

**Uputa za izradu priručnika za  
provedbu kontrole kvalitete  
rendgenskog uređaja za  
kompjuteriziranu tomografiju  
koji se koristi u svrhu  
planiranja radioterapije (CT  
simulator)**

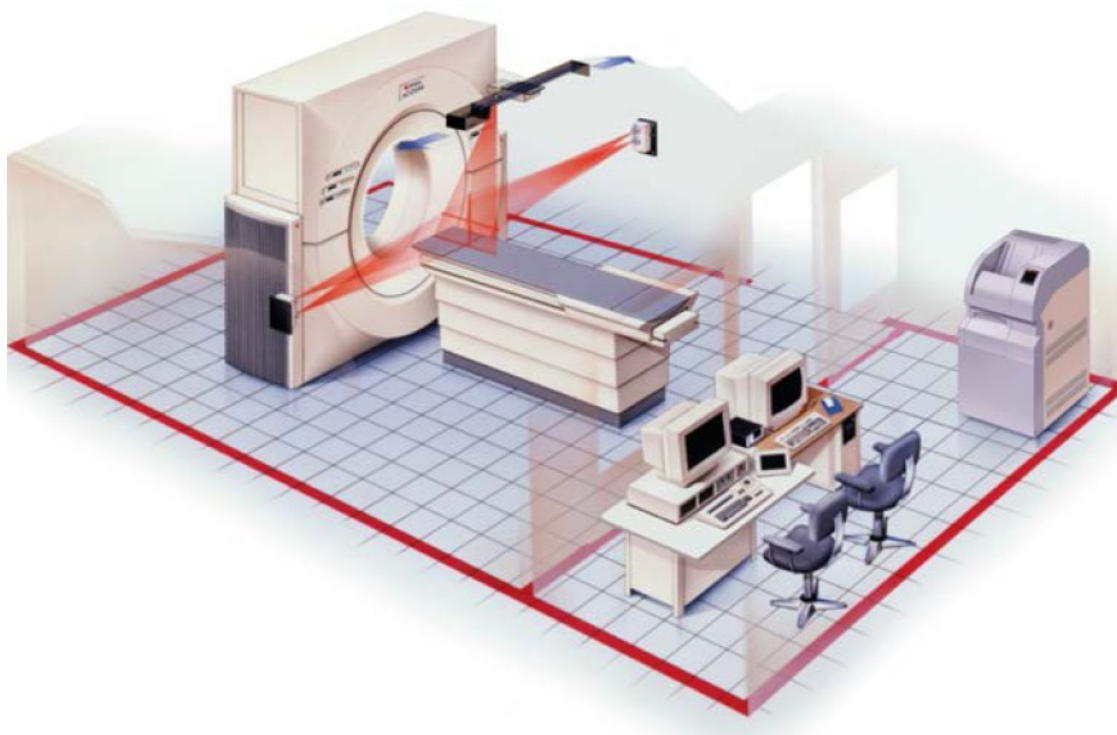
## Sadržaj:

1. CT simulator .....	3
2. Cilj ispitivanja, učestalost ispitivanja, uvid odgovorne osobe u rezultate ispitivanja i prikladnost uređaja za kliničku uporabu .....	4
3. Parametri koji se kontroliraju, tolerancija i učestalost kontrole.....	6
4. Literatura .....	7
5. Radni postupci .....	8
5.1. Ispitivanja postojanosti parametara uređaja .....	8
5.2. Ispitivanje mehaničkih karakteristika .....	10
5.2.1. Provjere pozicije stola.....	10
5.2.2. Provjera ortogonalnosti geometrije stativ uređaja-stol .....	11
5.2.3. Provjera nagiba stativa .....	12
5.2.4. Provjera kolimacije .....	14
5.3. Provjera sukladnosti sustava lasera.....	15
5.3.1. Provjera pomičnih lasera .....	15
5.3.2. Provjera unutarnjih lasera stativa .....	18
5.4. Kvaliteta slike .....	20
5.4.1. Artefakti .....	20
5.4.2. Šum .....	20
5.4.3. Provjere CT brojeva.....	21
5.4.3.1. Postojanost CT brojeva .....	22
5.4.3.2 Uniformnosti CT brojeva .....	23
5.4.4. Rezolucija niskog kontrasta .....	24
5.4.5. Rezolucija visokog kontrasta –prostorna rezolucija .....	25
5.4.6. Točnost topograma.....	26
5.4.7. Provjera odstupanja veličine objekta i slike .....	27
5.5. Točnost doznih parametara .....	28
5.6. Kliničke provjere.....	30
5.6.1. Evaluacija procesa virtualne simulacije .....	30
5.6.2. Provjera korektnosti pomaka .....	31

## 1. CT simulator

CT simulator u radioterapiji, za razliku od konvencionalnog simulatora, daje volumnu informaciju o anatomiji od interesa. Podaci dobiveni skeniranjem se koristi za planiranje terapije te omogućuje predaju veće doze na ciljne volumene uz istodobnu poštedu okolnog zdravog tkiva. Za razliku od dijagnostičkih CT uređaja, CT simulator ima veći otvor uređaja (obično 80 cm), ravni stol jednak onom na linearnom akceleratoru te dodatni sustav pomičnih lasera.

Podaci o karakterističnim dijelovima akceleratora važnim za definiranje snopova su ugrađeni u sustav za planiranje terapije. Za izračun 3D raspodjele doze se koriste napredni matematički algoritmi. Sustav za planiranje, između ostalog, za izračun koristi elektronske gustoće različitih dijelova skeniranog volumena. Poznato je da su različite gustoće tog skeniranog volumena opisane CT (Hounsfieldovim) brojevima. Da bi se skenirani podaci mogli koristiti u planiranju terapije pomoću 3D sustava za planiranje nužno je kreirati konverzijske krivulje CT brojeva u elektronske gustoće.



## **2. Cilj ispitivanja, učestalost ispitivanja, uvid odgovorne osobe u rezultate ispitivanja i prikladnost uređaja za kliničku uporabu**

### **CILJ**

Definirati proces kontrole kvalitete CT simulatora: metode, potrebnu opremu, način i učestalost obavljanja procedura. Time se osigurava da u svakom trenutku rada s pacijentima značajke uređaja budu, do na propisanu toleranciju, jednake onima prilikom primopredaje uređaja.

### **UČESTALOST ISPITIVANJA**

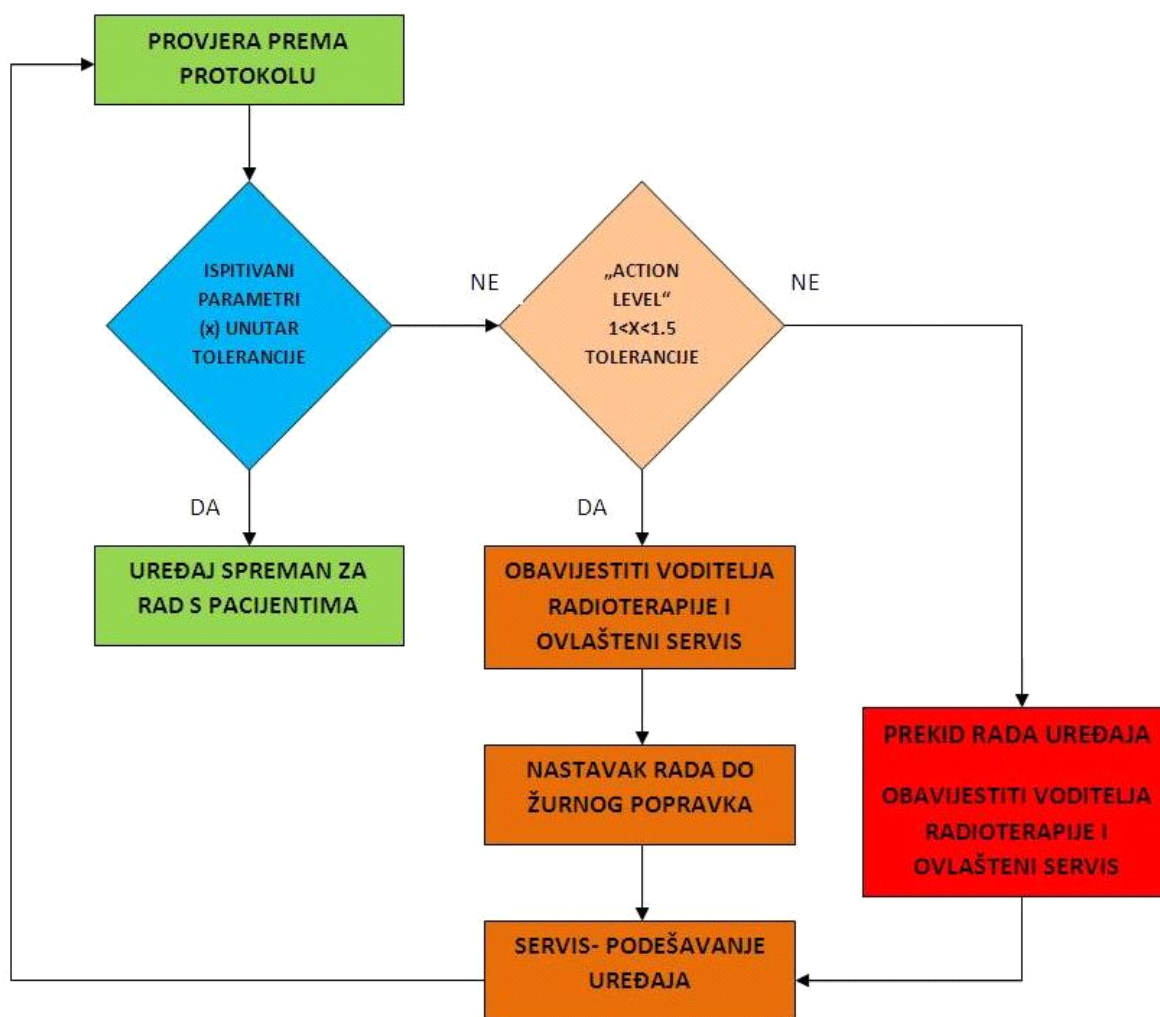
Prema učestalosti procedure su podijeljene na mjesečne, tromjesečne i godišnje. Dodatno, nakon svakog servisa uređaja je potrebno obaviti tromjesečnu proceduru kontrole kvalitete.

