj tehnici	40
2.2.6.9.	Polja s virtualnim klinom u izocentričkoj tehnici	41
2.2.7.	Analiza podataka	46
2.2.8.	Usporedba mjerenih vrijednosti parametara snopova s onima na temelju kojih su modelirani snopovi u sustavu za planiranje	47
2.3.	Periodične provjere	48

1. UVOD

Sustav za planiranje terapije zračenjem (**TPS**, eng. *Treatment Planning System*) koristi se kod terapije snopovima linearnog akceleratora. Kod njega se anatomija i ciljni volumeni mogu prikazati kao 3D modeli.



Slika 1. 3D prikaz antropomorfnog fantoma u sustavu za planiranje terapije zračenjem

Sustav svojim alatima omogućuje određivanje optimalne raspodjele doze u svrhu veće kontrole tumora i bolje poštode zdravog tkiva. Sam proces izrade doznog plana terapije uključuje niz koraka, a fizičar je odgovoran za pravilan rad sustava kao cjeline. To uključuje nadzor nad prijenosom i 'obradom' ulaznih anatomskih podataka, nad pravilnim radom sustava za planiranje te nad prijenosom izlaznih podataka prema sustavu za izvođenje terapije linearnog akceleratora.

Priprema sustava za planiranje terapije za kliničku uporabu uključuje:

1. **Inicijalne provjere sustava**
2. **Dozimetrijske provjere sustava**

Sušтина inicijalnih provjera je ispitivanje funkcionalnosti sustava s kojih se podaci šalju na sustav za planiranje (CT simulator, odnosno arhiva slikovnih podataka), kao i onih na koje se podaci s tog sustava šalju (onkološki informacijski sustav). Također se provjeravaju ograničenja

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
--	---

sustava vezano uz uporabu različitih alata ugrađenih u sustav za planiranje (npr. anatomske modul, prikaz doze, statistička analiza...).

Dozimetrijskim provjerama se mogu utvrditi ograničenja računalnih algoritama koje sustav za planiranje koristi za izračun doznih raspodjela. Drugim riječima, može se utvrditi raspon odstupanja između planirane i izmjerene doze u terapiji zračenjem snopovima fotona linearnog akceleratora, pri različitim terapijskim uvjetima. Osnovni dio dozimetrijskih provjera u homogenom fantomu služi za provjeru matematički modeliranih snopova u sustavu za planiranje.

Kontrolom kvalitete rada sustava za planiranje terapije zračenjem se umanjuje vjerojatnost pogreške sustava koja može dovesti do neopravdanog ozračenja. Prijedlog pravilnika je izrađen prema preporukama Međunarodne agencije za atomsku energiju (IAEA)-Technical Report Series 430, Technical Document 1540 i 1583).

2. METODOLOGIJA

2.1. Inicijalne provjere sustava

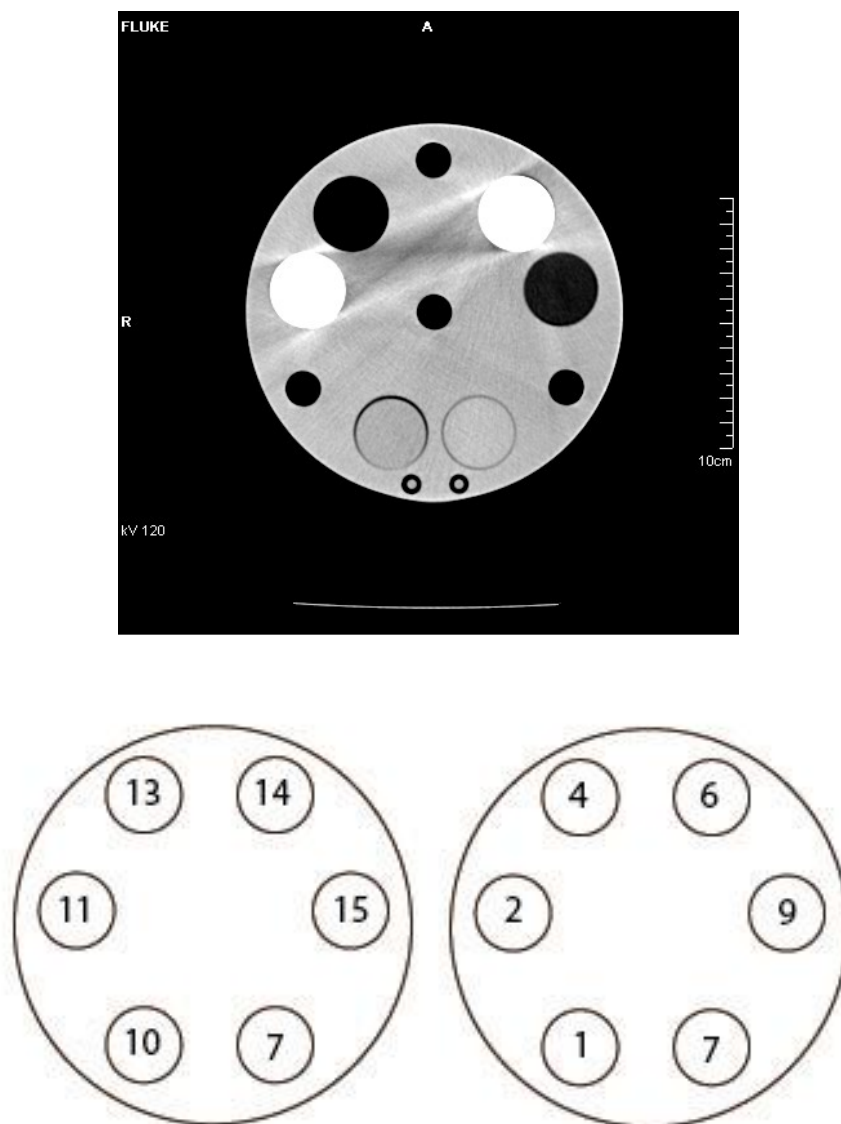
2.1.1. Određivanje konverzijskih krivulja Hounsfieldovih (CT) brojeva i elektronskih gustoća

U sklopu pripreme sustava za planiranje terapije zračenjem za kliničku uporabu nužno je provesti procedure na temelju kojih se kreiraju konverzijske krivulje Hounsfieldovih brojeva u elektronske gustoće. To je potrebno kako bi se skenirani podaci, dobiveni pomoću CT uređaja, mogli koristiti u planiranju terapije bolesnika pomoću 3D sustava za planiranje jer algoritam za proračun raspodjele doze koji je implementiran u sustavu za planiranje koristi elektronske gustoće različitih dijelova skeniranog volumena kao ulazne podatke. Kako je u praksi uočena ovisnost CT brojeva o korištenom CT uređaju, primjenjenom naponu cijevi i kliničkom protokolu, potrebno je odrediti odnos između CT brojeva i elektronskih gustoća za planirani način rada CT uređaja. U tu svrhu se može koristiti Mini CT fantom (FLUKE, Njemačka) (slika 1.). Fantom se sastoji od kućišta od plexiglasa i ima šest rupa za umetke poznatih elektronskih gustoća. Treba ga skenirati na CT simulatoru koristeći različite kliničke protokole, za sve moguće napone cijevi. Za svaku postavku treba napraviti tri mjerenja i kasnije izračunati srednje vrijednosti.



Slika 2. Mini CT fantom

Uz navedeni fantom se može koristiti 11 umetaka različitih gustoća pa je potrebno izvesti dvije serije skeniranja. Svaki umetak ima svoj identifikacijski broj i specificiranu relativnu elektronsku gustoću. CT snimke i shema mogućeg položaj umetaka unutar fantoma prikazani su na slici 2.



Slika 3. a) CT snimka fantoma, **b)** shema položaja umetaka unutar fantoma pri skeniranju

Analizu uzorkovanih CT presjeka treba provesti na radnoj stanici vezanoj uz CT uređaj (npr. Siemens Dosimetrist WS). Vrijednosti CT brojeva za različite protokole dobivene analizom mogu se upisati u tablicu 1.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

	CT protokol	U ₁ / kV	U ₂ /kV	...
air(1)	P _i			
	Σ/i			
lung equivalent(2)	P _i			
	Σ/i			
polyethylene(4)	P _i			
	Σ/i			
plastic water(6)	P _i			
	Σ/i			
polysthrene(7)	P _i			
	Σ/i			
nylon(9)	P _i			
	Σ/i			
polycarbonate(10)	P _i			
	Σ/i			
acrylic(11)	P _i			
	Σ/i			
bone eq.(13)	P _i			
	Σ/i			
aluminium(14)	P _i			
	Σ/i			
PVC(15)	P _i			
	Σ/i			

Tablica 1. Vrijednosti CT brojeva na temelju analize CT presjeka dobivenih skeniranjem fantoma pri različitim protokolima i različitim vrijednostima napona cijevi

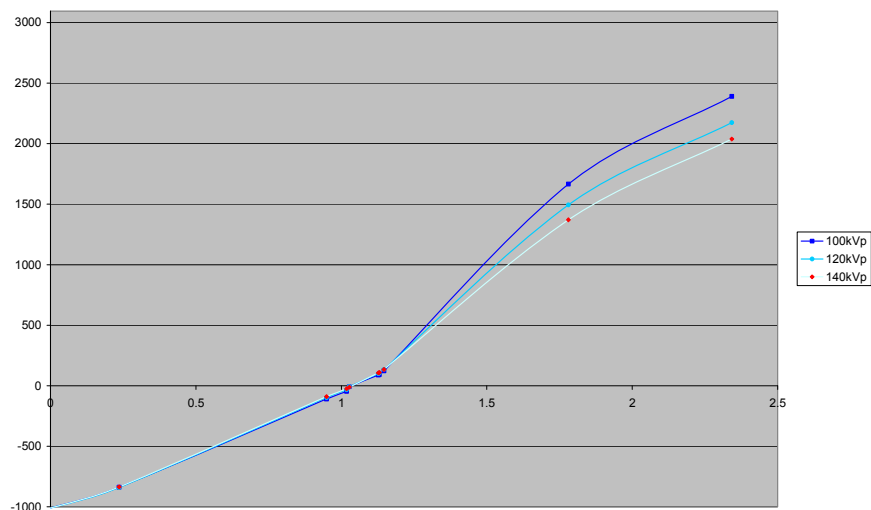
Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
--	---

