

**Uputa za izradu priručnika za
provedbu kontrole kvalitete
cone beam uređaja za
kompjuteriziranu tomografiju i
sustava za provjeru položaja
bolesnika (*EPID-a*)**

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (<i>EPID-a</i>)
--	---

Sadržaj:

1.	UVOD	1
2.	CILJ ISPITIVANJA, UČESTALOST ISPITIVANJA, UVID ODGOVORNE OSOBE U REZULTATE ISPITIVANJA I PRIKLADNOST UREĐAJA ZA KLINIČKU UPORABU	3
3.	PARAMETRI KOJI SE KONTROLIRAJU, TOLERANCIJA I UČESTALOST KONTROLE	5
4.	LITERATURA	8
5.	RADNI POSTUPCI	9
5.1	Provjera parametara kV i MV detektora	9
5.1.1	Kalibracija detektora	9
5.1.2	Mehaničke provjere detektora	10
5.1.3	Provjera poklapanja centra detektora	11
5.1.4	Provjera portalnog polja	12
5.1.5	Kvaliteta slike	13
5.1.6	Provjera parametara kvalitete snopa	18
5.2	Provjera geometrijskih parametara CBCT-a	21
5.2.1	Geometrijska kalibracija	21
5.3	Provjera parametara kvalitete slike CBCT-a	24
5.3.1	Geometrijska točnost	24
5.3.2	Rezolucija niskog kontrasta	25
5.3.3	Prostorna rezolucija	26
5.3.4	Uniformnost i šum	27
5.3.5	Provjera odstupanja veličine objekta i slike objekta na CBCT presjecima	28
5.3.6	Postojanost CT brojeva	29
5.4	Određivanje doze	31
5.4.1	kV CBCT	31

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (<i>EPID-a</i>)
--	---

5.4.2	MV CBCT	33
5.5	Provjere sigurnosnih parametara uređaja	35
6.	DODACI	36
6.1	Dodatak 1: Preporuka za učestalost provjera parametara za kontrolu kvalitete CBCT-a	36
6.1.1	Dnevne provjere	36
6.1.2	Mjesečne provjere	38
6.1.3	Godišnje provjere	38
6.1.4	Provjere poslije servisa uređaja ili nadogradnje	38
6.2	Dodatak 2: Definiranje protokola za kliničku upotrebu CBCT-a	39

1. Uvod

Terapija zračenjem snopovima linearnog akceleratora se planira na temelju podataka dobivenih kompjutoriziranom tomografijom. Cilj terapije zračenjem je da područje od interesa (ciljni volumen) bude ozračeno propisanom dozom, a da pritom okolno, zdravo tkivo bude pošteđeno koliko je to moguće. Zbog toga se ukupna propisana doza predaje u manjim dnevnim obrocima (frakcijama), čime su postavljeni visoki zahtjevi na točnost i reproducibilnost položaja pacijenta. Provjera i moguća korekcija položaja pacijenta radi se dvodimenzionalno (Electronic Portal Imaging Device, EPID) ili trodimenzionalno pomoću kompjutorizirane tomografije konusnim snopom (CBCT). Registracija slike općenito se može izvoditi ili prema anatomskim strukturama ili prema radiografski vidljivim implantima.

Nova generacija elektroničkih portalnih detektora bazirana je na tehnologiji amorfnog silicija. Zračenje se elektronički konvertira u 2D digitalnu portalnu sliku. Uspoređujući digitalne rekonstrukcijske slike dobivene kompjutoriziranom tomografijom i portalne slike dobivene EPIDom, provjerava se korektnost položaja pacijenta. Razlikujemo megavoltne i kilovoltne detektore.



Slika 1: Linearni akcelerator opremljen sa sustavom za kV CBCT (lijevo) i MV CBCT (desno)

Na MVD se primjenjuje MV terapijski snop X-zraka te kao takav ima ograničenja u smislu lošije razlučivosti različitih tkiva bliskih gustoća. Njegova je prednost akvizicija u 'terapijskoj geometriji' što olakšava kontrolu kvalitete. Kilovoltni detektor koristi snopove X-zraka 'dijagnostičke' kvalitete, zbog čega je kvaliteta slike bolja. Međutim, kako je najčešće

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
--	---

ugrađen ortogonalno u odnosu na terapijski snop kontrola mehaničkih parametara treba biti opsežnija.

Kilovoltni ili megavoltni CBCT je sustav koji omogućuje trodimenzionalnu verifikaciju položaja pacijenta u terapijskim uvjetima neposredno prije njezinog izvođenja. Osnovne kliničke protokole izrađuje proizvođač. U njima su definirani osnovni parametri sustava kao što su početni i završni položaj stativa, ekspozicija, udaljenost detektora, debljina presjeka, veličina rekonstrukcijske matrice i filtri za obradu podataka. Na korisniku je da prema svojim potrebama izradi dodatne protokole. Kriteriji prihvatljivosti definiraju se vodeći računa o specifičnostima vezanim uz način rada i opremljenost pojedine klinike, kao i o specifičnostima pojedine anatomije.

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

Cilj

Definirati postupke kontrole kvalitete detektora i kompjuterske tomografije konusnim snopom; 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

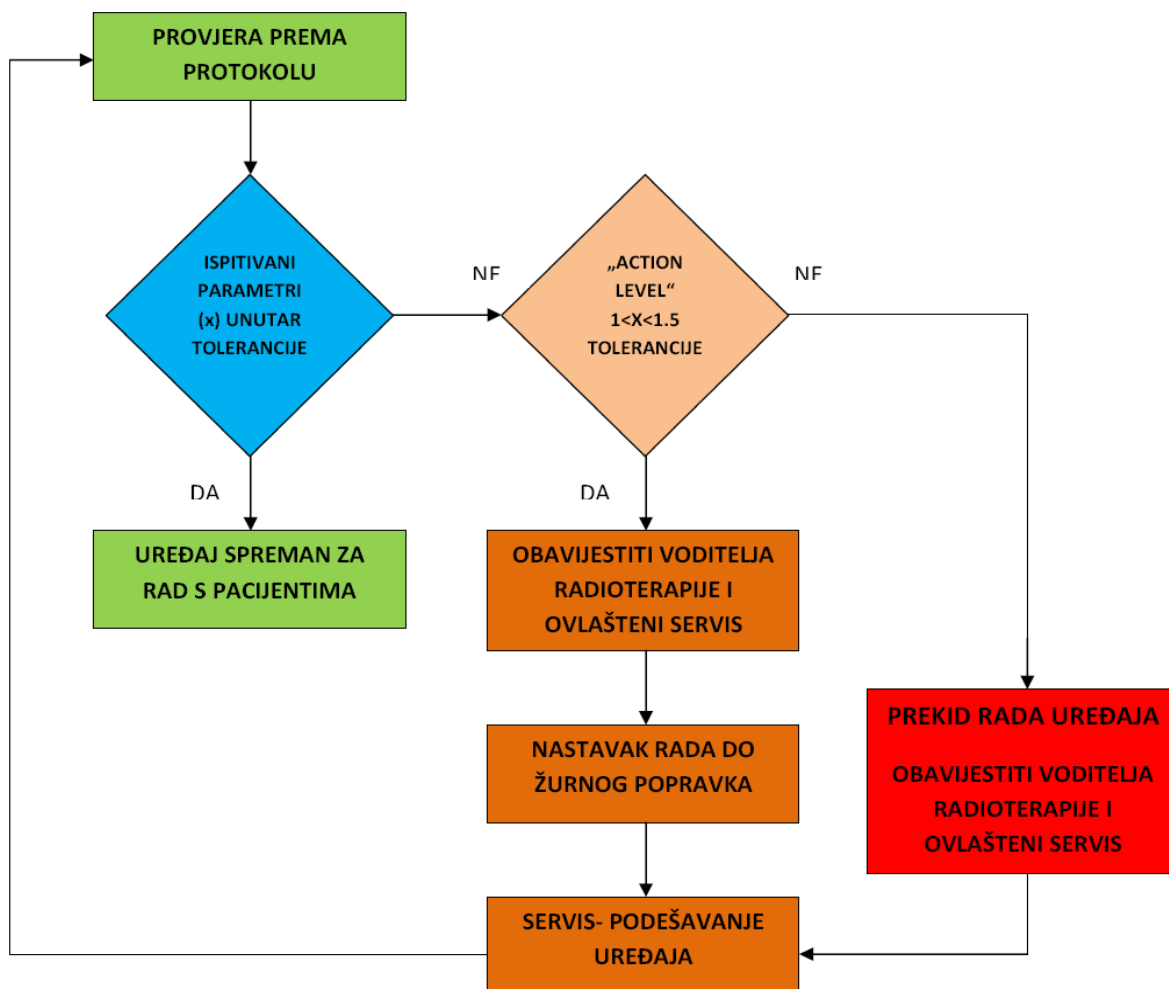
Prema učestalosti procedure su podijeljene na dnevne, mjesečne i godišnje. Dodatno, nakon svakog servisa uređaja potrebno je obaviti odgovarajuću proceduru kontrole kvalitete.