### **ANALIZA PODATAKA I PRIKLADNOST UREĐAJA ZA KLINIČKU UPORABU**

Analizu podataka izvode fizičari.

U slučaju da je odstupanje nekog od ispitivanih parametara izvan propisane tolerancije o tome se treba žurno izvjestiti odgovornu osobu Klinike/Zavoda koja je dužna poduzeti korake za uklanjanje problema. Posebno, ako je odstupanje 1.5 puta veće od tolerancije treba prekinuti rad s pacijentima do otklanjanja problema.

Postupanje nakon analize je dano u procesnom dijagramu:



<b>Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost</b>	<b>Prijedlog upute za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete rendgenskog uređaja za kompjuteriziranu tomografiju koji se koristi u svrhu planiranja radioterapije (CT simulator)</b>
--	--

### 3. Parametri koji se kontroliraju, tolerancija i učestalost kontrole

Pravilnikom su propisane provjere:

PARAMETAR	GRANICE DOPUŠTENIH ODSTUPANJA	UČESTALOST ISPITIVANJA		
		mjesečno	tromjesečno	godišnje
Postojanost uređaja		x	x	x
Pozicija stola	2 mm		x	x
Ortogonalnostgeometrije stativ uređaja-stol	korektno	x	x	x
Nagib stativa	1°			x
Kolimacija snopa	2 mm		x	x
Sustav pomičnih lasera	2 mm	x	x	x
Sustav unutarnjih lasera stativa	2 mm		x	x
Artefakti				x
Šum	20%			x
Postojanost CT brojeva	5 HU za vodu 20 HU za ostalo			x
Uniformnost CT brojeva	4 HU			x
Rezolucija niskog kontrasta	inicijalno		x	x
Rezolucija visokog kontrasta –prostorna rezolucija	inicijalno		x	x
Točnost topograma	korektno			x
Provjera odstupanja veličine objekta i slike	2 mm			x
Točnost doznih parametara	20%			x
Evaluacija procesa virtualne simulacije	korektno	x	x	x
Provjera korektnosti pomaka	korektno	x	x	x

#### 4. Literatura

1. Quality assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA, Viena, 2012
2. Comprehensive QA for radiation oncology – Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, Medical Physics Vol.21, 1994
3. Somatom Sensation open Acceptance test procedures – Siemens Medical Solutions
4. Review of radiation oncology physics: handbook for teachers and students, ed. E.B. Podgorsak, IAEA, Viena, 2003
5. Guidelines for comprehensive audit of radiotherapy practise: a tool for quality improvement, J. Izewska, H. Svensson, et al., IAEA, 2006
6. The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT, AAPM Report No.96, 2008
7. Computed tomography dose index and dose length product for cone-beam CT: Monte Carlo simulations of a commercial system, Kim, H.Song, E.Samei, F.F. Yin, T.T.Yoshizumi; J.Appl.Clin.Med.Phys., 12(2), 2011

## 5. Radni postupci

### 5.1. Ispitivanja postojanosti parametara uređaja

Uobičajena je praksa da CT skeneri, neovisno o proizvođaču, imaju predefinirane testove rada sustava. Nakon pokretanja tzv. QA procedure, sustav automatski vrši samoprovjeru određenih parametara. Uloga operatera je da postupi po uputama (npr. postaviti određeni fantom na propisani način, postaviti stol u određenu poziciju...). Kao primjer su prikazani testovi ugrađeni u sustav Siemens Somatom Sensation Open CT simulatora.

Tijekom ispitivanja postojanosti ispituju se sljedeći parametri:

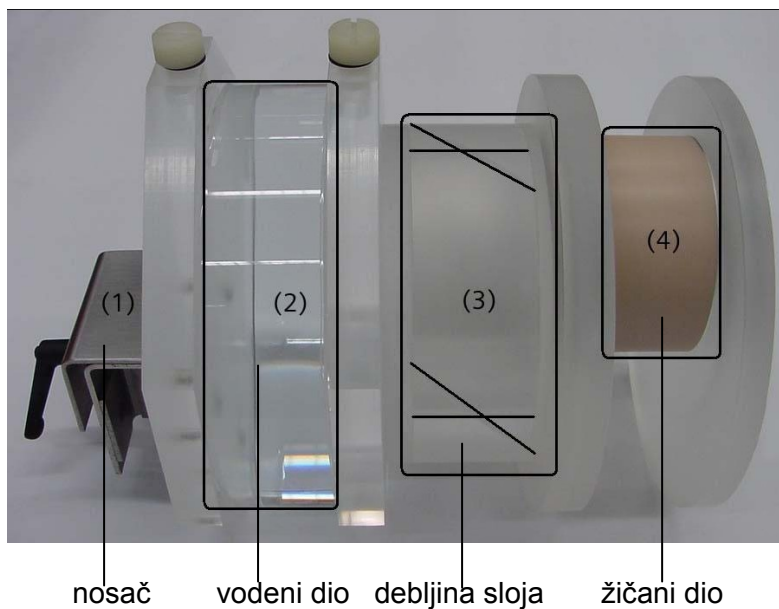
1. Laseri
  - a. unutarnji
  - b. vanjski
  - c. sagitalni
2. Tomografska ravnina
3. Debljina sloja
4. Homogenost
5. Šum
6. Funkcija modulacije prijenosa (MTF)
7. Pozicija stola

Kriterije prihvatljivosti je definirao proizvođač uređaja i ugrađeni su u sustav. Ispitivanje postojanosti CT uređaja vrši se pomoću CT fantoma isporučenog uz uređaj. Primjer jednog takvog fantoma je dan na slikama 1 i 2.



**Slika 1.** Postav fantoma za verifikaciju parametara





**Slika 2.** Cilindrični CT fantom

Predefinirani testovi su sastavni dio QC protokola i trebaju se izvoditi na periodičnoj osnovi. Broj testova i njihove frekvencije mogu varirati ovisno o proizvođaču uređaja i korisniku.