Elektronske gustoće i eksperimentalne vrijednosti CT brojeva u Hounsfieldovim jedinicama za umetke različitih materijala Mini CT fantoma (Fluke) dane su u tablici 2. Elektronske gustoće koriste se za kreiranje konverzijskih krivulja, a CT brojevi za provjeru vjerodostojnosti uzorkovanih podataka.

	napon/kV rel. ED	HU					
		60	65	70	75	80	100
air (1)	0.0009	-999	-999	-999	-999	-999	-999
lung equiv. (2)	0.2359	-783	-783	-783	-784	-784	-786
polyethylene (4)	0.9491	-93	-82	-69	-66	-57	-49
plastic water (6)	1.0272	30	30	30	30	30	30
polystyrene (7)	1.0179	-49	-34	-27	-19	-10	-2
nylon (9)	1.1273	77	89	97	99	106	116
polycarb.(10)	1.1308	78	86	94	97	99	107
acrylic (11)	1.1464	96	102	109	115	121	134
bone eq.(13)	1.7808	1916	1709	1555	1429	1328	1101
aluminum (14)	2.3427	2649	2411	2232	2095	1977	1699

Tablica 2. Elektronske gustoće i vrijednosti Hounsfieldovih brojeva za različite materijale

Nakon provedenih procedura i analize rezultata, u sustavu za planiranje treba kreirati CT uređaj za koji je veza CT brojeva i elektronskih gustoća napravljena. Za svaki napon cijevi CT uređaja treba kreirati zasebnu konverzijsku krivulju CT brojeva i relativnih elektronskih gustoća. Primjer konverzijskih krivulja dan je na slici 4.



Slika 4. Primjer konverzijskih krivulja za 3 napona cijevi CT simulatora

2.1.2. Osnovni administrativni testovi

Ovom grupom testova se provjerava pravilan rad vezan za administrativni dio sustava za planiranje terapije zračenjem. Njihova funkcija je provjera sigurnosnih značajki sustava, odnosno upoznavanje korisnika s ponašanjem sustava u situacijama koje mogu dovesti do neopravdanog ozračenja pacijenta.

Test 2.1.2.1:

U sustavu za planiranje kreirati dva pacijenta s istim imenom i prezimenom, ali različitim identifikacijskim brojevima.

<i>Name</i>	<i>Patient ID</i>
Pacijent 1:Xxxx Yyyy	0803050XY1989
Pacijent 2:Xxxx Yyyy	0912345ZD2000

Zaokružiti poruku koju sustav prikazuje:

nije moguće/bez upozorenja
moguće/upozorenje

nije moguće/upozorenje
moguće/bez upozorenja

Test 2.1.2.2.:

Upisati dva pacijenta sa različitim imenom i prezimenom ali istim identifikacijskim brojem.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

<i>Name</i>	<i>Patient ID</i>
Pacijent 1:Xxxx Yyyy	0803050XY1989
Pacijent 2: Zzzz Wwww	0803050XY1989

Zaokružiti poruku koju sustav prikazuje:

<i>nije moguće/bez upozorenja</i>	<i>nije moguće/upozorenje</i>
<i>moguće/upozorenje</i>	<i>moguće/bez upozorenja</i>

Test 2.1.2.3:

Upisati istog pacijenta dva puta.

<i>Name</i>	<i>Patient ID</i>
Pacijent 1:Xxxx Yyyy	0803050XY1989
Pacijent 2: Xxxx Yyyy	0803050XY1989

Zaokružiti poruku koju sustav prikazuje:

<i>nije moguće/bez upozorenja</i>	<i>nije moguće/upozorenje</i>
<i>moguće/upozorenje</i>	<i>moguće/bez upozorenja</i>

Test 2.1.2.4:

Za istog pacijenta kreirati dva različita *studyseta*.

<i>Name</i>	<i>Patient ID</i>	<i>Studyset</i>
Pacijent 1:Xxxx Yyyy	0803050XY1989	Jedan
Pacijent 2: Xxxx Yyyy	0803050XY1989	Dva

Zaokružiti poruku koju sustav prikazuje:

<i>nije moguće/bez upozorenja</i>	<i>nije moguće/upozorenje</i>
<i>moguće/upozorenje</i>	<i>moguće/bez upozorenja</i>

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

Test 2.1.2.5:

Provjeriti jednostavnost brisanja pacijenta iz sustava za planiranje.

Broj koraka:

Pitanja:

Upozorenja:

Test 2.1.2.6:

Pacijenta poslati sa radne stanice CT simulatora na sustav za planiranje i provjeriti jesu li ime/prezime i identifikacijski broj pacijenta korektno prenešeni.

prijenos korektan

prijenos nije korektan

2.1.3. Provjere vanjskih jedinica sustava za planiranje terapije

Ovom grupom testova se provjerava pravilan rad vanjskih jedinica sustava za planiranje terapije zračenjem (digitalizator, pisač, memorija za pohranu podataka).

Test 2.1.3.1: Digitalizator/Pisač

Provjera se izvodi tako da se na milimetarskom papiru definira nekoliko kontura. Za svaku konturu na papiru definirati točke od interesa i označiti ih I_i ($i=1,2,3,\dots$). Ravnalom odrediti udaljenost između njih i zabilježiti ih. Pomoću digitalizatora unijeti konture i točke od interesa u sustav za planiranje. Konture moraju biti dovoljno velike da se provjeri aktivno područje digitalizatora.

- a) Koristeći alat sustava za planiranje izmjeriti udaljenosti između točaka i usporediti ih sa stvarnom udaljenošću.

Tolerancija: 2mm

	$d(I_1, I_2)$	$d(I_i, I_j)$
stvarna udaljenost/mm		
'digitalna' udaljenost/mm		

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
--	---

- b) Digitalizirane konture ispisati u omjeru 1:1. i vizualno usporediti sa konturama koje su digitalizirane. Zabilježiti najveće odstupanje i njegov smjer (+/-)

Tolerancija: 2mm

Δ_x/mm

Δ_y/mm

- c) Aktivno područje digitalizatora je simulirano osvjetljenom površinom istog i oni se moraju podudarati. U provjeri poklapanja treba izmjeriti veličinu aktivnog područja digitalizatora i usporediti je sa veličinom osvjetljenog područja.

Tolerancija: 1mm

<i>dimenzija aktivnog područja/cm²</i>	<i>dimenzija svjetlosnog područja/cm²</i>

Test 2.1.3.2: Jedinica za pohranu podataka

Sustav za planiranje mora imati jedinicu za arhiviranje isplaniranih pacijenta i za pohranu podataka nužnih za pravilan rad sustava ('back up').

Na tromjesečnoj osnovi provjeriti odgovaraju li arhivirani podaci onima priređenim za arhiviranje.

2.1.4. Provjere ulaznih podataka dobivenih CT simulacijom

Za ovaj skup provjera se može koristiti antropomorfni fantom. Na fantomu zalijepiti za zračenje netransparentne markere koji će biti vidljivi na CT presjecima. Markerima definirati geometriju fantoma u prostoru (cranio-caudalno, latero-lateralno). Napraviti CT presjeke za različite položaje (supine-prone, head first-feet first) prema svakom od RT protokola koji se planiraju klinički koristiti.

Test 2.1.4.1: Provjera orijentacije

Provjeriti sve scan orijentacije pri transferu presjeka sa CT skenera na sustav za planiranje kako bi se provjerilo da su CT podaci pravilno uzorkovani i transferirani na sustav za planiranje. Procjena pravilnog položaja se vrši na temelju analize položaja markera.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

<i>Orijentacija</i>	<i>CT</i>		<i>TPS</i>	
<i>Supine-Head first</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>
<i>Supine-Feet first</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>
<i>Prone- Head first</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>
<i>Prone- Feet first</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>	<i>da</i>	<i>ne</i>

Test 2.1.4.2: Provjere udaljenosti u ovisnosti o korištenom RT protokolu

a) u xz-ravnini (x-lijevo/desno, z-anterior/posterior)

Izabrati nekoliko poznatih udaljenosti na skeniranom fantomu. Za svaki RT protokol ($i=1\dots n$) koji se klinički koristi, pomoću alata sustava za planiranje na jednom CT presjeku fantoma odrediti udaljenosti i usporediti ih s stvarnim vrijednostima.

Tolerancija: 2 mm

RT protokol _i	d_{xi}	d_{zi}	d_{xzi}
stvarna vrijednost			
izmjerena vrijednost (TPS)			

b) u y-smjer (cranio-caudalno)

Na fantomu markerima označiti skeniranu udaljenost (npr. 20 cm) i skenirati od oznake do oznake uz postavljene različite debljine presjeka ($\Delta=1, 2, 4, 5$ i 10 mm). 'Increment' kod svakog skeniranja treba biti jednak debljini presjeka. Napraviti prijenos presjeka u sustav za planiranje i provjeriti broj presjeka (n).

Skenirana udaljenost (d_y) izračunava se prema izrazu:

$$d_y = \Delta \cdot n$$

Tolerancija: 1 mm

Δ/mm	1	2	4	5	10
n					
d_y					

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

Test 2.1.4.3: Provjera elektronskih gustoća

Fantom s nehomogenostima poznatih elektronskih gustoća, od kojih je jedna šprica napunjena običnom vodom, skenirati na CT simulatoru. Skenirane presjeke prenijeti u sustav za planiranje i pomoću njegovih alata očitati elektronske gustoće za svaki uzorak različite gustoće ($i=1\dots n$) i usporediti ih sa specificiranim vrijednostima.