Analiza podataka i prikladnost uređaja za kliničku

Analizu podataka izvode fizičari.

U slučaju da je odstupanje nekog od ispitivanih parametara izvan propisane tolerancije o tome se treba žurno izvijestiti 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:



Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

3. Parametri koji se kontroliraju, tolerancija i učestalost kontrole

Kontrola kvalitete sustava za provjeru položaja pacijenta obuhvaća:

- Provjere parametara kV i MV detektora
- Provjere geometrijskih parametara CBCT-a
- Provjere parametara kvalitete slike CBCT-a
- Određivanje doze
- Provjere sigurnosnih parametara uređaja

PARAMETRI	KRITERIJ PRIHVATLJIVOSTI	DNEVNO	MJESEČNO	GODIŠNJE	SPECIFIKACIJA PROIZVOĐAČA
Provjera parametara kV i MV detektora					
Kalibracija detektora	korektno		x		
Mehaničke provjere detektora	5 mm		x		
Provjera poklapanja centra detektora	2 mm	x			
Provjera portalnog polja	2 mm		x		
<i>Kvaliteta slike</i>					
Prostorna rezolucija i rezolucija niskog kontrasta	inicijalno		x		
Uniformnost i šum	inicijalno		x		
Provjera točnosti mjerila	2 mm		x		

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

Provjera parametara kvalitete snopa					
MV detektor	2%			×	
kV detektor	10%			×	
Provjera geometrijskih parametara CBCT-a					
Geometrijska kalibracija	korektno				×
Provjera parametara kvalitete slike CBCT-a					
Geometrijska točnost	2 mm		×		
Rezolucija niskog kontrasta	inicijalno		×		
Prostorna rezolucija	inicijalno		×		
Uniformnost i šum	inicijalno		×		
Provjera odstupanja veličine objekta i slike objekta na CBCT presjecima	2 mm		×		
Postojanost CT brojeva	30/50 HU		×		
Određivanje doze					
kV CBCT	20%			×	
MV CBCT	3%			×	
Provjera sigurnosnih parametara uređaja					
Sigurnosni prekidači	radi	×			

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (<i>EPID-a</i>)
--	---

Funkcije Beam on/off na upravljačkoj jedinici	radi	×			
Provjera rada svjetlosne signalizacije	radi	×			
Prekid ekspozicije otvaranjem vrata	radi	×			
Video/Audio sustav	radi	×			
Anti-kolizijski sistemi	radi	×			
Točnost pomaka stola	2 mm	×			

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (<i>EPID-a</i>)
--	---

4. Literatura

1. O.Gayou , M.Miften, „Commissioning and clinical implementation of a mega-voltage cone beam CT system for tretment localization“, Med.Phys. 34, 3183-3192 (2007)
2. J.P.Bissonnette, D.J.Moseley, D.A.Jaffray, „A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy“, Med.Phys. 35, 1807-1815 (2008)
3. M.F.Chan, J.Yang, Y.Song, C.Burman, P.Chan, S.Li, „Evaluation of imaging performance of major image guidance systems“, Biomed. Imaging Interv J, 7(2), 2011
4. D.Dundara Debeljuh, Đ.Smilović Radojčić, A.Diklić, M.Švabić Kolacio, M.Kasabašić, D.Faj, S.Jurković, „Quality control of mega voltage portal imaging system“, Zbornik radova 9.simpozija HDZZ, Zagreb 2013
5. J.Lehmann, S.Skubic, „Quality assurance (QA) for kilovoltage cone beam computed tomography (CBCT)“, Modern practices in radiation therapy, Dr.Gopishankar Natanasabapathi (Ed.), 2012
6. J.P.Bissonnette et al., „Quality assurance for image-guided tadiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179“, Med.Phys.39, 1946-1963 (2012)
7. „Quality assurance of gantry-mounted image-guided radiotherapy systems“, Recommendations No. 16, Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics
8. M.Cassese, Mvision, Self-Led Training, Siemens Medical Solutions USA inc.
9. Z.Chang et al, „Imaging system QA of a medical accelerator, Novalis Tx, for IGRT per TG 142: our 1 year experience“, J.Appl.Clin.Med.Phys, 13(4), 2012
10. S.Kim, H.Song, E.Samei, F.F. Yin, T.T.Yoshizumi, „ Computed tomography dose index and dose lenght product for cone-beam CT: Monte Carlo simulations of a commercial system“, J.Appl.Clin.Med.Phys., 12(2), 2011
11. „The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT“, AAPM Report No.96, Report of AAPM Task Group 23: CT Dosimetry, January 2008

5. Radni postupci

Napomena: Kada u tekstu nije specificirano kV CBCT ili MV CBCT nego samo CBCT tada je provjera jednaka za oba tipa.

5.1 Provjera parametara kV i MV detektora

5.1.1 Kalibracija detektora

Kalibraciju detektora u pravilu izvodi ovlaštteni serviser. Veličina polja, udaljenosti detektora, broj monitorskih jedinica, brzina doze i učestalost izvođenja propisane su od strane proizvođača linearnog akceleratora.



Slika 2: MV detektor (lijevo) i KV detektor (desno)

Razlog kalibracije je postizanje uniformnosti odziva detektora.

Kriterij prihvatljivosti: specifikacija proizvođača

	učinjena	datum
kalibracija detektora		

5.1.2 Mehaničke provjere detektora

Točnost pozicije detektora provjeravati na različitim udaljenostima (source to imager distance, SID) s tim da jedna od njih bude ona na kojoj se izvodi CBCT akvizicija. Postaviti površinu stola na SSD=100 cm, a detektor na udaljenost koju želimo provjeriti (Slika 3)



Slika 3: Mehaničke provjere detektora

Ravnom izmjeriti udaljenost između stola i centralnog dijela detektora. Iz specifikacije očitati točnu poziciju detektora unutar plastičnog kućišta te taj broj pribrojiti izmjerenoj udaljenosti. Provjera se provodi mjesečno.