## 5.2. Ispitivanje mehaničkih karakteristika

### 5.2.1. Provjere pozicije stola

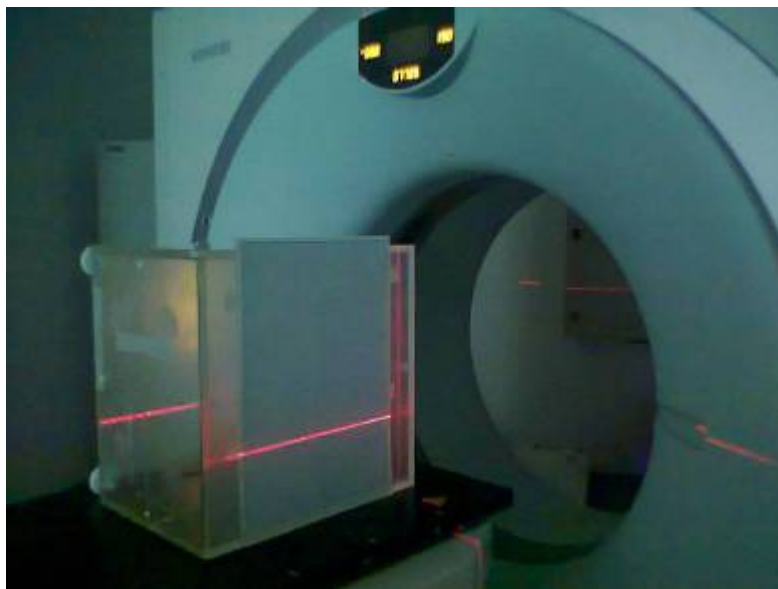
#### a) vertikalni pomak stola

Provjera služi za utvrđivanje točnosti pozicije stola prilikom njegovog vertikalnog pomicanja. Za provjeru se može koristiti milimetarski papir ili mjerna traka nalijepljena na bilo koji fantom u obliku kvadra npr. RTP fantom (Slika 3).

Kod izvođenja provjere treba poravnati horizontalni pomični laser s oznakom ishodišta na milimetarskom papiru. Stol pomicati vertikalno u koracima po 50 mm. Očitati vrijednosti u odnosu na ishodište na milimetarskom papiru i upisati ih u tablicu.

**Tolerancija: 2 mm**

pomak stola/mm	- 100	- 50	0	+ 50	+ 100
mjerna traka			0		
odstupanje			0		



Slika 3. Provjera vertikalnog pomaka stola

### b) longitudinalni pomak stola

Provjera služi za utvrđivanje točnosti pozicije stola prilikom njegovog longitudinalnog pomicanja. Za provjeru koristiti milimetarski papir ili mjernu traku.

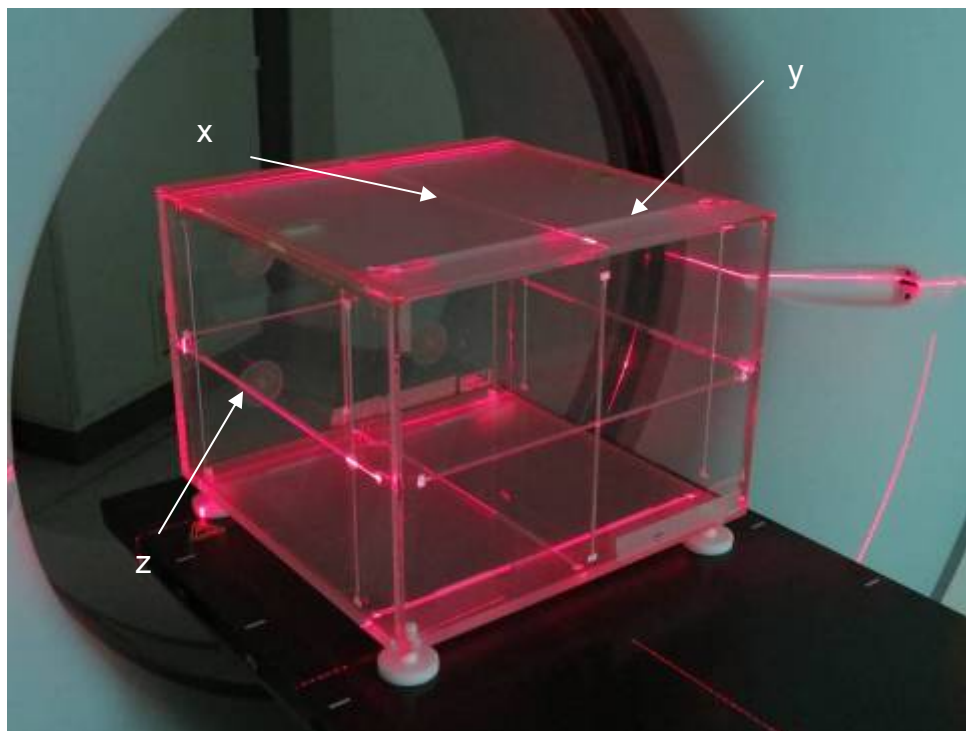
Poravnati vertikalni pomični laser s oznakom ishodišta na milimetarskom papiru. Pomicati stol longitudinalno u koracima po 50 mm. Očitati vrijednosti u odnosu na ishodište te ih unijeti u tablicu.

**Tolerancija: 2 mm**

pomak stola/mm	- 100	- 50	0	+ 50	+ 100
mjerna traka			0		
odstupanje			0		

### 5.2.2. Provjera ortogonalnosti geometrije stativ uređaja-stol

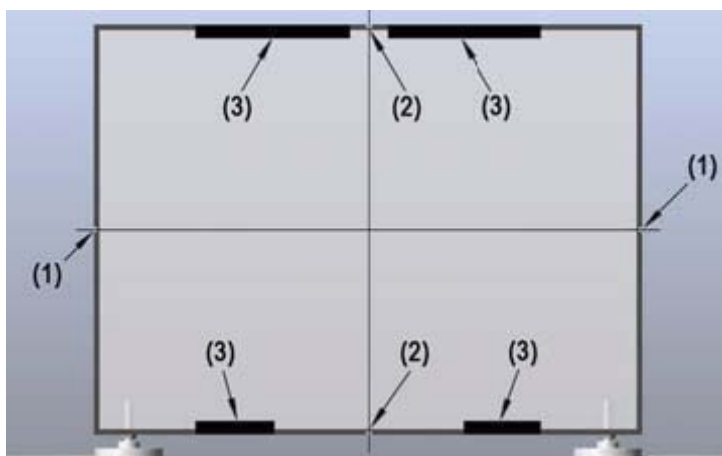
Provjera se izvodi pomoću fantoma preporučenog od proizvođača npr. RTP fantoma (slika 4). Fantom postaviti u vodoravan položaj (libela). Pozicionirati ga poklapanjem označenih osi na fantomu s laserima.



**Slika 4.** RTP fantom s prikazom oznaka.

Fantom skenirati u spiralnom načinu rada. Nakon napravljene rekonstrukcije odabrati presjek na kojem su jasno vidljive horizontalne i vertikalne oznake (1) i (2) i svi utori (3) (Slika 5) te provjeriti da li osi koordinatnog sustava prolaze kroz horizontalne i vertikalne oznake (1) i (2) te da li su na snimci vidljivi utori (3).

Pomoću horizontalnih i vertikalnih oznaka provjerava se horizontalno pomicanje stola, dok utori omogućavaju provjeru ortogonalnosti geometrije stativ uređaja-stol. Ako se sve oznake poklapaju s osima i na jednom presjeku su vidljivi svi utori geometrija je ortogonalna.



Slika 5. Presjek RTP fantoma

Kriterij prihvatljivosti: vidljivost svih utora

poklapanje horizontalnih i veritkalnih oznaka sa osima	DA / NE
vidljivost svih utora	DA / NE

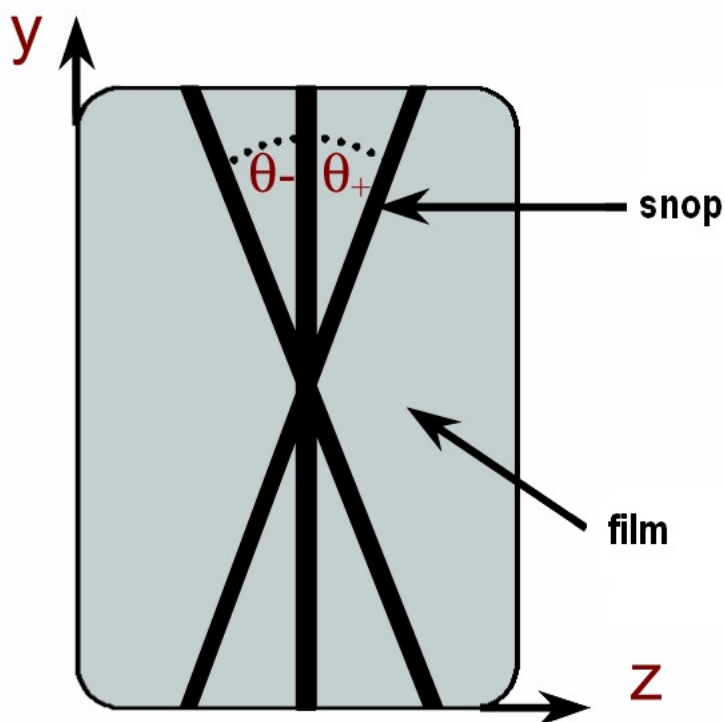
### 5.2.3. Provjera nagiba stativa

Film postaviti okomito na snop. U tu svrhu se može koristiti IBA Disk fantom (Slika 6) u koji se može umetnuti bilo radiografski, bilo radiokromski film.