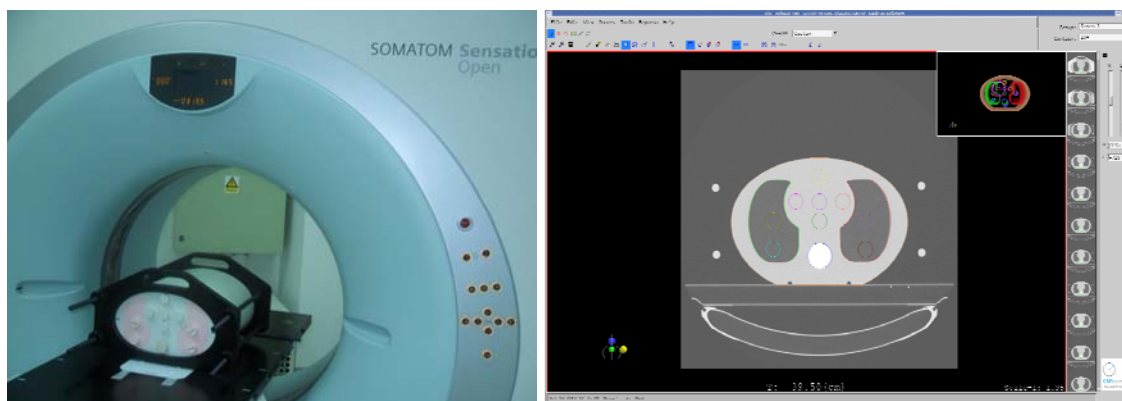
	voda	uzorak _i
specificirana vrijednost	1	
očitanja vrijednost (TPS)		

2.1.5. Provjere anatomskog modula sustava za planiranje

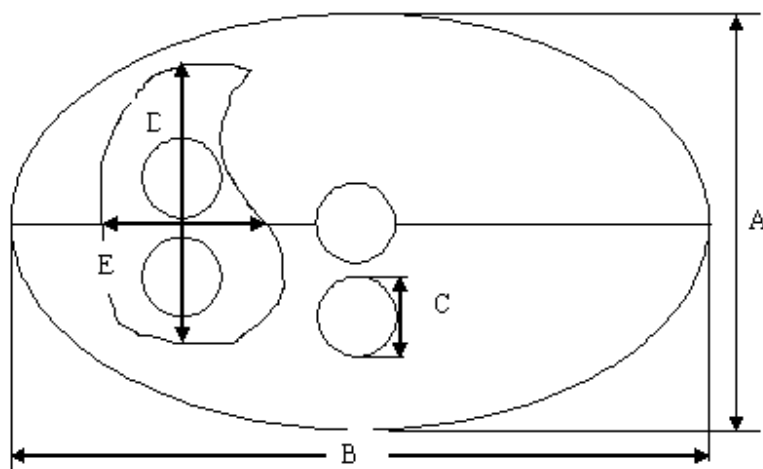
Ovim skupom testova se provjerava funkcionalnost dijela sustava za planiranje terapije zračenjem vezanog za njegov anatomski modul.

Test 2.1.5.1: Provjera mogućnosti automatskog konturiranja na temelju CT podataka

Na temelju CT presjeka antropomorfnog fantoma poznatih dimenzija vanjskih i unutarnjih kontura (npr. CIRS Thorax fantom) automatski kreirati konture različitih područja.



Slika 5. Antropomorfni fantom **a)** uzimanje presjeka na CT simulatoru, **b)** konturiran u sustavu za planiranje



Slika 6. Skica presjeka antropomorfnog fantoma s udaljenostima

- a) Pomoću alata sustava za planiranje izmjeriti dimenziju automatski kreiranih kontura i usporediti je sa stvarnim dimenzijama. Postupak ponoviti za najmanje 5 slučajno odabranih presjeka.

Tolerancija: 2 mm

	d_A/cm	d_B/cm	d_C/cm	d_D/cm	d_E/cm
stvarna udaljenost/mm					
očitana udaljenost/mm					

- b) Ispisati jedan konturirani presjek u omjeru 1:1. Ravnalom izmjeriti ispisane veličine od interesa i usporediti ih sa stvarnim vrijednostima.

Tolerancija: 2 mm

	d_A/cm	d_B/cm	d_C/cm	d_D/cm	d_E/cm
stvarna udaljenost/mm					
izmjerena udaljenost/mm					

Test 2.1.5.2: Provjera mogućnosti generiranja novih kontura interpolacijom

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

Za provjeru koristiti CT presjeke antropomornog fantoma bez kontura. Iskonturirati prvi i deseti presjek pa interpolacijom generirati nove konture između njih. Verificirati jesu li nove konture odgovarajuće.

konture korektne

konture nisu korektne

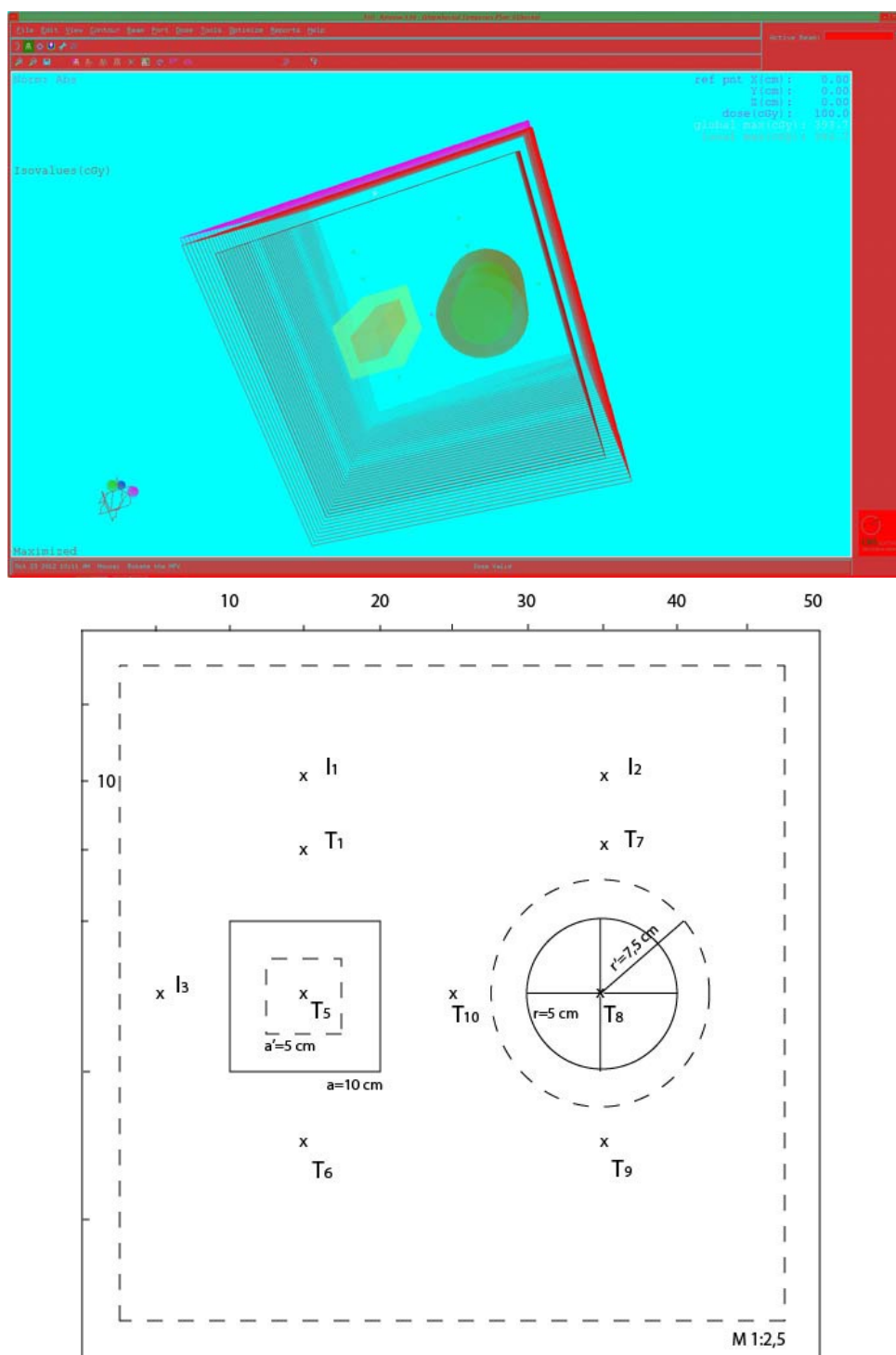
Test 2.1.5.3: Provjera funkcije povećanja objekta

Nacrtati konturu pravilnog geometrijskog oblika (krug, trokut, kvadrat) na barem tri različita presjeka te kreirati pravilan 3D objekt (valjak, prizma, kvadar). Povećati taj objekt za 2 cm u svim smjerovima i kreirati novi 3D objekt. Za svaki kreirani 3D objekt izračunati volumen i usporediti ga s očitanim u sustavu za planiranje.

Volumen/cm ³			
	izračunati	očitan	razlika
osnovni objekt			
prošireni objekt			

2.1.6. Provjere ovisnosti izračuna doze o promjenama unutar anatomskeg modula

Za izvođenje ove provjere u sustavu za planiranje nužno je postojanje 'pacijenta' sa više kontura različitih gustoća. U tu svrhu treba kreirati fantom pravilnog geometrijskog oblika [**kocka, dimenzije 50×50×50 cm³; relativne elektronske gustoće 1 (RED)**] unutar kojeg treba kreirati najmanje dva područja relativnih elektronskih gustoća različitih od vode. Prvo područje nehomogenosti treba imati oblik **kvadra**, dimenzije **10×10×20 cm³** i **relativne elektronske gustoće 0.25**. Drugo područje treba imati oblik **valjka** kojem je baza (B₀) **radijusa 5 cm, visine (h) 20 cm** i **relativne elektronske gustoće 1.5**.



Slika 7. 3D prikaz fantoma u sustavu za planiranje i skica fantoma za provjeru 2.1.6. Punom crtom je označena inicijalni oblik, a isprekidanom oblik ovisno o testu 2.1.6.1-3.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
--	---

Napraviti tri jednostavna plana s jednim poljem i očitati dozu u zadanim točkama. Geometrija za svaki plan dana je u tablici.