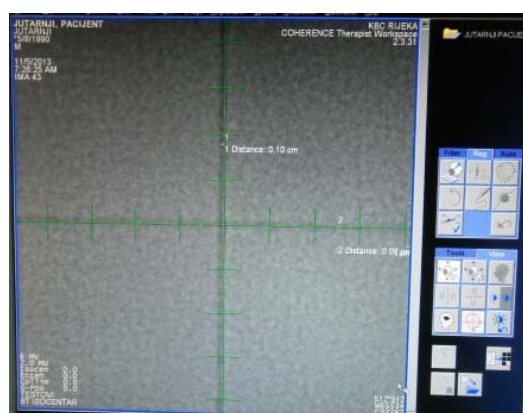
Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 5 mm

referentna udaljenost (SID)/cm	očitan udaljenost/cm

5.1.3 Provjera poklapanja centra detektora

Svrha provjere je ustanoviti poklapanje centra detektora sa centrom polja zračenja. Najčešće se izvodi u sklopu dnevnih provjera linearnog akceleratora.

Provjera se može izvoditi na sljedeći način. Umetnuti x-retikl u odgovarajući utor. Napraviti akviziciju barem dvije ortogonalne portalne slike. Pomoću odgovarajućih alata za analizu slike usporediti projekciju centra x-retikla sa pozicijom centra detektora. Zabilježiti odstupanje u x i y smjeru (Slika 4).



Slika 4: Provjera poklapanja centra detektora

Za provjeru sustava može se koristiti i fantom koji u centru ima radiografski vidljiv marker i označene osi koje služe za pravilno pozicioniranje fantoma. Primjer takvog fantoma je ISO Cube (CIRS Inc, Norfolk, VA, USA) (Slika 5).



Slika 5: ISO Cube

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
--	--

Fantom postaviti u izocentar linearnog akceleratora pomoću lasera. Napraviti ortogonalne slike na 0° i 90°. Pomoću alata za analizu slike usporediti projekcije centra fantoma sa pozicijom centra oba detektora. Zabilježiti odstupanje u x i y smjeru.

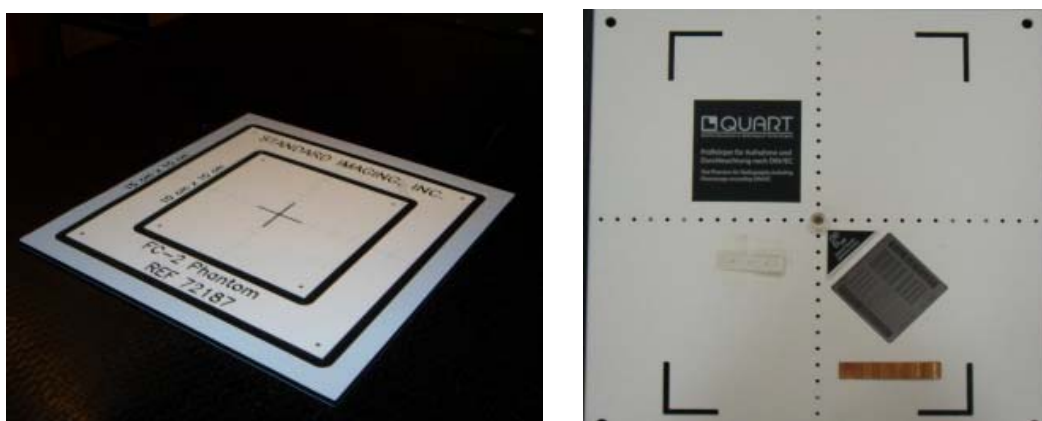
Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 2 mm

	0°	90°
$\Delta x/\text{mm}$		
$\Delta y/\text{mm}$		

5.1.4 Provjera portalnog polja

Provjera portalnog polja temelji se na geometriji svjetlosnog polja. Prije izvođenja ove provjere nužno je filmom potvrditi poklapanje svjetlosnog i radijacijskog polja linearnog akceleratora.

Fantom za provjeru centra i veličine portalnog polja, čiju ćemo sliku analizirati, treba imati radiografski vidljive osi i granice polja. Postaviti ga na stol lineranog akceleratora na udaljenosti na kojoj je definirana veličina polja te poklopiti njegove osi sa osima svjetlosnog polja. Za MVD možemo koristiti npr. FC2 fantom (Slika 6 lijevo) dok kod kV sustava za provjeru portalnoga polja možemo koristiti npr. QUART fantom (Slika 6 desno)



Slika 6: FC2 fantom i QUART fantom

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

Napraviti akviziciju za određene veličine polja te vizualno ili pomoću alata za analizu slike provjeriti odstupanja centra i veličine svjetlosnog i akvizicijom dobivenog polja. Provjere se provode mjesečno.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 2 mm

	veličina polja $x \times y$	centar polja $\Delta x / \Delta y$
$x_1 \times y_1$		
$x_2 \times y_2$		

5.1.5 Kvaliteta slike

Kako je detektor izložen zračenju, vrijednosti parametara vezanih uz kvalitetu slike mijenjaju se tijekom vremena. Pogoršanje parametara slike pod referentnim uvjetima, kao što su rezolucija i vrijednost omjera signala i šuma, pokazatelji su koji mogu upućivati na potrebu zamjene detektora. Provjere navedenih parametara se provode mjesečno.

Testove kvalitete slike nužno je napraviti tijekom postupka prihvata uređaja kako bi se svi budući rezultati uspoređivali s inicijalnim vrijednostima. Tada se određuje i standardni protokol za provjeru kvalitete slike. Analiza parametara se može obaviti vizualno ili se mogu koristiti komercijalni programski paketi (npr. PIPSPRO ili AQUA). U specifikaciji proizvođača detektora definirani su parametri koji se provjeravaju i kriterij prihvatljivosti. Ako se analiza radi pomoću komercijalnih programa npr. PIPSPRO programa, ispituju se sljedeći parametri: rezolucija koja je obično definirana sa f_{50} (iako dodatno mogu biti zadane i f_{40} i f_{30}), omjer signala i šuma (CNR) te veličina šuma.



Slika 7: Za MV detektor: QC3 fantom (lijevo) i Las Vegas fantom (desno)

Provjera parametara kvalitete slike se može izvoditi pomoću komercijalnih fantoma. Za MV detektor npr. QC3 ili Las Vegas fantom, dok za kV npr. QUART ili TOR CDR (Leeds Test Objects, UK) fantom.

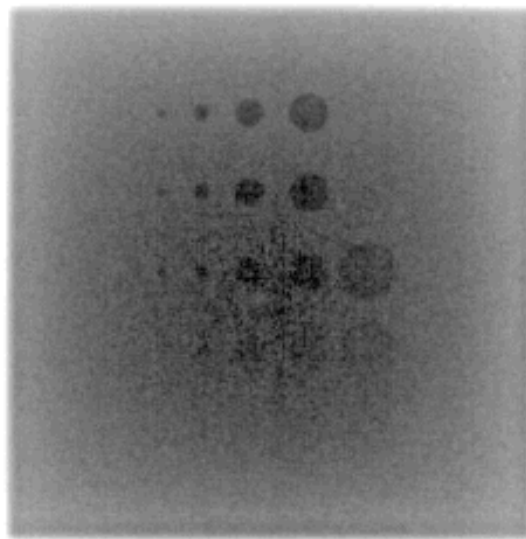
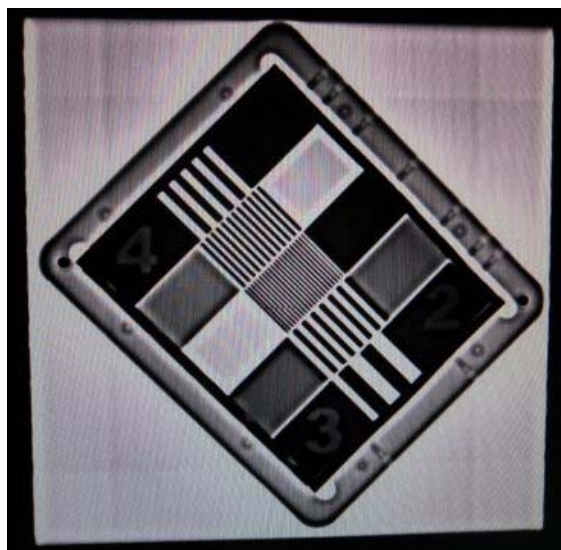