Slika 6. Postavka za provjeru nagiba stativa

Koristiti CT protokol kojim se na filmu dobije jedna pruga. Ozračiti film u tri položaja stativa, dva suprotna nagiba (npr.  $\pm 10^\circ$ ) i jedan na  $0^\circ$  (Slika 7). Voditi računa o tome da se pozicija stola ne mijenja. Na eksponiranom filmu izmjeriti nagibe kuteva u odnosu na okomicu i vrijednosti upisati u tablicu.



Slika 7. Provjera točnosti nagiba stativa

Tolerancija:  $1^\circ$

nagib stativa		
izmjerene vrijednosti kuta		

#### 5.2.4. Provjera kolimacije

Veličina ozračenog volumena ovisi o kolimaciji snopa stoga je važno provjeriti točnost CT sustavom definirane kolimacije. Točnost kolimacije određuje se pomoću filma, mjerenjem širine polja zračenja (Slika 8).



**Slika 8.** Ozračeni radiokromski film

Kod izvođenja provjere treba film postaviti vodoravno u visini horizontalnog unutarnjeg lasera. Označiti položaj lasera (središnje osi snopa) i ozračiti film prvim snopom (vidi tablicu). Postupak ponoviti za druge širine snopa. Prije označavanja središnje osi snopa i ekspozicije pomaknuti stol.

**Tolerancija: 2 mm**

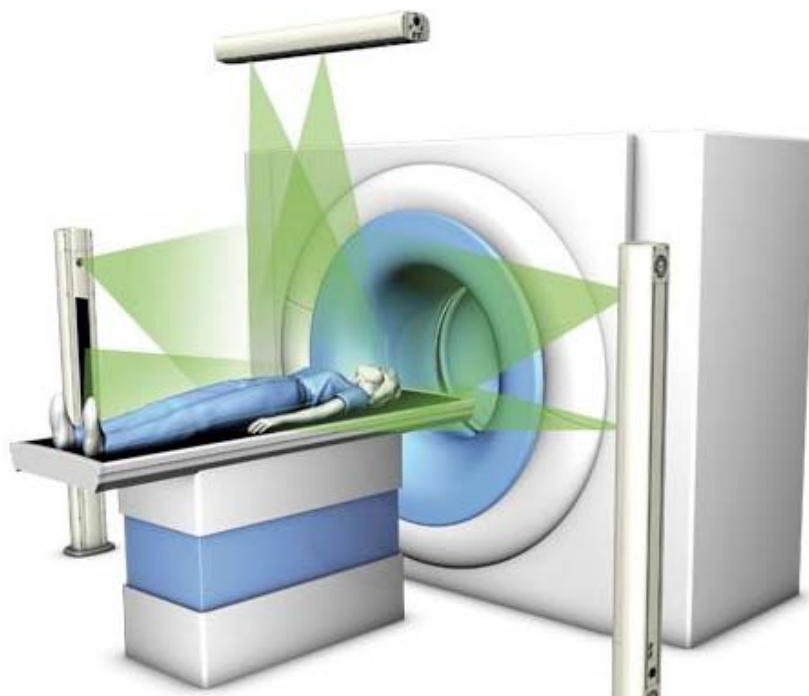
	širina polja/mm		
<b>zadane vrijednosti</b>	5	10	20...
<b>mjerene vrijednosti</b>			

### 5.3. Provjera sukladnosti sustava lasera

#### 5.3.1. Provjera pomičnih lasera

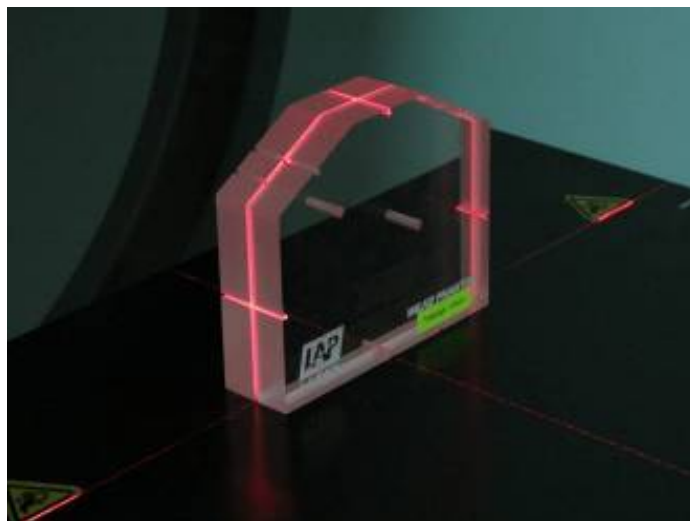
Sustav pomičnih lasera, koji služi za pozicioniranje i označavanje bolesnika, sastoji se od sagitalnog i para bočnih lasera. Kako se CT stol ne može bočno pomicati nužno je da sagitalni laser bude pomičan, poželjno je da i druga dva lasera budu pomična.

Oznake na bolesniku povezane su s anatomijom na CT presjecima pa je izuzetno bitno osigurati i provjeravati sukladnost sustava pomičnih lasera i lasera CT uređaja odnosno CT tomografske ravnine.



**Slika 9.** Sustav pomičnih lasera

Provjere se izvode pomoću fantoma preporučenog od proizvođača npr. Wilke fantom (Slika 10). Fantom postaviti u ishodište sustava pomičnih lasera tako da se laseri poklapaju s utorima fantoma. Preporuka je da se kod periodičnih provjera nastoji reproducirati pozicija fantoma na stolu (uvijek ista pozicija po dužini ) pri kojoj su dobivene inicijalne vrijednosti.



Slika 10. Postavka fantoma za provjeru pomičnih lasera

a) Kada je fantom postavljen u ishodište pomičnih lasera očitati visinu stola i usporediti je s inicijalnom vrijednosti i vrijednosti definiranom od proizvođača (referentna). Zabilježiti odstupanje očitane u odnosu na inicijalnu i referentnu vrijednost.

**Tolerancija: 2 mm**

	očitana	inicijalna	referentna
<b>vrijednost</b>			
<b><math>\Delta</math>/mm</b>	-----		

b) U ishodištu sustava pomičnih lasera zabilježiti longitudinalnu poziciju stola. Pomicanjem stola fantom postaviti u ishodište sustava unutarnjih i vanjskih lasera uređaja te zabilježiti pozicije stola. Longitudinalni pomak stola treba biti jednak udaljenosti između dvaju sustava lasera definiranoj od proizvođača (npr. 500 mm), a vertikalni položaj bi trebao biti konstantan.

**Tolerancija: 2 mm**

	pozicija stola	
	longitudinalno	vertikalno
<b>ishodište pomični</b>		
<b>ishodište unutarnji</b>		
<b>ishodište vanjski</b>		
$\Delta_{U/N}$ /mm		
$\Delta_{P/U}$ /mm		
$\Delta_{P/N}$ /mm		



c) Postaviti fantom u ishodište sustava pomičnih lasera. Stol pomicati longitudinalno cca.  $\pm 150$  mm i promatrati desni i lijevi horizontalni pomični laser. Pomoću vertikalnih pomaka stola odrediti moguća odstupanja.

**Tolerancija: 2 mm**

	$\Delta_{\text{lijevo}}/\text{mm}$	$\Delta_{\text{desno}}/\text{mm}$
$\Delta_{+} =$		
$\Delta_{-} =$		

d) Postaviti fantom u ishodište sustava pomičnih lasera. Stol pomicati vertikalno do gornje, odnosno donje granice te promatrati lijevi i desni vertikalni laser. Pomoću longitudinalnih pomaka stola odrediti moguća odstupanja.