	Plan 1	Plan 2	Plan 3
SAD/cm	100	100	100
Stativ/°	0	0	90
Kolimator/°	0	0	0
Veličina polja/cm×cm	10×10	10×10	10×10
Referentna točka=Izocentar	I_1	I_2	I_3
D/cGy	200	200	200
Točke izračuna	T_1, T_5, T_6	T_7, T_8, T_9	T_5, T_8, T_{10}

Tablica 3. Parametri snopova i točke izračuna

Za procjenu korektnosti izračuna doze treba koristiti neovisni sustav za kontrolu izračuna. U slučaju nepostojanja neovisnog sustava za kontrolu izračuna, koristiti eksperimentalne podatke (postotna dubinska doza za energiju od interesa i polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$, faktori polja...) i različite fizikalne formalizme (npr. izraz za izračun efektivne dubine...)

Test 2.1.6.1: Provjera utjecaja promjene vanjske konture na izračun doze

Smanjiti vanjsku konturu fantoma za 5 cm u svim smjerovima ($45 \times 45 \times 45 \text{ cm}^3$) i očitati dozu u zadanim točkama. U svrhu provjere utjecaja promjene vanjske konture na izračun doze usporediti izračunatu dozu u točkama od interesa za svaki plan prije i nakon smanjenja volumena kocke.

		Doza/cGy						
		T_1	T_5	T_6	T_7	T_8	T_9	T_{10}
Plan 1	50×50×50							
	45×45×45							
Plan 2	50×50×50							
	45×45×45							
Plan 3	50×50×50							
	45×45×45							

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

Na temelju omjera očitanih doza za svaku točku od interesa u planu procijeniti je li promjena vanjske konture kod izračuna uzeta u obzir na pravilan način.

izračun korektan

izračun nije korektan

Test 2.1.6.2: Provjera utjecaja promjene unutarnjih kontura na izračun doze

a) Smanjenje volumena područja manje gustoće

Smanjiti volumen područja relativne elektronske gustoće 0.25 na $5 \times 5 \times 20 \text{ cm}^3$ i očitati dozu u zadanim točkama. Usporediti izračunatu dozu u točkama od interesa za svaki plan prije i nakon smanjenja volumena kvadra.

		Doza/cGy				
	$V_{\text{nehomogenosti}}/\text{cm}^3$	T_1	T_5	T_6	T_8	T_{10}
Plan 1	$10 \times 10 \times 20$					
	$5 \times 5 \times 20$					
Plan 3	$10 \times 10 \times 20$					
	$5 \times 5 \times 20$					

izračun korektan

izračun nije korektan

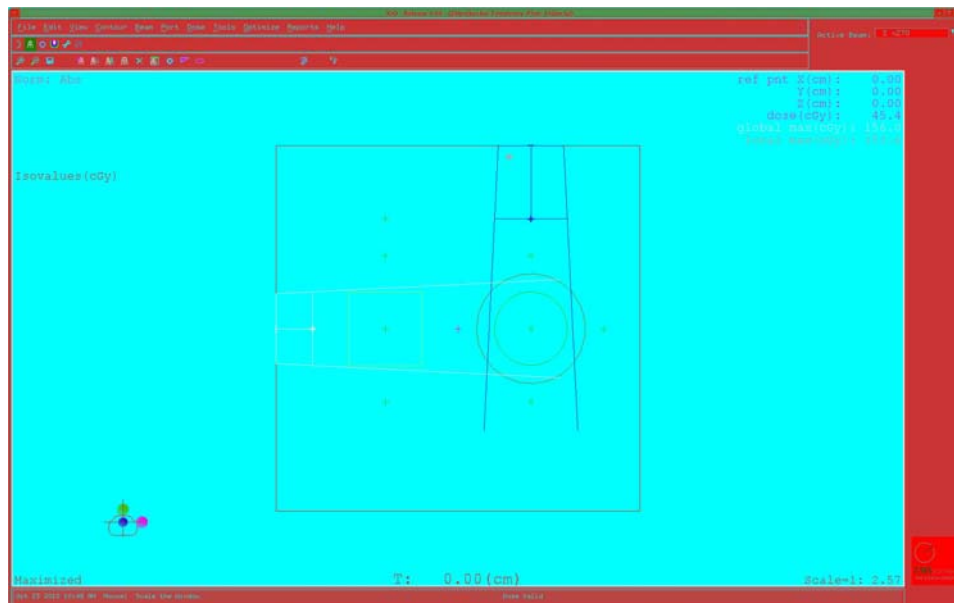
b) Povećanje volumena područja veće gustoće

Povećati volumen područja relativne elektronske gustoće 1.5 tako da mu baza (B') bude radijusa 7.5 cm i očitati dozu u zadanim točkama. Usporediti izračunatu dozu u točkama od interesa za svaki plan prije i nakon povećanja volumena valjka.

		Doza/cGy				
	$V_{\text{nehomogenosti}}/\text{cm}^3$	T_5	T_7	T_8	T_9	T_{10}
Plan 2	$B_0 \times h$					
	$B' \times h$					
Plan 3	$B_0 \times h$					
	$B' \times h$					

izračun korektan

izračun nije korektan



Slika 8. Postava polja 2 i 3 u sustavu za planiranje

Test 2.1.6.3: Provjera utjecaja promjene gustoće unutarnjih kontura na izračun doze

Koristeći alate sustava za planiranje promijeniti gustoće nehomogenostima kako bismo provjerili utjecaj promjene gustoće na izračun doze.

- a) Promijeniti relativne elektronske gustoće oba unutrašnja volumena u jedinične. Usporediti izračunatu dozu u točkama od interesa za svaki plan prije i nakon promjene relativne elektronske gustoće.

	Doza/cGy						
	RED	T ₁	T ₅	T ₆	T ₇	T ₈	T ₉
Plan 1	0.25						
	1						
Plan 2	1.5						
	1						

izračun korektan

izračun nije korektan

- c) Zamijeniti vrijednosti relativnih elektronskih gustoća unutrašnjih volumena. Usporediti izračunatu dozu u točkama od interesa za svaki plan prije i nakon promjene relativne elektronske gustoće.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

		Doza/cGy					
	RED	T ₁	T ₅	T ₆	T ₇	T ₈	T ₉
Plan 1	0.25						
	1.5						
Plan 2	1.5						
	0.25						

izračun korektan

izračun nije korektan

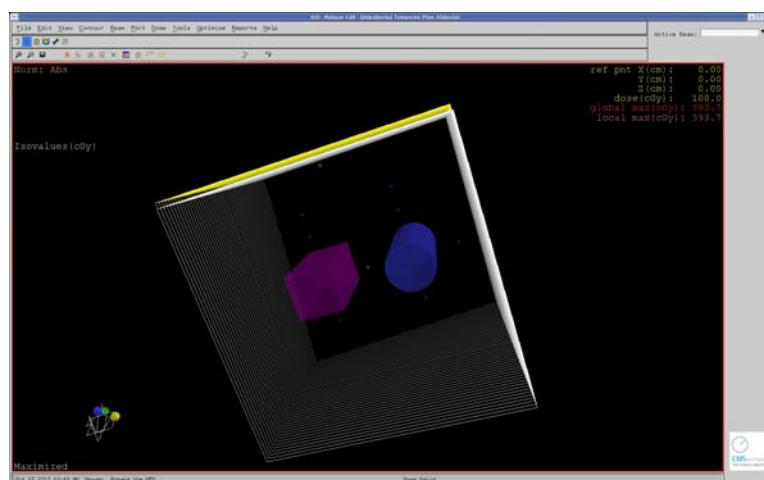
Test 2.1.6.4: Provjera utjecaja umetanja bolusa u snop na izračun doze

Na gornjoj plohi fantoma volumena 50×50×50 cm³ opisanom u uvodu Odjeljka 2.1.6. alatima sustava za planiranje kreirati bolus dimenzija 50×50×1 cm³. Usporediti izračunatu dozu u točakama od interesa za planove sa i bez bolusa.

		Doza/cGy					
		T ₁	T ₅	T ₆	T ₇	T ₈	T ₉
Plan 1	bez bolusa						
	s bolusom						
Plan 2	bez bolusa						
	s bolusom						

izračun korektan

izračun nije korektan



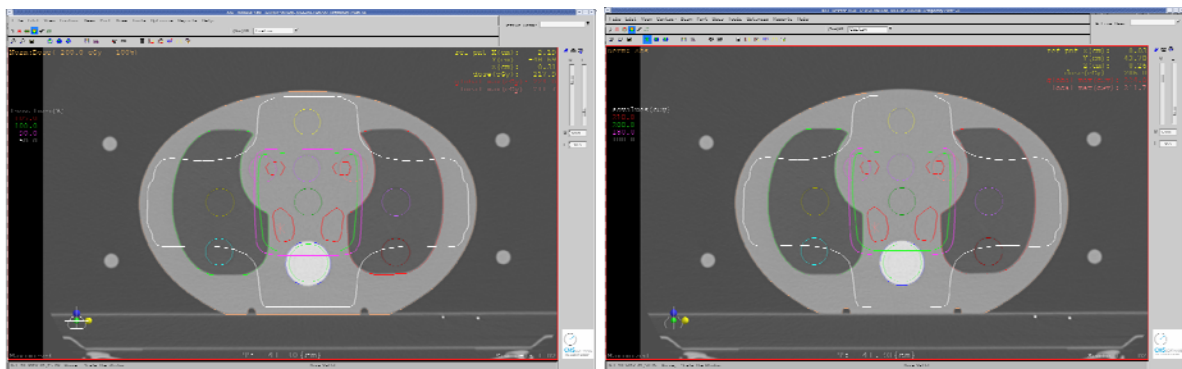
Slika 9. Prikaz fantoma s bolusom

2.1.7. Provjere alata za validaciju plana terapije

U alate za validaciju plana spadaju prikazi izodoznih raspodjela i dozno-volumni histogrami (DVH). Izodozne raspodjele je moguće prikazati na nekoliko načina: u svakoj od okomitih ravnina (sagitalna, aksijalna i coronalna) te volumno. U dozno-volumnom histogramu su sažeti podaci vezani za volumnu raspodjelu doze. Njime je grafički prikazana dozna 'pokrivenost' volumena od interesa (ciljni volumeni i rizični organi). Provjera točnosti tih prikaza je vrlo važna budući da se na temelju izodoznih raspodjela i DVH-a ocjenjuje pogodnost za izvođenje izrađenog plana terapije.