Slika 8: TOR CDR

5.1.5.1 Prostorna rezolucija i rezolucija niskog kontrasta

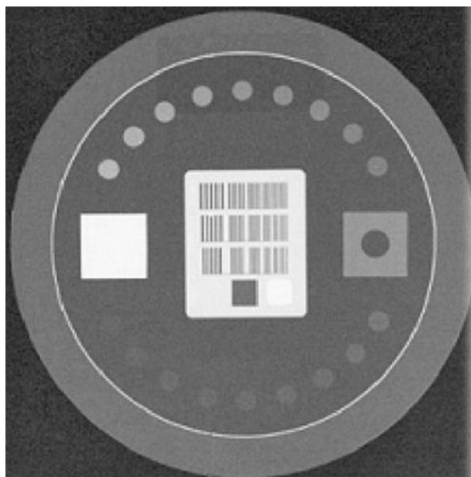
Odabir fantoma za provjeru prostorne rezolucije i rezolucije niskog kontrasta ovisi provjeravamo li kV ili MV detektor. Detektor i fantom pozicionirati prema uputama proizvođača fantoma te napraviti portalnu sliku.

Provjeru prostorne rezolucije provodimo određivanjem zadnje po veličini jasno vidljive grupe parova linija. Na Slici 9 vidimo primjer portalne MV slike QC3 fantoma za provjeru prostorne rezolucije (lijevo) i Las Vegas fantoma za određivanje rezolucije niskog kontrasta (desno).



Slika 9: Portalna slika QC3 fantoma (lijevo) i Las Vegas fantoma (desno)

Za provjeru rezolucije niskog kontrasta prebrojavamo vidljive umetke različitih gustoća. Za svaki materijal poznata je relativna elektronska gustoća u odnosu na pozadinu, kontrast. Na Slici 10 vidimo primjer kV slike TOR CDR fantoma za provjeru prostorne rezolucije i rezolucije niskog kontrasta.



Slika10: Portalna slika TOR CDR fantoma

Povezujući veličinu vidljivog umetka s kontrastom, definira se veličina rezolucije niskog kontrasta kao npr. s 1% kontrasta vidljivost objekta veličine 2 cm.

Kriterij prihvatljivosti definira proizvođač uređaja

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

	inicijalne vrijednosti	očitanje vrijednosti
prostorna rezolucija		
rezolucija niskog kontrasta		

5.1.5.2 Uniformnost i šum

Ako je dio stola linearnog akceleratora koji se koristi za provjeru uniforman, tada se provjera uniformnosti i šuma može izvesti na sljedeći način. Staviti pet polistirenskih ili PMMA ploča dimenzija cca 30×30 cm na stol (Slika 11). Napraviti nekoliko portalnih slika pod standardnim postavkama.



Slika 11: Fantom za provjeru uniformnosti i šuma

Za analizu podataka koristiti odgovarajuće alate za analizu slike. Označiti nekoliko područja od interesa (Region Of Interest, ROI) dimenzija cca 1×1 cm². Odabrati centar slike i četiri područja 7,5 cm udaljenih od centra lijevo, desno, gore i dolje. Odrediti srednju 'vrijednost piksela' i njegovu standardnu devijaciju unutar ROI. Uniformnost se određuje kao rasap srednjih vrijednosti iz svih ROI.

Za određivanje šuma napravi se ROI od cca 5×5 cm² u centru polja zračenja. Šum se određuje kao standardna devijacija 'vrijednosti piksela' u određenom ROI.

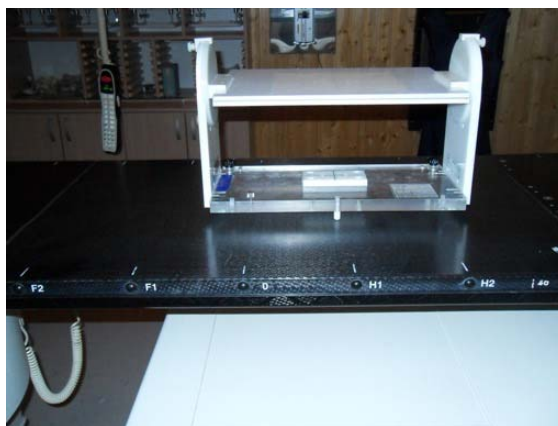
Kriterij prihvatljivosti: specifikacija proizvođača

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (<i>EPID-a</i>)
---	---

	očekivane vrijednosti	očitane vrijednosti	korektno / nije korektno
SD ROI _{centr}			
sr. vrijednost ROI _{centr}			
sr. vr. ROI _i - ROI _{centr}			

5.1.5.3 Provjera točnosti mjerila slike

Provjeru napraviti npr. koristeći pomagalo za provjeru mehaničkih parametara linearnog akceleratora Iso-Align, CIVCO Medical Solutions. Važno je da alat za ovu provjeru ima barem nekoliko radiografski vidljivih markera, centralni i nekoliko perifernih na poznatim udaljenostima. Pomagalo postaviti na stol linearnog akceleratora (Slika 12). Centralne osi pomagala pomoću lasera poklopiti sa osima svjetlosnog polja linearnog akceleratora.



Slika 12: Fantom za provjeru točnosti mjerila slike

Napraviti portalne slike. Iz slika očitati udaljenost među markerima i usporediti sa stvarnim vrijednostima.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 2 mm

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

	d_1	d_2	d_3	d_4
stvarna udaljenost/mm				
očitanja udaljenost/mm				
Δ /mm				

5.1.6 Provjera parametara kvalitete snopa

5.1.6.1 MV detektor

Kvaliteta megavoltnog snopa je definirana faktorom kvalitete snopa. Njegova provjera je dio protokola za kontrolu kvalitete linearnog akceleratora pa nije opisana.

5.1.6.2 kV detektor

Kilovoltni sustav se sastoji od rendgenske cijevi i detektora. Kao dio procedura prihvata uređaja nužno je napraviti opsežna mjerenja. Rezultati predstavljaju referentne vrijednosti s kojima će se svako sljedeće mjerenje uspoređivati. Provjere se rade godišnje.

Pomoću multimetara (npr. Piranha, CSP Medical ili RaySafe Xi, Unfors RaySafe) moguće je u jednom mjerenju dobiti relevantne parametre vezane za kvalitetu snopa. Da bi ove provjere na kV sustavu bilo moguće izvesti, on mora biti u radiografskom modu.

Multimetar postaviti u propisanu geometriju i napraviti sljedeći niz provjera.



Slika 13: Multimetar Piranha

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

5.1.6.2.1 Debljina poluapsorpcije

Eksponirati detector, očitati vrijednost debljine poluapsorpcije i upisati je u tablicu. Ponoviti mjerenja s različitim vrijednostima napona cijevi. Usporediti izmjerene vrijednosti s kriterijem prihvatljivosti.

Kriterij prihvatljivosti:

napon cijevi/kV	HVL/mmAl
80	>2.9
90	>3.2
100	>3.6
110	>3.9
120	>4.3

napon cijevi/kV	mjereni HVL / mmAl
80	
100	
...	