**Tolerancija: 2 mm**

	$\Delta_{\text{lijevo}}/\text{mm}$	$\Delta_{\text{desno}}/\text{mm}$
$\Delta_{\text{max}} =$		
$\Delta_{\text{min}} =$		

e) Poravnati fantom pomoću vanjskih lasera CT uređaja. Longitudinalno pomaknuti stol tako da fantom bude u ravnini definiranoj pomičnim laserima (ishodište). Ako je potrebno, sagitalni i horizontalne lasere pomicanjem poravnati s utorima na fantomu. Očitati koordinate pomičnih lasera koje označavaju odstupanja od ishodišta sustava.

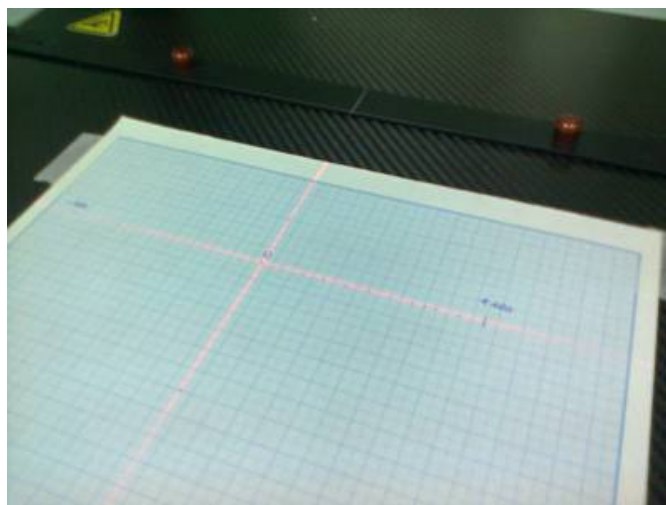
**Tolerancija: 2 mm**

pomični laser	$\Delta_{\text{ishodište}}/\text{mm}$
sagitalni	
desni horizontalni	
lijevi horizontalni	

f) Milimetarski papir zalijepiti na stol tako da se ishodište njegovog koordinatnog sustava poklapa s ishodištem sustava pomičnih lasera. Pomicati sagitalni laser za  $\pm 100$  mm (Slika 11) i odrediti veličinu pomaka na milimetarskom papiru.

**Tolerancija: 2mm**

	$\Delta_{\text{milimetarski}}/\text{mm}$
$\Delta_p = +100$ mm	
$\Delta_p = -100$ mm	



Slika 11. Provjera sagitalnog lasera pomoću milimetarskog papira

### 5.3.2. Provjera unutarnjih lasera stativa

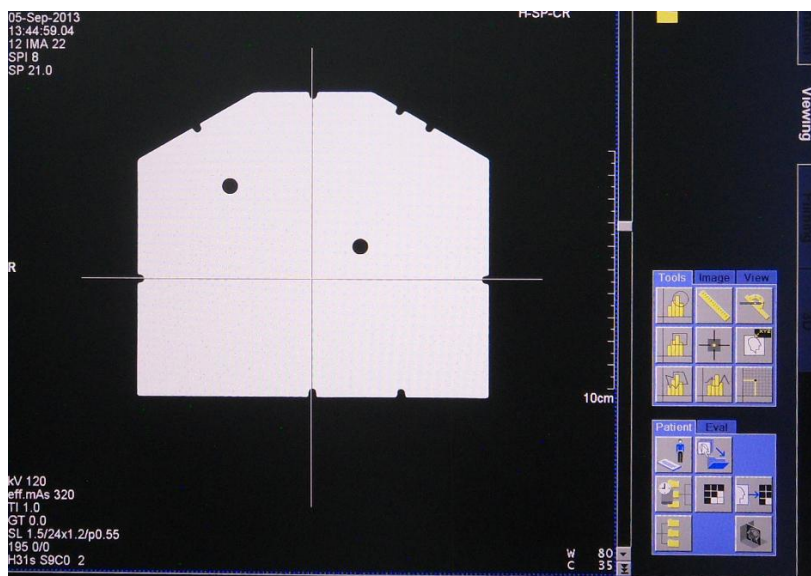
a) Postaviti fantom u ishodište sustava unutarnjih lasera uređaja. Stol pomicati longitudinalno i utvrditi eventualne pomake bočnih lasera i sagitalnog lasera. Pomoću vertikalnih pomaka stola odrediti veličinu odstupanja. Nakon toga fantom vratiti u ishodište i pomicati stol vertikalno do gornje, odnosno donje granice. Pomoću longitudinalnih pomaka stola odrediti moguća odstupanja bočnih lasera (vertikalno) i sagitalnog lasera.

**Tolerancija: 2mm**

	$\Delta_{\text{lijevo}}/\text{mm}$	$\Delta_{\text{desno}}/\text{mm}$	$\Delta_{\text{sagit}}/\text{mm}$
$\Delta_{+} =$			
$\Delta_{-} =$			

	$\Delta_{\text{lijevo}}/\text{mm}$	$\Delta_{\text{desno}}/\text{mm}$	$\Delta_{\text{sagit}}/\text{mm}$
$\Delta_{\text{max}} =$			
$\Delta_{\text{min}} =$			

b) Unutarnji laseri CT uređaja označavaju središte tomografske ravnine. Provjera služi za određivanje njihove podudarnosti. Fantom postaviti u ishodište sustava pomičnih lasera. Pomaknuti stol u poziciju za skeniranje. Fantom skenirati u spiralnom načinu rada. Nakon napravljene rekonstrukcije odabrati presjek na kojem su jasno vidljivi utori fantoma (Slika 12).



Slika 12. Slika fantoma za provjeru izocentra CT uređaja

Pomoću alata za analizu podataka odrediti izocentar. Položaj izocentra trebao bi se poklapati s utorima fantoma vidljivim na CT presjeku.

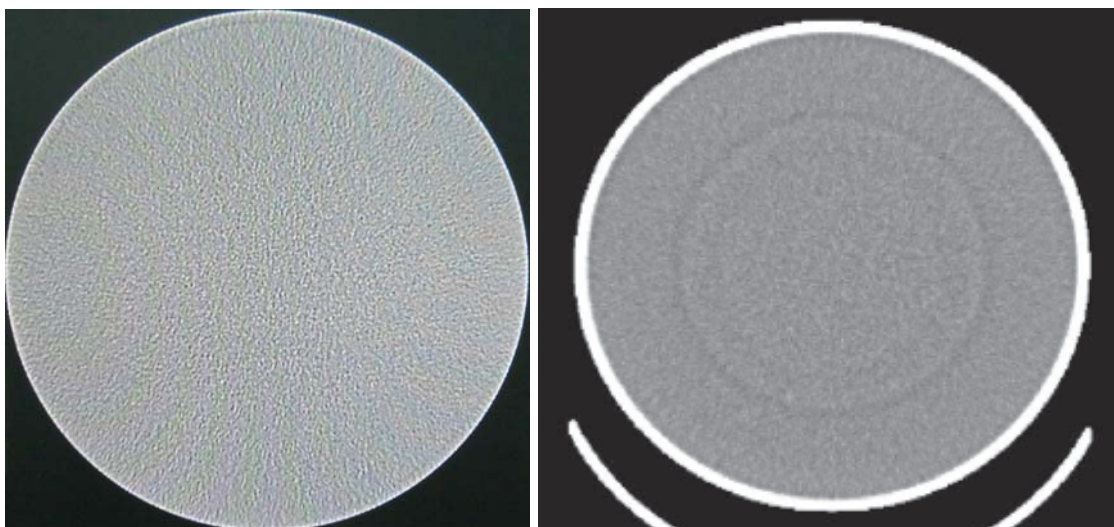
**Tolerancija: 2mm**

	$\Delta/mm$
<b>sagitalni</b>	
<b>desni horizontalni</b>	
<b>lijevi horizontalni</b>	

## 5.4. Kvaliteta slike

### 5.4.1. Artefakti

Postojanje artefakata se provjerava skeniranjem homogenog medija. Za provjeru se može koristiti dio CT fantoma ispunjen vodom (Slika 13) ili homogeni dio bilo kojeg fantoma za provjeru kvalitete slike. Skenirati željeni dio fantoma koristeći najčešće korišten klinički protokol.



**Slika 13.** Primjer presjeka homogenog dijela fantoma a) bez artefakata b) s prstenastim artefaktom

Na odabranom presjeku napraviti vizualnu evaluaciju.