Test 2.1.7.1: Prikaz izodoznih raspodjela

Svrha provjere je usporediti različite prikaze raspodjele doze. Izraditi plan za standardni klinički slučaj uz normiranje koje se rutinski koristi, npr. na 100 %-tnu izoplohu dati propisanu dnevnu dozu (200 cGy). Kreirati izodoze (105, 100, 90, 50%) u sve tri ravnine i ispisati ih. Nakon toga promijeniti prikaz i kreirati izodoze 210, 200, 180, 100 cGy u sve tri ravnine, ispisati ih i usporediti oblik odgovarajućih izodoza dobivenih različitim načinom normiranja u svakoj od ravnina (npr. 105% i 210 cGy).



Slika 10. Prikaz doznih raspodjela u postocima i dozi

Ispisati dozne raspodjele na referentnom presjeku za oba slučaja i vizualno ih usporediti.

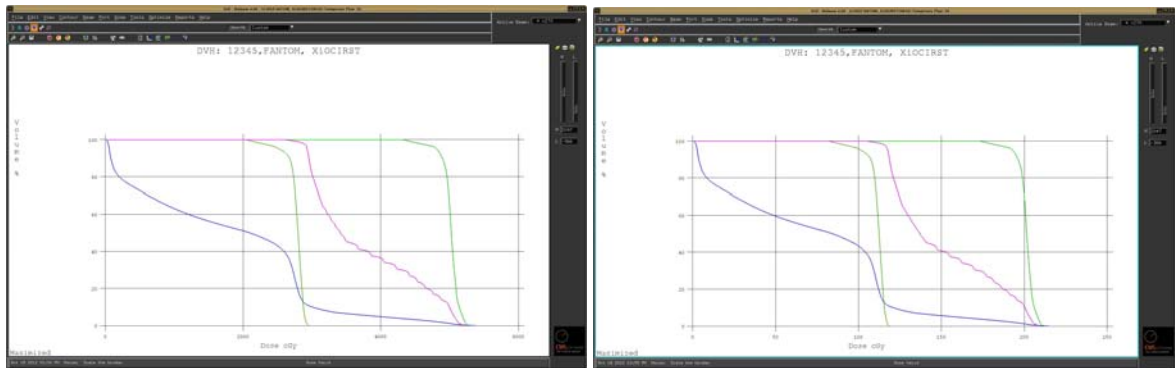
prikaz korektan

prikaz nije korektan

Test 2.1.7.2: Dozno-volumni histogrami

a) Usporedba dozno-volumnih histograma za dozu po frakciji i ukupnu dozu

Za plan korišten u testu 2.1.7.1 napraviti DVH. Izraditi plan za ukupnu dozu (npr. 5000 cGy) i pripadni DVH.



Slika 11. Dozno-volumni histogrami za ukupnu i dnevnu dozu.

Ispisati dozno-volumne histograme za oba slučaja i vizualno ih usporediti.

prikaz korektan

prikaz nije korektan

b) Usporedba doznog prikaza u ovisnosti o relativnom i apsolutnom volumenu

Na fantomu kreiranom za testove u poglavlju 2.1.6. izraditi jednostavan plan u 'box' tehnici. Izocentar postaviti u točku T10. Kreirati dva dozno volumna histograma, jedan tako da na osi apscisa volumen bude izražen u postocima, a drugi sa apsolutnim vrijednostima volumena izraženim u kubičnim centimetrima. Usporediti doze za dva prikaza istog volumena. Postotni dio volumena pretvoriti u apsolutnu vrijednost na temelju poznatih volumena unutarnjih struktura u fantomu (kvadar i valjak).

	Volumen kvadra				Volumen valjka			
	$V_A/\%$	V'_A/cm^3	$V_B/\%$	V'_B/cm^3	$V_C/\%$	V'_C/cm^3	$V_D/\%$	V'_D/cm^3
Doza/cGy								
	D_A	D'_A	D_B	D'_B	D_C	D'_C	D_D	D'_D
odstupanje/%	<5%	>5%	<5%	>5%	<5%	>5%	<5%	>5%

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

2.1.8. Provjera prijenosa podataka vezanih za plan terapije

Svrha testova je provjeriti vjerodostojnost podataka prenešenih sa sustava za planiranje, preko onkološkog informacijskog sustava (OIS) na sustav za izvođenje terapije pojedinog linearnog akceleratora.

Test 2.1.8.1: Prijenos osnovnih podataka

Za provjeru pravilnog prijenosa podataka koristiti plan korišten u testu 2.1.7.2b (jednostavan plan u 'box' tehnici). Iz sustava za planiranje poslati plan u OIS. Ispisati parametre svakog polja iz plana i usporediti ih s onima iz OIS-a.

u redu

nije u redu

Istu provjeru napraviti i za podatke prenešene na sustav za izvođenje terapije linearnog akceleratora od interesa.

u redu

nije u redu

Ukoliko neki od parametara nije korektno prenesen nužno je utvrditi razlog i preporučiti način rješavanja.

Test 2.1.8.2: Prijenos podataka vezanih za klinove

Napraviti plan s više polja, kao modifikatore koristiti fizičke klinove različitih nagiba i orijentacija. Podatke poslati na OIS i sustav za izvođenje terapije linearnog akceleratora. Postaviti klin na način kako je isplanirano i provjeriti odgovaraju li nagib i orijentacija onima na monitoru linearnog akceleratora.

u redu

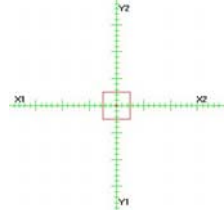
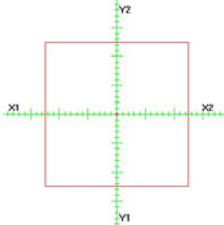
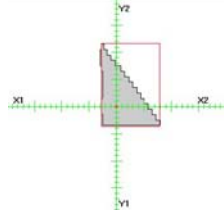
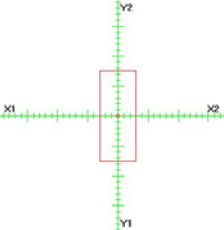
nije u redu

Nagib i orijentacija virtualnih ili dinamički klinova se mora provjeriti dozimetrijski na način opisan u poglavlju 2.2.6.

Test 2.1.8.3: Prijenos podataka vezanih uz polja zračenja

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
--	---

Za svaki terapijski uređaj definiran u sustavu za planiranje kreirati plan s nekoliko polja zračenja oblikovanih višelaamelarnim kolimatorom. U plan neka budu uključena polja čije su karakteristike dane u tablici, a oblik prikazan na slikama.

	Oblik	Parametri polja	Slika
Polje 1	kvadrat	a=5 cm	
Polje 2	kvadrat	a=25 cm	
Polje 3	pravokutni trokut	a=5 cm, b=7 cm	
Polje 4	pravokutnik	a=6 cm, b=15 cm	

Napraviti prijenos plana u OIS. Iz sustava za planiranje ispisati oblik svakog polja u omjeru 1:1 i zalijepti na stol terapijskog uređaja. Usporediti oblik i dimenzije svjetlosnog polja s ispisanim.

Nakon toga na stol postaviti film za verifikaciju i eksponirati ga dozom dovoljnom da se postigne odgovarajuće zacrnjenje. Ponoviti postupak za svako polje zračenja. Izmjeriti veličine radijacijskog polja i usporediti ih s vrijednostima definiranim u sustavu za planiranje.

Polje 1	Polje 2	Polje 3	Polje 4
----------------	----------------	----------------	----------------

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini					
---	--	--	--	--	--	--

TPS	a=5 cm	a=25 cm	a=5 cm	b=7 cm	a=3 cm	b=15 cm
Ispis	a=	a=	a=	b=	a=	b=
Svjetlosno polje	a=	a=	a=	b=	a=	b=
Radijacijsko polje	a=	a=	a=	b=	a=	b=

2.2. Provjere u homogenom fantomu

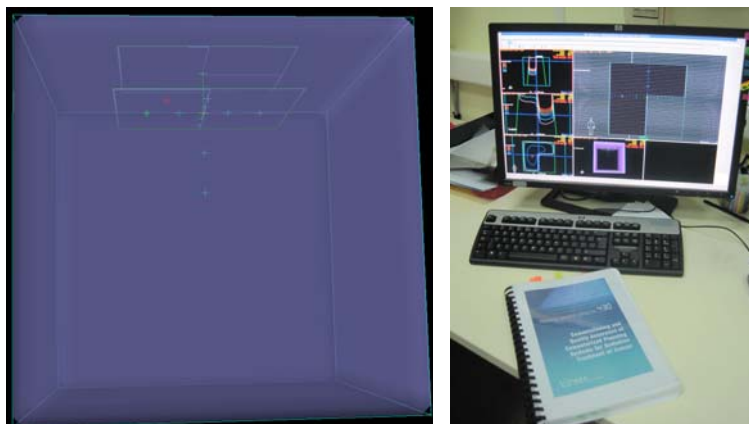
2.2.1. Vodeni fantom

Mjerenja treba izvoditi u vodenom fantomu dimenzija cca. $48 \times 48 \times 42 \text{ cm}^3$.



Slika 12. Eksperimentalni uvjeti

U sustavu za planiranje terapije treba kreirati homogenu kocku veličine $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ i gustoće 1000 kg/m^3 koja će simulirati fantom. U njoj treba biti definirano 11 točaka od interesa.