5.1.6.2.2 Točnost napona rendgenske cijevi

Eksponirati detektor i očitati izmjerenu vrijednost napona. Ponoviti mjerenja za različite vrijednosti napona cijevi. Izračunati odstupanje od očekivane vrijednosti te ga usporediti s kriterijem prihvatljivosti.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje od postavljene vrijednosti napona < 10%

postavljen napon/kV	izmjeran napon/kV	$\Delta/\%$
80		
100		
...		

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

5.1.6.2.3 Ponovljivost napona rendgenske cijevi

Postaviti određeni napon. Napraviti pet ekspozicija. Za svaku od ekspozicija napraviti očitavanje izmjerenog napona i upisati ih u tablicu. Izračunati odstupanje od srednje vrijednosti te ga usporediti s kriterijem prihvatljivosti.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 5%

	izmjereni napon / kV
1.	
2.	
3.	
4.	
5.	

5.1.6.2.4 Veličina izlaza rendgenske cijevi

Ekspozirati detektor i očitati izmjerene vrijednosti doze. Vrijednosti upisati u tablicu. Vrijednost izlaza rendgenske cijevi izračunati pomoću izraza:

$$X = \frac{D \cdot r^2}{I_v \cdot t_v} \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot (\text{mAs})^{-1}$$

Gdje su

D - izmjerena doza, μGy ;

r - udaljenost od fokusa cijevi do detektora; m

I_v - jakost struje; mA

t_v - vrijeme; s

Ponoviti ekspoziju najmanje tri puta. Izračunati srednju vrijednost. Usporediti srednju vrijednost izlaza s kriterijem prihvatljivosti.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 10% od inicijalnih vrijednosti

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
--	--

	doza / mGy
1	
2	
3	
D _{srednje}	
X _{srednje}	

5.2 Provjera geometrijskih parametara CBCT-a

Geometrijska točnost je ključni dio kontrole kvalitete za CBCT budući je jedna od primarnih zadaća tog sustava pravilno pozicioniranje pacijenta.

5.2.1 Geometrijska kalibracija

Geometrijska kalibracija osigurava da je centar rekonstruiranih slikovnih podataka korektno povezan s izocentrom linearnog akceleratora.

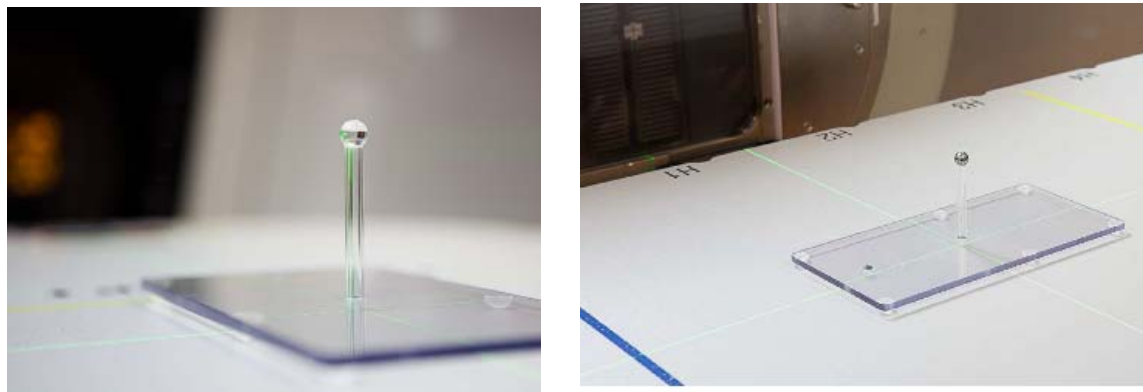
Frekvenciju provođenja provjere definirati u skladu sa preporukom proizvođača sustava.

Kriterij prihvatljivosti: specifikacija proizvođača

	korektna/nije korektna	datum
geometrijska kalibracija CBCT-a		

5.2.1.1 Geometrijska kalibracija kV CBCT-a

Za ovu provjeru može se koristiti fantom koji se sastoji od postolja na kojem stoji cijev na čijem vrhu se nalazi kuglica. Fantom za provjeru kV CBCT-a ima plastičnu i za MV volframovu kuglicu tzv. Two ball phantom.



Slika 14:Two ball phantom: plastična kuglica za kV CBCT (lijevo) i volframova za MV CBCT (desno)

Pomoću lasera pravilno postaviti fantom na terapijski stol. Napraviti akviziciju MV portalnih polja na kutovima stativa 0° , 90° , 270° i 180° . Na osnovu analize tih podataka centrirati kuglicu u izocentar linearnog akceleratora. Napraviti kV CBCT akviziciju. Krivulja koja povezuje odstupanje izocentra u ovisnosti o kutu stativa uobičajeno se zove „flex map“ i pohranjuje se za buduću uporabu. Pomoću nje se sve buduće slike automatski korigiraju te se na taj način poništava utjecaj savijanja i zakretanja mehaničkih komponenti uređaja.

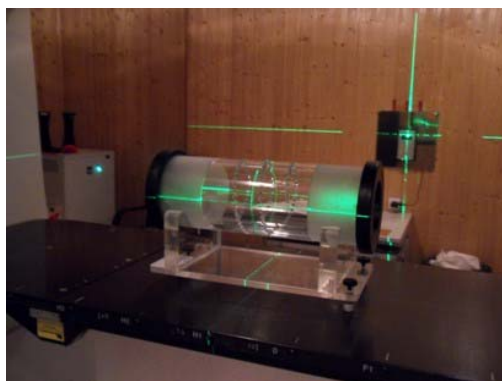
5.2.1.2 Geometrijska kalibracija MV CBCT-a

Provjeru možemo provesti pomoću cilindričnog fantoma koji sadrži radiološki vidljive markere, kuglice volframa dviju veličina postavljene u spiralu. Svaka kuglica ima definiranu prostornu koordinatu u koordinatnom sustavu fantoma i određena je svojim brojem i veličinom. (Slika 15)



Slika 15: Fantom za geometrijsku kalibraciju MV CBCT-a

Postaviti fantom na stol linearnog akceleratora i pravilno ga pozicionirati koristeći sustav lasera (Slika 16).



Slika16: Pozicioniranje fantoma

Napraviti akviziciju prema ranije definiranim protokolima od kojih je jedan klinički, a drugi definiran od strane proizvođača.

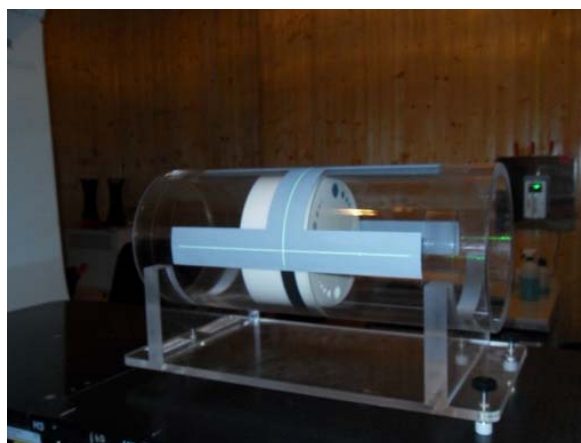
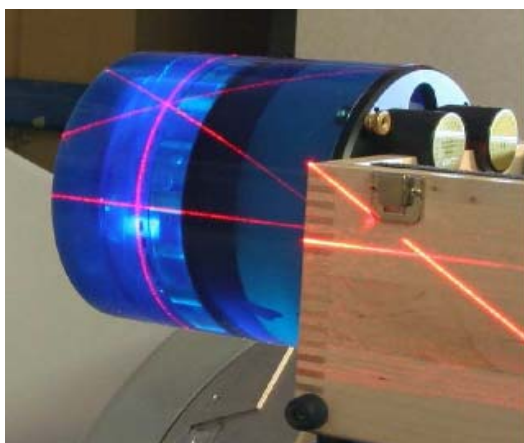
Na svakoj slici, kalibracijski algoritam identificira kuglice po njihovoj veličini i poziciji, posloži ih po redu po kojem su se pojavljivale u fantomu, te odredi projekcijsku matricu koja povezuje stvarnu poziciju kuglice sa njenom projekcijom na slici.