**Kriterij prihvatljivosti: nema vidljivih artefakata**

artefakti vidljivi	DA / NE
--------------------	---------

### 5.4.2. Šum

Analizom skeniranjem dobivenog presjeka homogenog dijela fantoma (Slika 13a) može se odrediti i šum. On se definira kao statistička fluktuacija vrijednosti CT brojeva homogenog područja od interesa (Region of Interest-ROI). U središnjem dijelu slike odabrati područje interesa promjera oko 40% promjera fantoma i očitati standardnu devijaciju CT brojeva za odabrano područje.

Koristeći izraz  $\Delta = \frac{(SD_{ROI} - SD_0)}{SD_0} \cdot 100\%$  izračunati odstupanje šuma od referentne vrijednosti.

<b>Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost</b>	<b>Prijedlog upute za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete rendgenskog uređaja za kompjuteriziranu tomografiju koji se koristi u svrhu planiranja radioterapije (CT simulator)</b>
--	--

$SD_{ROI}$  - očitana standardna devijacija CT brojeva područja od interesa

$SD_0$  - standardna devijacija dana od proizvođača za korišteni homogeni materijal

Da bi se osigurala točnost i reprezentativnost podataka o šumu potrebno je izračunavanje odstupanja izvršiti na nekoliko presjeka. Izračunate podatke upisati u tablicu.

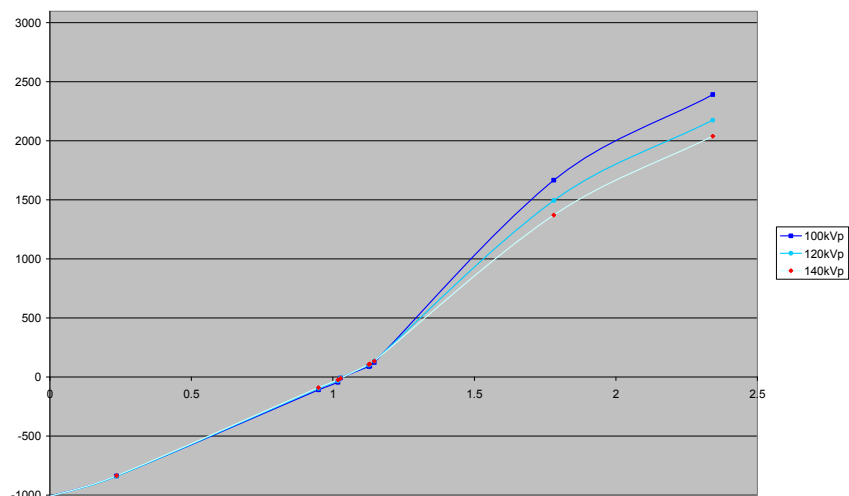
Prilikom izvođenja testova za prihvata uređaja potrebno je odrediti inicijalna odstupanja od referentnih vrijednosti. Svako slijedeće odstupanje treba usporediti s inicijalnim vrijednostima.

**Tolerancija: odstupanje manje od 20%**

	$ROI_1$	$ROI_2$	$ROI_i$
$SD_{ROI}$			
$SD_0$			
$\Delta$			

#### 5.4.3. Provjere CT brojeva

Kako bi se skenirani podaci dobiveni pomoću CT uređaja mogli koristiti za planiranje terapije bolesnika potrebno je kreirati konverzijske krivulje CT brojeva u elektronske gustoće (slika 14). 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 svaki napon cijevi CT uređaja.



**Slika 14.** Primjer konverzijskih krivulja za različite napone cijevi CT simulatora

U tu svrhu se može koristiti Mini CT fantom (FLUKE, Njemačka) (Slika 15) ili bilo koji fantom sa umecima poznatih elektronskih gustoća.



**Slika 15.** Mini CT fantom

#### 5.4.3.1. Postojanost CT brojeva

Za provjeru postojanosti CT brojeva odabrati najčešće korišten protokol i skenirati fantom tako da dio s umecima bude u području skeniranja. Odabrati presjek u kojem su vidljivi svi umeci. Koristeći alate sustava za analizu slike odabrati područja od interesa i u svakom očitati srednju vrijednost CT broja. Očitane vrijednosti usporediti sa referentnim vrijednostima.

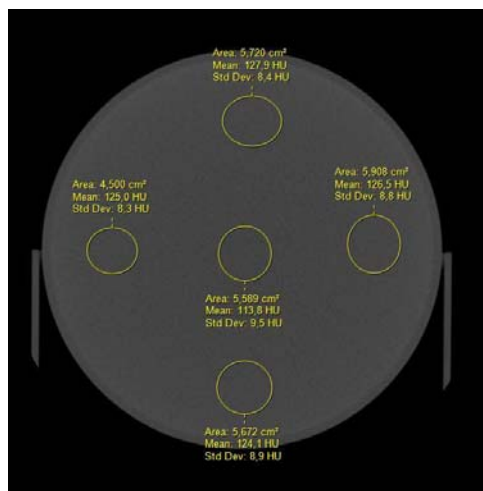
<b>Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost</b>	<b>Prijedlog upute za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete rendgenskog uređaja za kompjuteriziranu tomografiju koji se koristi u svrhu planiranja radioterapije (CT simulator)</b>
--	--

**Tolerancija: Odstupanje CT brojeva za vodu 5 HU, ostali 20 HU**

UMETAK	referentne vrijednosti	očitan CT brojevi	$\Delta/\%$
<b>u<sub>1</sub></b>			
<b>u<sub>2</sub></b>			
.....			

### 5.4.3.2 Uniformnosti CT brojeva

Za provjeru se koristi homogeni dio fantoma. Koristeći najčešće korišten klinički protokol skenirati željeni dio fantoma i odabrati presjek na kojem će se očitavati vrijednosti CT brojeva. Na odabranom presjeku odrediti pet područja od interesa promjera deset puta manjeg od promjera fantoma, jedan smješten centralno, a četiri smještena periferno kako je prikazano na slici 16.



**Slika 16.** Način određivanja srednjih vrijednosti CT brojeva

Za svako područje od interesa odrediti srednju vrijednost CT broja i izračunati razliku perifernih vrijednosti i centralne. Očitane vrijednosti i razliku upisati u tablicu i usporediti ih sa inicijalnim vrijednostima.

Prilikom provođenja testova prihvata uređaja potrebno je provjeru provesti za svaki napon cijevi i sve kreirane protokole koji se planiraju klinički koristiti.

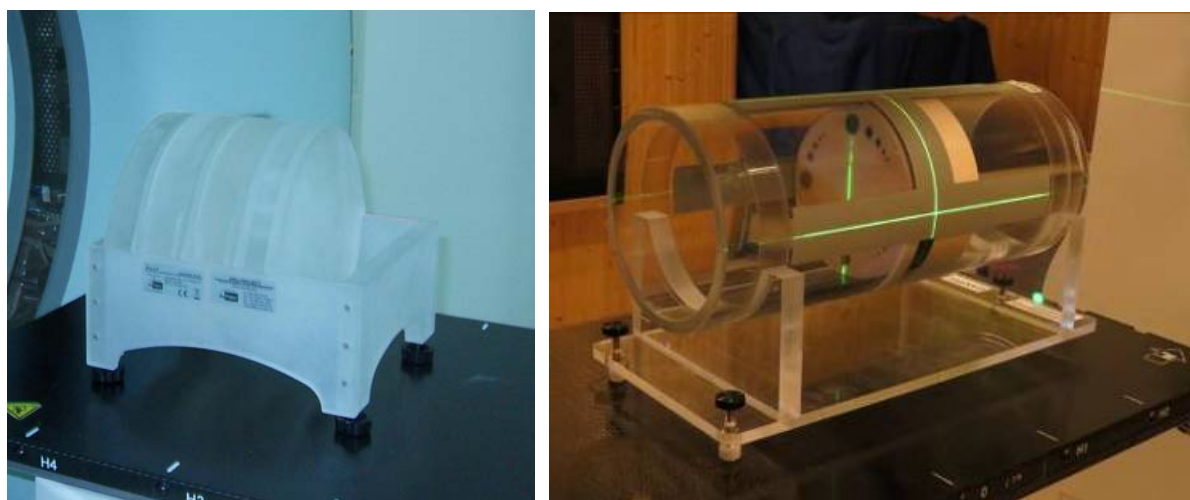
**Tolerancija: 4 HU**

<b>Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost</b>	<b>Prijedlog upute za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete rendgenskog uređaja za kompjuteriziranu tomografiju koji se koristi u svrhu planiranja radioterapije (CT simulator)</b>
--	--