Slika 13. Mjerna geometrija (lijevo) simulirana u sustavu za planiranje terapije zračenjem CMS XiO

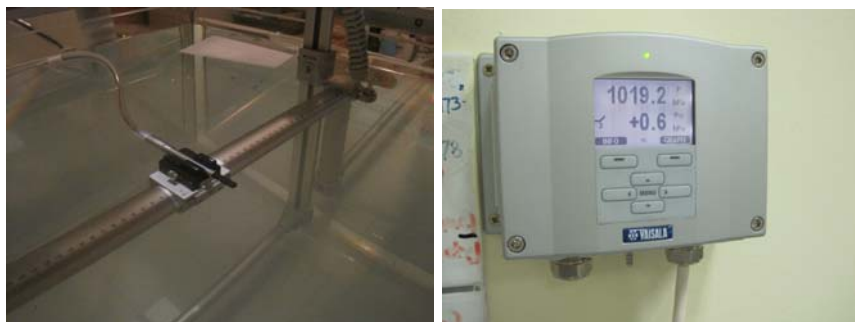
Točke od interesa trebaju biti definirane u Kartezijevom koordinatnom sustavu u kojem se z-os poklapa s centralnom osi snopa.

2.2.2. Dozimetrijska oprema

Za precizno pozicioniranje u točke od interesa koristiti kontroler položaja sustava za relativnu dozimetriju, a za određivanje apsorbirane doze koristiti:

1. elektrometar
2. ionizacijske komore različitih volumena (0.6 cm^3 , 0.13 cm^3 , 0.01 cm^3)
3. barometar
4. termometar





Slika 14. Elektrometar, ionizacijska komora tipa Farmer i barometar

2.2.3. Usporedba izmjerene i izračunate apsorbirane doze

Dozu u točkama od interesa treba računati pomoću sustava za planiranje terapije zračenjem koristeći njegov najtočniji algoritam te kalkulacijsku matricu od cca. 0.2 cm. Za evaluaciju odstupanja eksperimentalno određene (D_{meas}) i sustavom za planiranje izračunate (D_{calc}) doze korišten je izraz (IAEA TecDoc-1583):

$$\Delta(\%) = \frac{D_{calc} - D_{meas}}{D_{meas,ref}} \times 100$$

gdje je Δ odstupanje između izmjerene i izračunate apsorbirane doze, D_{calc} je izračunata doza u traženoj točki, D_{meas} je izmjerena doza u toj točki, a $D_{meas,ref}$ je izmjerena doza u referentnoj točki.

2.2.4. Tolerancije

Rezultati se procjenjuju u skladu s vrijednostima definiranim u Tablici 4:

	područje	vrsta područja	osnovna geometrija	složena geometrija	vrlo složena geometrija
δ_1	centralna os	visoka doza, mali dozni gradijent	2%	3%	4%
δ_2^a	build up, gradijent	visoka doza, veliki dozni gradijent	2 mm ili 10%	3 mm ili 15%	3 mm ili 15%
δ_3	off axis	visoka doza,	3%	3%	4%

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost		Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini			
		mali dozni gradijent			
δ₄	izvan snopa	mala doza, mali dozni gradijent	3% ^b (30%)	4% ^b (40%)	5%^b (50%)

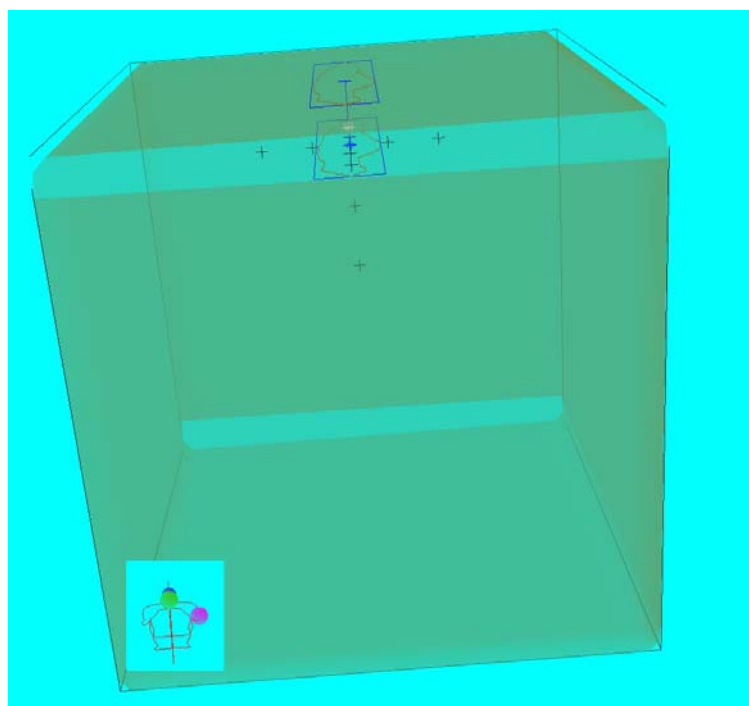
^apomak od 1 mm odgovara razlici u dozi od 5% (realna vrijednost za visoku dozu, veliki dozni gradijent)

^bpostotak je primjenjiv uz jednažbu $100 \cdot (D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas, cax}}$

vrijednost u zagradi je primjenljiva uz jednažbu $100 \cdot (D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas}}$ gdje je D_{meas} mjerena doza u istoj točki u kojoj je i računata

Tablica 4. Tolerancije prema Venselaar, J., Welleweerd, H., Mijnheer, B., *Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems*, Radiotherapy Oncology. 60 (2001) 191-201

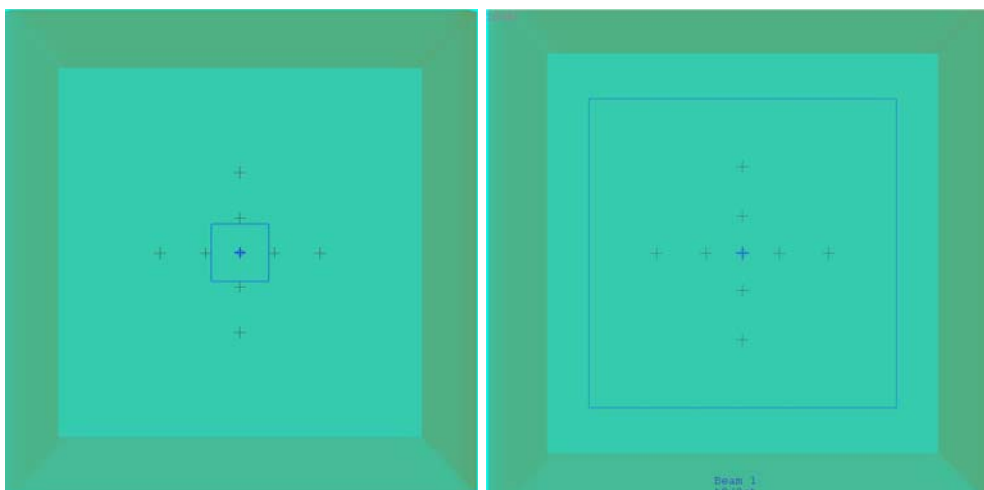
2.2.5. Točke od interesa



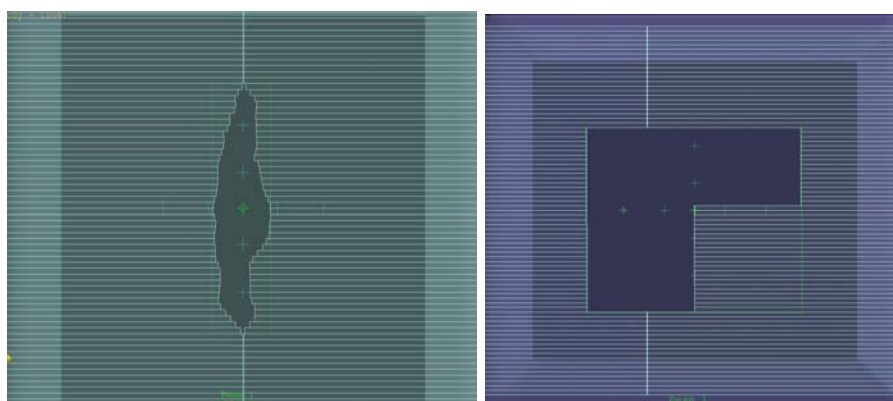
Slika 15. Simulirana mjerna geometrija

Koordinate mjernih točaka			
broj	x/cm	y/cm	z/cm
1	0	0	10
2	0	0	5
3	0	0	15
4	-3	0	5
5	3	0	5
6	0	-3	5
7	0	3	5
8	-7	0	5
9	7	0	5
10	0	-7	5
11	0	7	5

Tablica 5. Koordinate točaka



Slika 16. Položaj mjernih točaka u jednostavnoj geometriji



Slika 17. 'Beam Eye View' nekih složenijih geometrija

2.2.6. Dozimetrijski testovi

Testove treba provesti za sve snopove fotona koji se klinički koriste. Parametri svakog od testova dani su u pripadajućim tablicama. Broj monitorskih jedinica (MU) kod otvorenih snopova izračunati tako da doza u referentnoj točki bude 2 Gy, a kod polja s klinovima 1,5 Gy. Za svaku točku treba izvesti najmanje 2 mjerenja. Mjerenja korigirati na polarizaciju (k_{pol}), rekombinaciju (k_s), kvalitetu snopa (k_{QQ}) i tlak i temperaturu (k_{tp}).

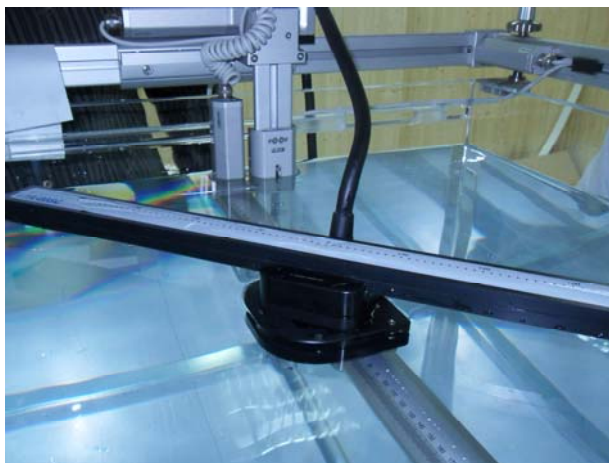
Testovi služe za provjeru matematički modeliranih snopova u sustavu za planiranje terapije zračenjem. Provedba testova je zamišljena na način da se najprije provjere uvjeti pod kojima je

snop kalibriran, nastavlja se s osnovnim geometrijama, a završava uporabom različitih modifikatora snopa.