Faktor kvalitete koji predstavlja srednju geometrijsku pogrešku u poziciji kuglica koristi se za provjeru valjanosti projekcijske matrice. Nekorektnost geometrijske kalibracije može ukazivati na problem sa detektorom ili kalibracijom pozicije stativa.

5.3 Provjera parametara kvalitete slike CBCT-a

Kvaliteta slike u velikoj mjeri ovisi o točnosti algoritma za registraciju slike. U uporabi su komercijalni fantomi za provjeru kvalitete slike koji se sastoje od nekoliko različitih dijelova za provjeru: prostorne rezolucije, uniformnosti i šuma, rezolucije niskog kontrasta te geometrijske točnosti. Uobičajeno je da uz svaki od uređaja s CBCT sustavom bude isporučen fantom za provjeru kvalitete slike. Primjer takvog fantoma koji može biti korišten i za MV CBCT i kV CBCT je Catphan phantom (The phantom Laboratory, NY) ili za MV CBCT Image Quality Phantom - IQP (Siemens). Korištenje tih fantoma omogućava da se u jednom skeniranju provjere parametri kvalitete slike.

Fantom pomoću sustava lasera pravilno pozicionirati na terapijski stol linearnog akceleratora. Napraviti CBCT akviziciju primjenjujući standardni protokol za provjeru kvalitete slike.



Slika 17: Pozicioniranje fantoma u izocentar: Catphan fantom (lijevo) i IQP (desno)

Testove kvalitete slike nužno je napraviti tijekom postupka prihvata uređaja kako bi se svi budući rezultati uspoređivali s inicijalnim vrijednostima. Tada se određuje i standardni CBCT protokol za provjeru kvalitete slike.

Provjere CBCT parametara kvalitete slike provode se mjesečno. Na temelju utvrđene stabilnosti sustava tijekom dužeg razdoblja, učestalost provjere se može smanjiti.

5.3.1 Geometrijska točnost

Za provjeru geometrijske točnosti koristi se dio fantoma koji ima radiografski vidljive markere čije su fizičke koordinate poznate (specifikacija proizvođača fantoma).



Slika 18: CBCT presjek fantoma za provjeru geometrijske točnosti

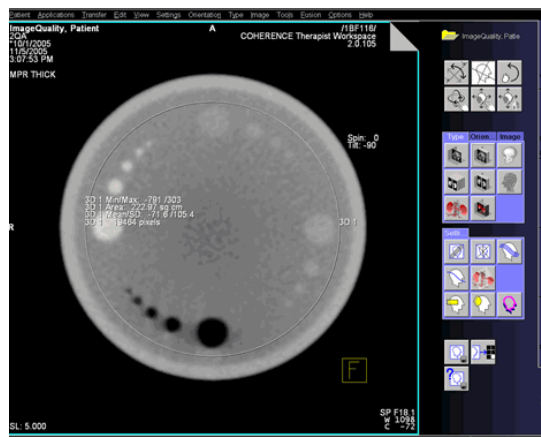
Svrha provjere je ustanoviti odstupanje između fizičkih koordinata i onih koje iščitavamo na akviziranim CBCT presjecima.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 2 mm

radiografski vidljivi markeri	fizičke koordinate (x, y, z)	očitanje koordinate (x, y, z)	Δx / Δy / Δz
1.			
2.			
...			

5.3.2 Rezolucija niskog kontrasta

Rezolucija niskog kontrasta provjerava se analizom presjeka dijela fantoma koji u sebi sadrži radiografski vidljive umetke napravljene u različitim veličinama i od različitih materijala. Test se provodi prebrojavajući vidljive umetke svakog od materijala.



Slika 19: CBCT presjek fantoma za provjeru rezolucije niskog kontrasta

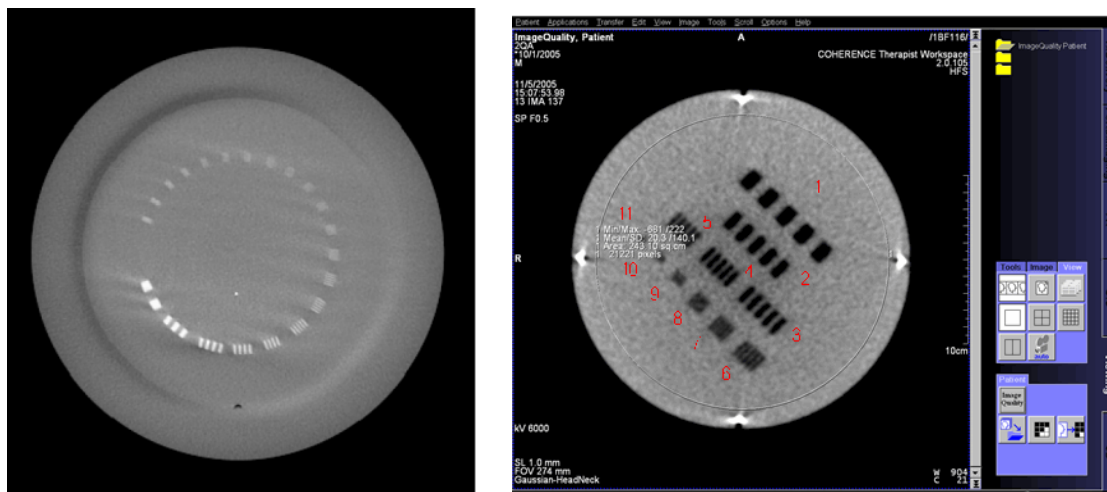
Za svaki materijal poznata je relativna elektronska gustoća u odnosu na pozadinu, kontrast. Povezujući veličinu vidljivog umetka sa kontrastom, definira se veličina rezolucije niskog kontrasta kao npr. sa 1% kontrasta vidljivost objekta veličine 2 cm.

Kriterij prihvatljivosti: specifikacija proizvođača (npr. za kV-CBCT 1% kontrasta za predmet veličine 7 mm, MV-CBCT 1% kontrasta za predmet veličine 2 cm.)

	inicijalne vrijednosti	očitanje vrijednosti
rezolucija niskog kontrasta		

5.3.3 Prostorna rezolucija

Prostorna rezolucija provjerava se analizom presjeka dijela fantoma koji u sebi sadrži nizove objekata velikog kontrasta (npr. prečkice, pločice...). Test se provodi određivanjem zadnje po veličini jasno vidljive grupe parova linija koji definiraju prostornu rezoluciju.