	<b>CT<sub>cntrl</sub></b>	<b>CT<sub>prf1</sub></b>	<b>CT<sub>prf2</sub></b>	<b>CT<sub>prf3</sub></b>	<b>CT<sub>prf4</sub></b>
<b>očitan CT brojevi</b>					
<b>izračunate vrijednosti razlika</b>	---				
<b>inicijalne vrijednosti razlike</b>	---				
<b>odstupanja od inicijalnih vrijednosti razlike</b>	---				

#### 5.4.4. Rezolucija niskog kontrasta

Rezolucija niskog kontrasta definirana je kao najmanji vidljivi objekt za dani kontrast i različite parametre cijevi uređaja (kV, mAs). Može se provjeravati koristeći komercijalne fantome za provjeru kvalitete slike kao što su Pro CT (ProProject, Poljska) (Slika 17a), CatPhan 500 phantom (The Phantom Laboratory, NY), Image Quality Phantom (Siemens, Njemačka) (Slika 17b). Svaki se fantom sastoji od nekoliko različitih dijelova. Dio za provjeru rezolucije niskog kontrasta sastoji se od nekoliko skupina relativno velikih cilindričnih objekata, različitih veličina i nivoa kontrasta. Unutar svake skupine objekti su jednakih gustoća, ali različitih dimenzija. Za svaki objekt poznata je njegova veličina i relativna elektronska gustoća u odnosu na ostatak fantoma, odnosno nivo kontrasta. Povezujući veličinu vidljivog umetka sa kontrastom, definira se veličina rezolucije niskog kontrasta.

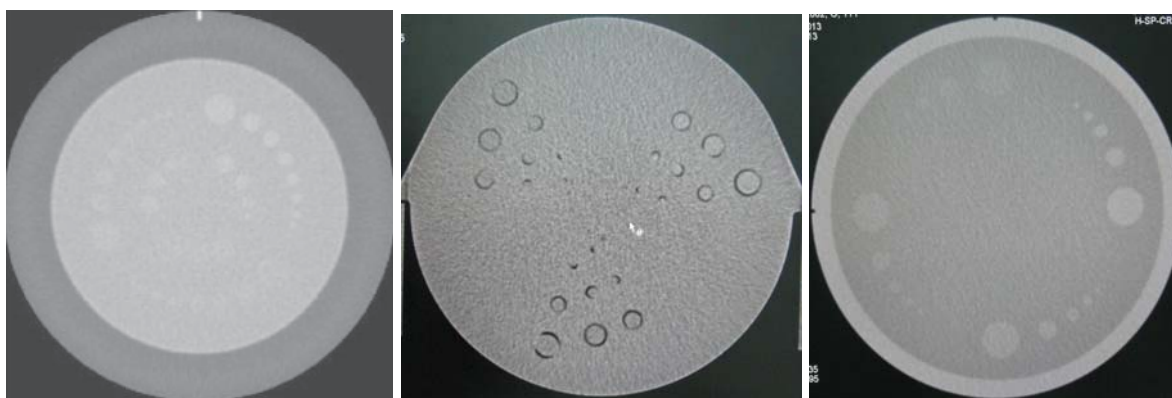


**Slika 17.** Fantomi za kvalitetu slike a) Pro CT b) Image Quality Phantom



Fantom postaviti na stol CT uređaja i pozicionirati poklapanjem označenih osi na fantomu s pomičnim laserima. Skenirati fantom koristeći klinički najčešće korišten protokol i odabrati presjek u kojem je vidljivo najviše umetaka (Slika 18). Zabilježiti broj vidljivih umetaka u svakoj skupini i izmjeriti promjer najbolje vidljivih krugova. Dobivene vrijednosti usporediti s onima određenim prilikom inicijalne provjere uređaja.

**Kriterij prihvatljivosti: broj vidljivih umetaka ne smije biti manji od inicijalno vidljivih**



Slika 18. Kontrastni krugovi u fantomima za kvalitetu slike

	stvarne veličine	izmjerene veličine	$\Delta/\%$
$r_1$			
$r_2$			
$r_i$			

#### 5.4.5. Rezolucija visokog kontrasta – prostorna rezolucija

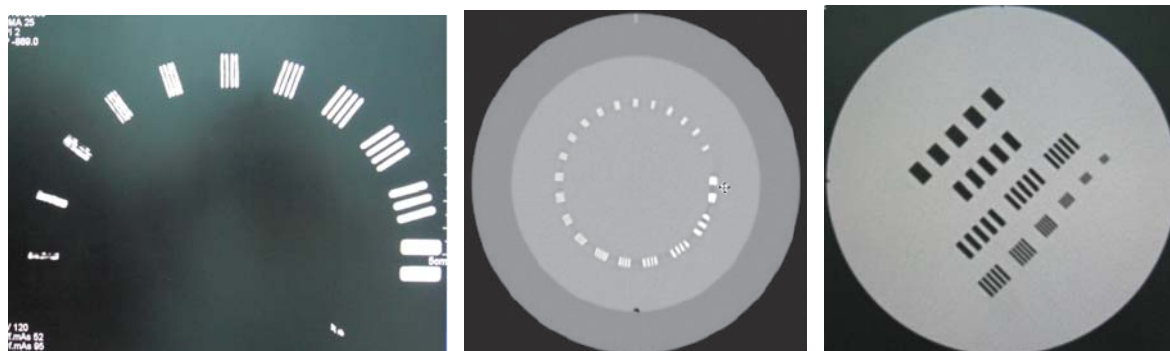
Prostorna rezolucija predstavlja sposobnost CT sustava da kreira sliku nekog objekta bez gubljenja prostornih informacija o objektu. Obično se definira visokim kontrastom u tomografskoj ravnini. Rezolucija visokog kontrasta određuje minimalnu veličinu detalja vidljivih na presjeku dijela fantoma u kojem imamo razliku u kontrastu veću od 12%. Mjeri se određivanjem vidljivih linijskih parova po centimetru ili pomoću MTF funkcije.

Za provjeru prostorne rezolucije koristi se neki od fantoma za provjeru kvalitete slike. Fantom se pozicionira pomoću pomičnih lasera i longitudinalnim pomakom stola dovede u poziciju da se snimi dio fantoma koji u sebi sadrži nizove objekata velikog kontrasta.

Fantom snimiti koristeći klinički protokol za glavu i odabrati presjek u kojem su najbolje vidljivi linijski parovi (slika 19). Očitati broj vidljivih linijskih parova. Broj vidljivih linijskih parova usporediti s granicama dopuštenog odstupanja. Kriterij prihvatljivosti definira proizvođač uređaja, najčešće kao broj vidljivih linijskih parova po centimetru. Provjeru je potrebno izvesti prilikom provođenja testova prihvata uređaja. Očitane vrijednosti usporediti sa onima dobivenih od proizvođača uređaja i zabilježiti ih kao inicijalne vrijednosti.

**Kriterij prihvatljivosti: broj vidljivih linijskih parova ne smije biti manji od inicijalno vidljivih**

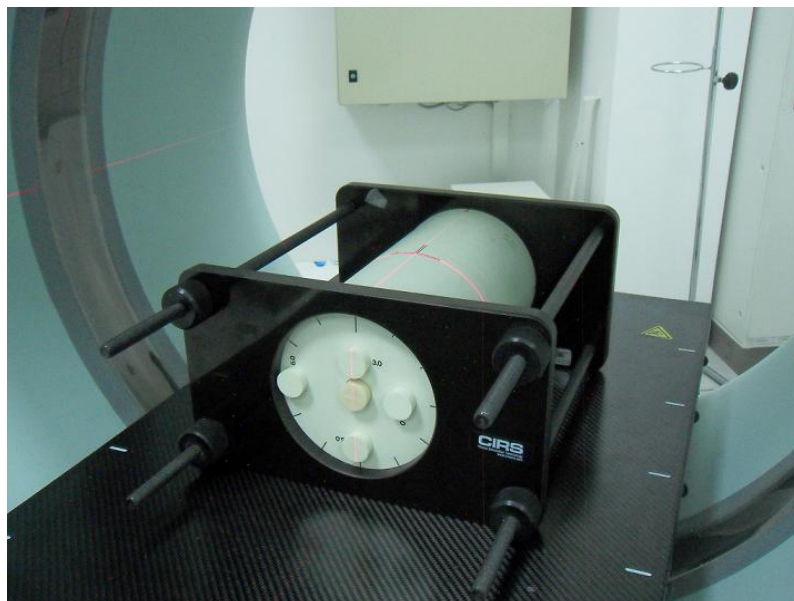
	inicijalne vrijednosti	očitanje vrijednosti
broj vidljivih linijskih parova		