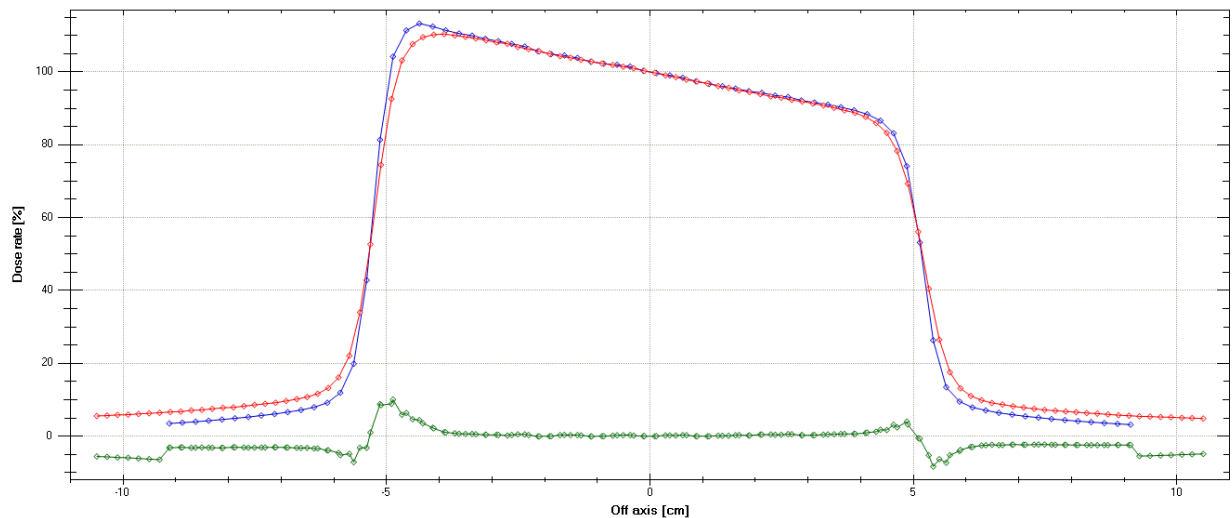
Raspodjela doze kod snopova s fizičkim klinovima je zadana parametrima snopa i konstrukcijom klina pa je ovisna samo o eventualnim promjenama parametara snopa. Održavanje parametara snopova zračenja stalnim je važna kako bi stvarni uvjeti odgovarali onima modeliranim u sustavu za planiranje.

Raspodjele doze kod snopova s virtualnim klinovima dodatno ovisi i o brzini doze te o brzini gibanja blendi. Zbog toga je priprema za kliničku uporabu i kontrola kvalitete snopova s virtualnim klinovima znatno složenija.

Prije pripreme virtualnih klinova u terapijske svrhe dobro je usporediti profile polja snopova s virtualnim i fizičkim klinovima. U tu svrhu se može koristiti linearni detektor npr. IBA LDA-99 (**L**inear **D**iode **A**rray) u vodenom fantomu (slika 17.). Profili polja za virtualni i fizički klin i njihova razlika prikazani su na slici 18.



Slika 18. Detektor IBA LDA-99



Slika 19. Profili polja snopa 6 MV veličine polja $10 \times 10 \text{ cm}^2$ s virtualnim 2VW30 (plavo) i fizičkim 2RW30 (crveno) klinom, te njihova razlika.

Na taj način treba usporediti sve fizičke klinovi s virtualnima. Odstupanja, ne uključujući područje polusjene snopa, ne bi trebala biti veća od 5%.

Parametri potrebni za izvođenje pojedinog testa dani su u pripadajućim tablicama. Dodatno su specificirane točke mjerenja i tolerancije.

2.2.6.1. Referentno polje

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=SAD=100cm	1	1, 2, 4, 7	10×10	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2, 4, 7				2

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

2.2.6.2. Malo polje

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-4	5×5	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2, 3				2
4				2 mm ili 10%

2.2.6.3. Polje srednje veličine

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-4, 6, 9	15×15	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2, 3, 4, 6				2
9				2 mm ili 10%

2.2.6.4. Veliko polje

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-4, 6, 9	25×25	0	0

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2, 3, 4, 6, 9				2

2.2.6.5. Pravokutna polja

Test 1:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-4, 6, 9, 11	20×4	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2, 3, 4, 9				2
6				3
11				3

Test 2:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-3, 5, 6 10	7×25	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2, 3				2
5				2 mm ili 10%

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini			
---	--	--	--	--

6, 10

3

2.2.6.6. Asimetrična polja

Test 1:

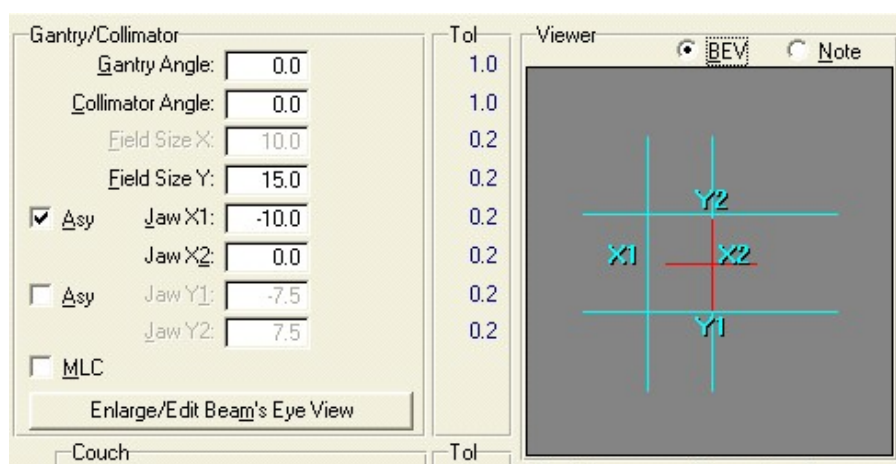
broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-4, 6, 9, 10	(2.5+7.5)x20	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2, 3, 4, 6, 10				2
9				2 mm ili 10%

Test 2:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	5	1, 2, 5, 8	(10+0)x15	0	0



Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	računata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 2				3 mm ili 15%
5, 8				3

Test 3:

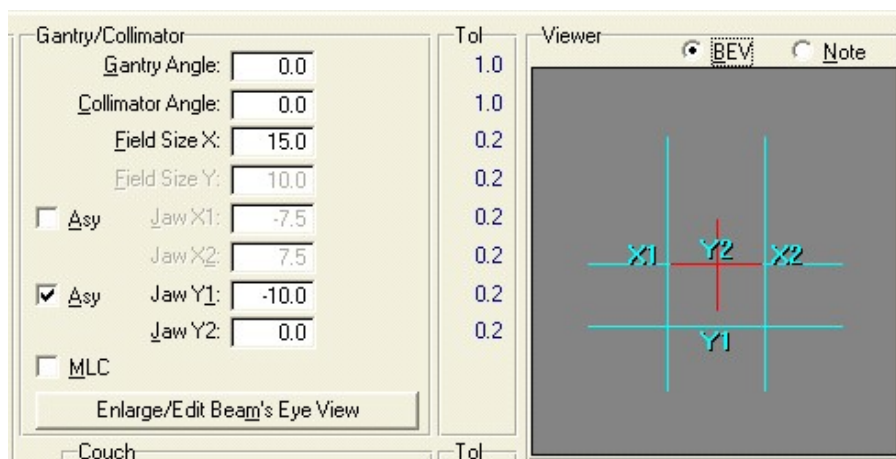
broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-5, 7-9	20×(2.5+7.5)	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-9				2

Test 4:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	6	6, 10	15×(10+0)	0	0



Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
6, 10				2

Test 5:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-4, 6,7,11	(3+7)×(5+10)	0	0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-4, 6, 7, 11				2

2.2.6.7. MLC oblikovana polja

Test 1: Blokiran centar polja- L-oblik

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	8	5, 7, 8, 11	MLC	0	0

The screenshot shows a radiotherapy planning software interface with the following sections:

- Beam:** Type: Fixed, Modality: Xrays, Energy: 18, MU: 182.2, Wedge MU: 0.0, Time: 0.00, Dose rate: 0, Arc Direction: (dropdown), MU/Deg: 0.00, Start Angle: 0.0, Stop Angle: 0.0.
- Accessories/Slots:** Wedge: (dropdown), Compensator: (dropdown), Block: (dropdown), Bolus: (dropdown).
- Gantry/Collimator:** Gantry Angle: 0.0, Collimator Angle: 0.0, Field Size X: 21.0, Field Size Y: 20.1, Jaw X1: -10.6, Jaw X2: 10.4, Jaw Y1: -11.1, Jaw Y2: 9.0, MLC checked.
- Couch:** Vertical: 0.0, Lateral: 0.0, Longitudinal: 0.0, Angle: 0.0, Pedestal: 0.0.
- Viewer:** BEV view showing a rectangular field with X1, X2, Y1, Y2 markers. Tolerance values are listed on the left: 1.0, 1.0, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2.
- Portal Image:** MU: 0.0, Dose Coef: 0.000, Delta: 0.00, Planned: 0.0, Open: 0.0.
- EPID:** SID: 0.0.