Slika 20: CBCT presjek fantoma za provjeru prostorne rezolucije: Catphan (lijevo) i IQP(desno)

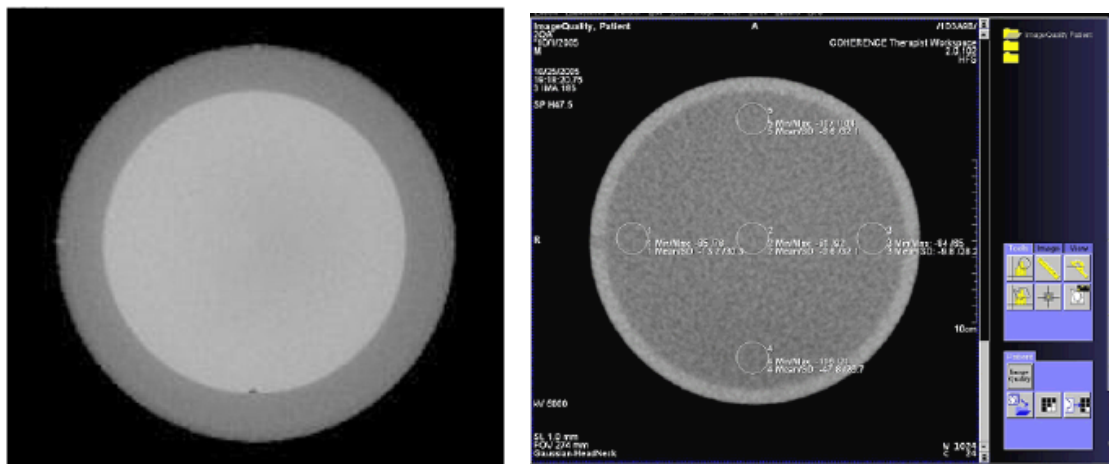
Svaka grupa je različite veličine i predstavlja različiti broj linijskih parova po centimetru (Slika 20). Promjene u prostornoj rezoluciji mogu ukazivati na problem u geometriji uređaja ili kalibraciji pozicije stativa. Tolerancije su definirane ili prema broju zadnje vidljive grupe ili prema broju vidljivih linijskih parova po centimetru.

Kriterij prihvatljivosti: specifikacija proizvođača (npr. za kV CBCT 6-9 parova linija/cm, MV CBCT 3 ili 4 para linija/cm)

	inicijalne vrijednosti	očitanje vrijednosti
prostorna rezolucija		

5.3.4 Uniformnost i šum

Različiti artefakti mogu utjecati na uniformnost slike zbog toga je važno provjeriti uniformnost i šum. Oni se provjeravaju analizom slike dijela fantoma izrađenom od vodi ekvivalentnog materijala. Na centralnom presjeku odrediti pet područja od interesa; centralno i rubno npr. na 0°, 90°, 180° i 270°.



Slika 21: CBCT presjek fantoma za provjeru uniformnosti i šuma te primjer 5 odabranih ROI

Šum se određuje kao standardna devijacija „vrijednosti piksela“ u određenom ROI. Uniformnost se određuje kao rasap srednjih vrijednosti iz svih ROI.

Kriterij prihvatljivosti: specifikacija proizvođača

	očekivane vrijednosti	očitane vrijednosti	korektno/nije korektno
SD ROI_{centr}			
sr. vrijednost ROI_{centr}			
sr. vr. ROI_i- ROI_{centr}			

5.3.5 Provjera odstupanja veličine objekta i slike objekta na CBCT presjecima

Udaljenost među objektima, koja je definirana veličinom voxela i povećanjem mora biti periodički provjeravana jer direktno utječe na rekonstrukciju slike i točnost pomaka stola. Provjera se izvodi na fantomu koji ima radiografski vidljive objekte poznatih dimenzija. Napraviti CBCT akviziciju. Alatom za analizu slike izmjeriti dimenzije promatranog objekta. Svrha provjere je ustanoviti odstupanje između veličine objekata poznatih dimenzija i slike objekta na CBCT presjecima.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 2 mm

	d ₁	d ₂	d ₃	d ₄	d ₅
stvarna udaljenost/mm					
očitanu udaljenost/mm					
Δ /mm					

5.3.6 Postojanost CT brojeva

Vrijednosti CT brojeva imaju vrlo važnu ulogu u izračunu doze sustava za planiranje terapije. Ako se podaci dobiveni pomoću CBCT sustava koriste za izradu doznih raspodjela, nužno je provjeriti postojanost CT brojeva. Za provjeru koristiti fantom koji ima umetke poznatih elektronskih gustoća. Napraviti inicijalna mjerenja kao dio procedura pri prijemu uređaja. Svako sljedeće mjerenje se uspoređuje sa inicijalnim. U središnji dio fantoma staviti špricu s vodom (Slika 22).



Slika 22: Primjer fantoma za provjeru CT brojeva

Fantom skenirati CBCT tehnikom. Odabrati presjek u kojem su vidljivi svi umeci. Koristeći sa alatima za analizu slike, definirati područje od interesa za svaki pojedini umetak i očitati vrijednost CT broja. Provjere se provode mjesečno.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje od 30 HU za gustoće slične vodi i odstupanje od 50 HU za ostale gustoće

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (<i>EPID-a</i>)
--	---

umetak	referentne vrijednosti/HU	očitanje vrijednosti/HU	Δ /HU
mišić			
voda			
masno tkivo			
pluća			
kost			

5.4 Određivanje doze

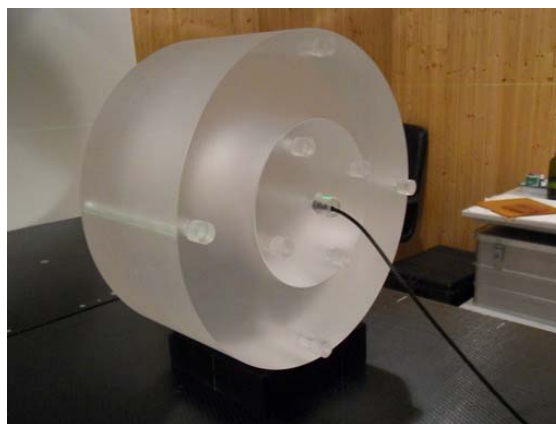
Poznato je da kvaliteta slike ovisi o visini doze predanoj prilikom akvizicije slike. Zbog toga je vrlo važno pronaći kompromis između kvalitete slike i primljene doze. Opsežne provjere mjerenja doze treba napraviti kao dio procedura pripreme za kliničku uporabu uređaja. Ta mjerenja će služiti za definiranje inicijalnih vrijednosti. Odabrati klinički relevantne protokole i na godišnjoj osnovi provjeravati dozu te rezultate uspoređivati s inicijalnim vrijednostima.

5.4.1 kV CBCT

CT dozni indeks (CTDI) predstavlja procjenu doze u centralnom dijelu skeniranog volumena prilikom CT akvizicije. Zbog širine CBCT snopa procjena CT doznog indeksa je u takvim snopovima znatno složenija nego kod konvencionalnog CT-a i uglavnom se temelji na podacima dobivenim Monte Carlo simulacijom. Međutim, metodologija korištena kod konvencionalnog CT-a može se iskoristiti za procjenu CT doznog indeksa i kod CBCT-a, na način da se izmjerene vrijednosti tijekom redovnih provjera uspoređuju s inicijalnim.

Za određivanje CTDI-a može se koristiti multimetar (Piranha, Unfors Xi) s CTDI komorom volumena 3 cm^3 i duljine 100 mm. Iz tog razloga je uvedena veličina CTDI_{100} koja predstavlja mjeru doze duž duljine 100 mm komore.

Mjerenja izvoditi u standardnom CTDI fantomu koji je cilindričnog oblika i sastoji se od dva dijela; manji simulira glavu ($\varnothing 16\text{ cm}$), a zajedno s vanjskim prstenom simulira trup ($\varnothing 32\text{ cm}$). Ionizacijsku komoru je moguće umetnuti u 5 pozicija u fantomu, centralno i periferno na položajima: 12 h, 3 h, 6 h i 9 h.



Slika 23: CTDI komora unutar centralnog otvora cilindričnog fantoma

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

Fantom postaviti na stol terapijskog uređaja i pozicionirati ga pomoću lasera. CTDI komoru postaviti u centralni otvor. Ostale otvore popuniti umecima. Napraviti CBCT akviziciju. Zabilježiti izmjerene vrijednosti ($CTDI_{100M}$). Ponoviti mjerenje za svaki od perfirenih položaja komore u fantomu. Vrijednosti izmjerenih CT doznih indeksa upisati u tablicu. Izračunati $CTDI_{100}$ za svaku poziciju komore. Voditi računa da mjerene vrijednosti trebaju biti normirane na nominalnu duljinu polja ($y = 10 \text{ mm}$).

$$CTDI_{100} = \frac{CTDI_{100M} \cdot C}{FS_y}$$

gdje je C kalibracijski faktor komore (približno 1), a FS_y duljina CBCT polja.