Slika 19. Linijski parovi u fantomima za kvalitetu slike

#### 5.4.6. Točnost topograma

Topogram ili skaut koristi se za određivanje početka i kraja akvizicijske CT serije, odnosno određivanje područja skeniranja. Provjera se može izvesti pomoću bilo kojeg čvrstog fantoma npr. CIRS H&N fantoma (Slika 20) na koji se postave za zračenje netransparentni markeri. Napraviti topogram tako da na njemu budu vidljivi markeri. Odrediti područje skeniranja na način da gornja i donja granica prolaze preko njih. Za skeniranje koristiti najmanju moguću širinu sloja te najčešće korištenu u kliničkim protokolima. Skenirati i spiralno i sekvencijalno. Provjeriti jesu li oznake vidljive na prvom i zadnjem presjeku.



Slika 20. CIRS H&N fantom

	<b>markeri vidljivi</b>
<b>spiralno</b>	<b>DA / NE</b>
<b>sekvencijalno</b>	<b>DA / NE</b>

#### 5.4.7. Provjera odstupanja veličine objekta i slike

Provjerava se poklapanje dimenzija objekta i slike dobivene CT skeniranjem. Koristiti bilo koji fantom ili njegove dijelove poznatih dimenzija u sve tri ravnine npr. CIRS H&N fantom (Slika 20). Fantom treba skenirati primjenom najčešće korištenog protokola.

Na presjecima izmjeriti dimenzije objekta koristeći alate za analizu slike. Izmjerene vrijednosti upisati u tablicu i usporediti sa stvarnim veličinama.

**Tolerancija: 2 mm**

	<b>stvarne veličine</b>	<b>izmjerene veličine</b>	<b><math>\Delta</math>/mm</b>
<b><math>d_x</math></b>			
<b><math>d_y</math></b>			
<b><math>d_z</math></b>			

## 5.5. Točnost doznih parametara

CT dozni indeks (CTDI) predstavlja procjenu doze u centralnom dijelu skeniranog volumena. Za određivanje CTDI-a može se koristiti multimetar (Piranha, Unfors Xi) s CTDI komorom volumena 3 cm<sup>3</sup> i duljine 100 mm. Mjerenja izvoditi u standardnom CTDI fantomu koji je cilindričnog oblika i sastoji se od dva dijela; manji simulira glavu (Ø16cm), a zajedno s vanjskim prstenom simulira trup (Ø32cm). Ionizacijsku komoru je moguće umetnuti u 5 pozicija u fantomu, centralno i periferno na položajima: 12h, 3h, 6h i 9h.

Fantom postaviti na stalak i pozicionirati ga pomoću pomičnih lasera. Ionizacijsku komoru postaviti u centralni otvor fantoma.



**Slika 21.** Fantom Pro-CT i komora za određivanje CTDI

Ostale rupe popuniti umecima. Mjerenja izvesti za dva protokola, najčešće korišten za skeniranje glave i trupa. Odabрати spiralni način rada po mogućnosti sa samo jednom rotacijom i širinom sloja od 10 mm, preko središnjeg dijela fantoma. Skenirati fantom, izmjeriti i zabilježiti izmjerene vrijednosti (CTDI<sub>100M</sub>). One predstavljaju procjenu doze duž 100 mm duljine CTDI komore. Ponoviti mjerenje za svaki od perifernih položaja komore. Vrijednosti izmjerenih CT doznih indeksa upisati u tablicu. Voditi računa da mjerene vrijednosti trebaju biti normirane na nominalnu širinu sloja.

$$CTDI_{100} = \frac{CTDI_{100M} \cdot C}{N \cdot T}$$

gdje je C- kalibracijski faktor komore (približno 1), N – broj slojeva, T – debljina sloja.

<b>Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost</b>	<b>Prijedlog upute za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete rendgenskog uređaja za kompjuteriziranu tomografiju koji se koristi u svrhu planiranja radioterapije (CT simulator)</b>
--	--

	<b>CTDI<sub>cntrl</sub></b>	<b>CTDI<sub>12</sub></b>	<b>CTDI<sub>3</sub></b>	<b>CTDI<sub>6</sub></b>	<b>CTDI<sub>9</sub></b>
<b>CTDI<sub>100M</sub></b>					
<b>CTDI<sub>100</sub></b>					

Dozni indeks je ovisan o mjestu mjerenja pa se uvodi veličina CTDI<sub>w</sub> koji uzima u obzir centralno i periferno mjerene CTDI<sub>100</sub>.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100c} + \frac{2}{3} \frac{\sum_i CTDI_{100i}}{4} \quad i= 12h, 3h, 6h \text{ i } 9h$$

Prilikom postupka prihvata uređaja poželjno je odrediti inicijalni CTDI<sub>w</sub>. On se uspoređuje s vrijednosti koju definira proizvođač i koja je najčešće prikazana na upravljačkoj jedinici uređaja. Sva buduća mjerenja se uspoređuju s inicijalnim.

U slučaju CT uređaja koji ne daju podatak o CTDI<sub>w</sub> već o CTDI<sub>vol</sub>, izračunati CTDI<sub>vol</sub> prema izrazu:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

**Tolerancija: odstupanje manje od 20%**

## 5.6. Kliničke provjere

### 5.6.1. Evaluacija procesa virtualne simulacije

Virtualna simulacija predstavlja modeliranje radioterapijskog tretmana pojedinog pacijenta isključivo na temelju CT podataka. Zbog toga je važno provjeriti rad svih sustava uključenih u proces.

Provjere se mogu provesti korištenjem bilo kojeg čvrstog fantoma npr. CIRS Thorax (Slika 22). Njega postaviti na stol CT simulatora na način da se pomični laseri poklapaju s oznakama na fantomu.



**Slika 22.** Antropomorfni fantom CIRS THORAX

Za zračenje netransparentnim markerima na fantomu definirati točku u prostoru. Skenirati fantom prema nekom kliničkom protokolu (npr. Thorax) i napraviti rekonstrukciju. Podatke poslati na radnu stanicu za obradu slikovnih podataka. Definirati izocentar tako da osi koordinatnog sustava prolaze kroz sve tri vidljive oznake. Koordinate izocentra poslati na sustav pomičnih lasera. Lasere pomaknuti u tako definirani izocentar. Provjeriti poklapanje lasera i oznaka na fantomu i odrediti odstupanje.

**Kriterij prihvatljivosti: prijenos podataka korektan**

prijenos podataka

**korektan/nekorektan**

### 5.6.2. Provjera korektnosti pomaka

Markerima netransparentnim na zračenje definirati dvije točke na fantomu i skenirati ga. Snimke poslati na radnu stanicu sustava za planiranje.

U sustavu za planiranje kreirati vanjsku konturu fantoma. Zatim definirati referentnu točku ( $x_0, y_0, z_0$ ) i izocentar ( $x, y, z$ ). Koordinate tako definiranih točaka 'poslati' na upravljačku jedinicu pomičnih lasera. Ishodište pomičnih lasera postaviti na oznake referentne točke na fantomu. Na računalu, vezanom uz sustav pomičnih lasera, otvoriti datoteku s pomacima i pomične lasere poslati u izocentar. Pozicioniranje se završava longitudinalnim pomakom stola u izračunatu poziciju. Vizualno provjeriti korektnost pomaka.

Da bi se provjerilo pravilno funkcioniranje sustava potrebno je provjeriti pomake još u dvije točke čije su koordinate specificirane u tablici.

**Kriterij prihvatljivosti: prijenos podataka korektan**

koordinate točke	opis	prijenos podataka
$x_0, y_0, z_0$	referentna točka	
$x, y, z$	pomak u izocentar	korektan/nekorektan
$x_1, y_1, z_1$	pomak manji od 1 cm u sve tri ravnine	korektan/nekorektan
$x_2, y_2, z_2$	pomak veći od 10 cm u sve tri ravnine	korektan/nekorektan