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
5, 7, 8, 11				2

Test 2: Blokirani kutovi polja

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-11	MLC	0	0

The screenshot shows a radiotherapy planning software interface with the following sections:

- Beam:** Type: Fixed, Modality: Xrays, Energy: 6, MU: 198.2, Wedge MU: 0.0, Time: 0.00, Dose rate: 0, Arc Direction: (dropdown), MU/Deg: 0.00, Start Angle: 0.0, Stop Angle: 0.0.
- Accessories/Slots:** Wedge: (dropdown), Compensator: (dropdown), Block: (dropdown), Bolus: (dropdown).
- Gantry/Collimator:** Gantry Angle: 0.0, Collimator Angle: 0.0, Field Size X: 20.6, Field Size Y: 21.3, Jaw X1: -10.4, Jaw X2: 10.2, Jaw Y1: -10.6, Jaw Y2: 10.7, MLC checked.
- Couch:** Vertical: 0.0, Lateral: 0.0, Longitudinal: 0.0, Angle: 0.0, Pedestal: 0.0.
- Viewer:** BEV view showing a diamond-shaped field with X1, X2, Y1, Y2 markers. Tolerance values are listed on the left: 1.0, 1.0, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2.
- Portal Image:** MU: 0.0, Dose Coef: 0.000, Delta: 0.00, Planned: 0.0, Open: 0.0.
- EPID:** SID: 0.0.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-11				2

Test 3: Polje nepravilnog oblika

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora
1	SSD=95cm	2	1-3, 6, 7, 10, 11	MLC	0	0

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface with the following sections:

- Beam:**
 - Type: Fixed
 - Modality: Xrays
 - Energy: 6
 - MU: 217.2
 - Wedge MU: 0.0
 - Time: 0.00
 - Dose rate: 0
 - Arc Direction: (dropdown)
 - MU/Deg: 0.00
 - Start Angle: 0.0
 - Stop Angle: 0.0
- Accessories/Slots:**
 - Wedge: (dropdown)
 - Compensator: (dropdown)
 - Block: (dropdown)
 - Bolus: (dropdown)
- Gantry/Collimator:**
 - Gantry Angle: 0.0
 - Collimator Angle: 0.0
 - Field Size X: 5.1
 - Field Size Y: 21.0
 - ☒ Asy Jaw X1: -2.7, Jaw X2: 2.4
 - ☐ Asy Jaw Y1: -10.5, Jaw Y2: 10.5
 - ☒ MLC
 - Enlarge/Edit Beam's Eye View
- Couch:**
 - Vertical: 0.0
 - Lateral: 0.0
 - Longitudinal: 0.0
 - Angle: 0.0
 - Pedestal: 0.0
- Tol (Tolerance):**
 - 1.0, 1.0, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2
- Viewer:**
 - BEV (Beam's Eye View) selected
 - BEV image showing a crosshair and field boundaries.
- Portal Image:**
 - MU: 0.0
 - Dose Coef: 0.000
 - Delta: 0.00
 - EPID: ☐
 - SID: 0.0

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-3, 6, 7				3
10, 11				4

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

2.2.6.8. Polje s fizičkim klinom u izocentričkoj tehnici

Test 1:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-11	10×10	0	0	RW15

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3
8-11				4

Test 2:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-11	10×10	0	0	RW30

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3
8-11				4

Test 3:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-5, 7	10×10	0	0	RW45

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-5, 7				3

2.2.6.9. Polja s virtualnim klinom u izocentričkoj tehnici

Test 1:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-6	5×5	0	90	VW15

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1, 3				3
4-6				3 mm ili 15%



Test 2:

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini						
---	--	--	--	--	--	--	--

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-7	10×10	0	90	VW15

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3

Test 3:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-7	15×15	0	90	VW15

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3

Test 4:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-11	15×15	0	90	VW15

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-11				3

Test 5:

broj	set up	referentna	točke	veličina	kut	kut	modifikator
------	--------	------------	-------	----------	-----	-----	-------------

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini						
---	--	--	--	--	--	--	--

snopova		točka	mjerjenja	polja	stativa	kolimatora	snopa
1	SSD=95cm	2	1-11	5×5	0	0	VW30

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-3				3
4-6				3 mm ili 15%

Test 6:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-7	10×10	0	0	VW30

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3

Test 7:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-7, 9	15×15	0	0	VW30

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
---	--

9				3 mm ili 15%
---	--	--	--	--------------

Test 8:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-11	20×20	0	0	VW30

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-11				3

Test 9:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-6	5×5	0	0	VW45

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-3				3
4-6				3 mm ili 15%

Test 10:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-7	10×10	0	0	VW45



X_{low} , X_{high}

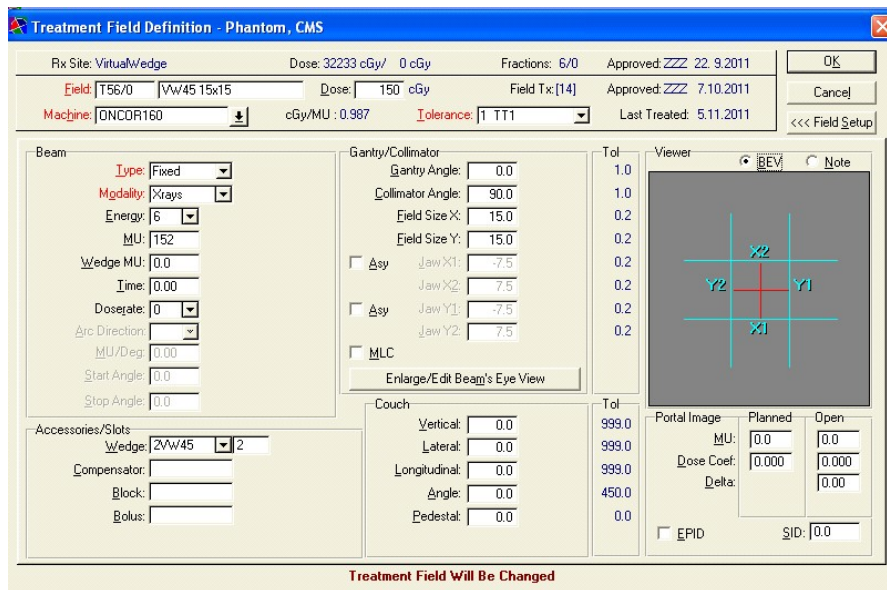
točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3

Test 11:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-9	15×15	0	0	VW45

X_{low} , X_{high}

točke mjerenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-7				3
8-9				3 mm ili 15%



Test 12:

broj snopova	set up	referentna točka	točke mjerjenja	veličina polja	kut stativa	kut kolimatora	modifikator snopa
1	SSD=95cm	2	1-11	20×20	0	0	VW45

X_{low} , X_{high}

točke mjerjenja	izračunata doza (cGy)	mjerena doza (cGy)	odstupanje %	tolerancija %
1-11				3

2.2.7. Analiza podataka

Zbog boljeg uvida u razloge eventualnih odstupanja izračunatih i eksperimentalno dobivenih vrijednosti preporuča se grupiranje srodnih podataka (npr. prema energiji, sa/bez modifikatora snopa, prema vrsti modifikatora snopa...). Analizu odstupanja za svaku grupu prikazati grafički.

Voditi računa o područjima mjerenja u kojima je mjerna nesigurnost velika, bilo zbog velikog gradijenta snopa, bilo zbog veličine ionizacijske komore. U tim slučajevima preporuča se dodatna mjerenja s ionizacijskim komorama malog volumena. Primjer takvih komora dan je na slici 20.



Slika 20. Ionizacijske komore malog volumena

2.2.8. Usporedba mjerenih vrijednosti parametara snopova s onima na temelju kojih su modelirani snopovi u sustavu za planiranje

Nakon periodičnih provjera snopova linearnog akceleratora (relativna dozimetrija) napraviti usporedbu karakterističnih parametara svakog snopa s referentnima (Priručnik za kontrolu kvalitete linearnog akceleratora). Ukoliko su odstupanja veća od propisane tolerancije potrebno je izvršiti podešavanje parametara snopa. Time se osigurava da modelirani snopovi odgovaraju stvarnima.

energija snopa/MV

veličina polja	5×5				7.5×7.5				10×10			
d_{max}												
$D_{50m}/\%$												
$D_{100m}/\%$												
$D_{200m}/\%$												
Q_1												
	in	cross	dij --/++	dij +/-/+	in	cross	dij --/++	dij +/-/+	in	cross	dij --/++	dij +/-/+
flatness _{50m}												
simetrija _{dmax}												
FS _{100m}												
Polusjena _{50m}												
veličina polja	15×15				20×20				30×30			
d_{max}												
$D_{50m}/\%$												
$D_{100m}/\%$												
$D_{200m}/\%$												
Q_1												
	in	cross	dij --/++	dij +/-/+	in	cross	dij --/++	dij +/-/+	in	cross	dij --/++	dij +/-/+
flatness _{50m}												
simetrija _{dmax}												
FS _{100m}												
Polusjena _{50m}												

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete sustava za planiranje radioterapije u medicini
--	---

Tablica 6. Parametri snopova fotona koji se uspoređuju s referentnima

2.3. Periodične provjere

Proces osiguranja kvalitete sustava za planiranje terapije zračenjem obuhvaća:

- 1. testove prihvata sustava i pripremu za kliničku uporabu**
- 2. periodične provjere**
- 3. provjere nakon nadogranje komponenti računala ili programskog paketa**

U priručniku su opisani testovi koje je nužno provesti u sklopu prihvata i pripreme za kliničku uporabu. Periodične provjere se temelje na tim testovima, a učestalost izvođenja ovisi o pretpostavljenim mogućnostima promjene pojedinog parametra sustava za planiranje. Određivanje učestalosti izvođenja periodičkih provjera prepuštena je korisniku vezano uz specifičnosti okruženja u kojem djeluju.

Primjer optimiziranog programa osiguranja kvalitete sustava za planiranje terapije zračenjem dan je tablici 6:

Učestalost	Provjera	Opis
Tjedno	Prijenos podataka vezanih za plan terapije	2.1.8.
	Neovisni izračun broja monitorskih jedinica	2.1.6.
Mjesečno	Jedinica za pohranu podataka	2.1.3.2.
	Standardni plan	2.1.6.
Tromjesečno	Vanjske jedinice	2.1.3.
	Ulazni podaci s CT simulatora	2.1.4.
	Standardni planovi	2.1.6.
	Usporedba karakterističnih parametara snopova	2.2.8
Godišnje	Jednostavniji dozimetrijski testovi	2.2.6.