	$CTDI_c$	$CTDI_{12}$	$CTDI_3$	$CTDI_6$	$CTDI_9$
$CTDI_{100M}$					
$CTDI_{100}$					

Dozni indeks je ovisan o mjestu mjerenja pa se uvodi veličina $CTDI_w$ koja uzima u obzir centralno i periferno mjerene $CTDI_{100}$.

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

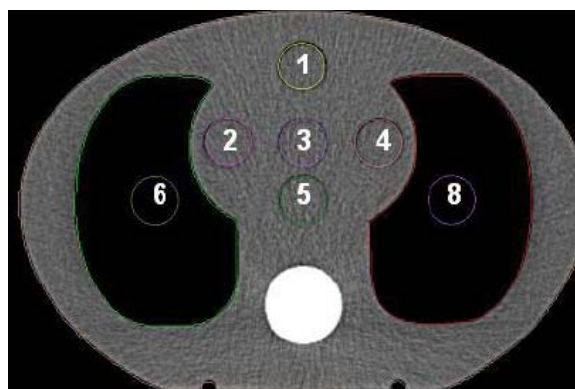
Prilikom postupka prihvata uređaja poželjno je odrediti inicijalni $CTDI_w$ s kojim se uspoređuju sva buduća mjerenja.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 20%

$CTDI_w$ inicijalno	$CTDI_w$ mjereno	$\Delta/\%$

5.4.2 MV CBCT

Za mjerenje doze poželjno je koristiti antropomorfni fantom (npr. Thorax CIRS Inc., Norfolk), jer se na taj način mogu dobiti vrijednosti doze koje su neposredno primjenljive na kliničke uvjete. Dozu mjeriti u CBCT tehnici. Provjera se radi godišnje. Odabrati nekoliko točaka od interesa i mjeriti dozu za različiti broj monitorskih jedinica.



Slika 24: Antropomorfni fantomi CIRS Thorax (lijevo) i CT presjeci s označenim točkama za mjerenje ionizacijskom komorom (desno)

Za mjerenje treba koristiti kalibrirani dozimetrijski sustav koji se sastoji od elektrometra i ionizacijske komore tipa Farmer. Prije izvođenja mjerenja poželjno je provjeriti stabilnost dozimetrijskog sustava pomoću, za tu svrhu namijenjenog, izvora ^{90}Sr .



Slika 25: Dozimetrijska oprema koja se koristi pri provjerama; ionizacijska komora i elektrometar

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 3% u odnosu na inicijalne vrijednosti

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
--	--

CBCT protokol		Doza/cGy					
		Točka 1	Točka 2	Točka 3	Točka 4	Točka 5	...
1.	inicijalne vrijednosti						
	mjerene						
2.	inicijalne vrijednosti						
	mjerene						
3.	inicijalne vrijednosti						
	mjerene						

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (EPID-a)
---	--

5.5 Provjere sigurnosnih parametara uređaja

Sigurnosne provjere sastavni su dio procedure kontrole kvalitete linearnih akceleratora i provode se dnevno. Dodatno je potrebno napraviti sigurnosne provjere u uvjetima primjene CBCT-a te provjeriti i pravilan rad antikolizijskog sustava. Provjera se izvodi dnevno.

Kriterij prihvatljivosti: pravilan rad

	pravilan rad	
provjera sigurnosnih prekidača	DA	NE
provjera video/audio sustava	DA	NE
provjera funkcije „beam on/off“ na konzoli	DA	NE
provjera rada svjetlosne signalizacije	DA	NE
prekid ekspozicije otvaranjem vrata	DA	NE
antikolizija za detektor	DA	NE
antikolizija za rendgensku cijev	DA	NE

6. Dodaci

6.1 Dodatak 1: Preporuka za učestalost provjera parametara za kontrolu kvalitete CBCT-a

Uobičajeno je da je osoba odgovorna za provođenje svih provjera medicinski fizičar, osim dnevnih provjera koje obavljaju radiološki tehnolozi.

6.1.1 Dnevne provjere

Primjer dnevnih provjera:

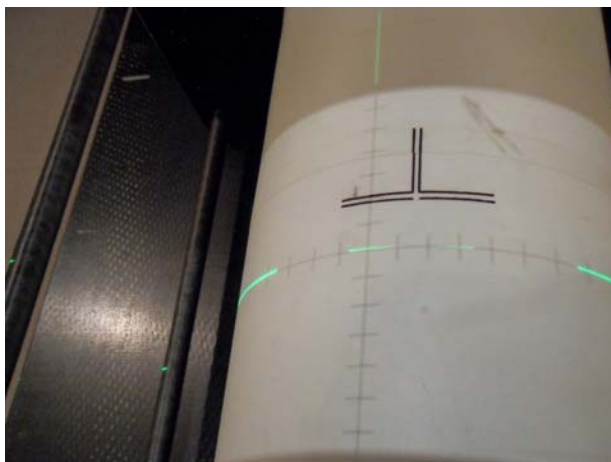
- sigurnosne provjere
- primjena CBCT-a u kliničkoj praksi puni memoriju jako brzo te je važno provjeriti ima li dovoljno mjesta na disku.
- provjera poklapanja centra detektora (vidi pod Provjera parametara kV i MV detektora)
- provjera cijelog procesa

Primarni cilj dnevne provjere cjelokupnog procesa je uočavanje grubih pogreški. Osim toga utvrđuje se i geometrijska točnost jednostavnom metodom te funkcionalnost sustava.

Svrha je provjeriti funkciju programskog paketa za registraciju slike putem provjere točnosti pomaka stola.

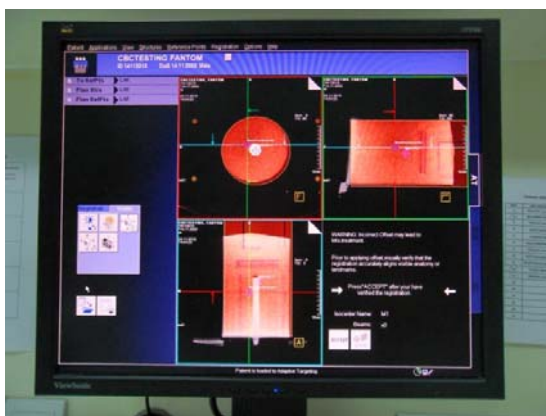
Koristiti fantom koji ima označen izocentar (I) i točku na poznatoj udaljenosti od izocentra (M). Fantom skenirati na CT simulatoru presjecima debljine 1-1,5 mm. CT presjeke transferirati na sustav za planiranje terapije, označiti izocentar i kreirati terapijsko polje. Presjeke i plan terapije zračenjem zajedno sa konturama transferirati na linerani akcelerator. Ovaj skup podataka se može koristiti i za provjeru poklapanja izocentra.

Na slici 26 su neki primjeri fantoma na kojima se ova provjera može napraviti. Fantom pozicionirati prema osima koje definiraju točku M koristeći lasere. Napraviti CBCT akviziciju.



Slika 26: Primjeri fantoma za provjeru cijelog procesa CBCT-a

Usporedbom referentnoga CT-a i akviziranog CBCT-a sustav izračunava odstupanja točke M u odnosu na točku I. Te vrijednosti predstavljaju pomak stola za korekciju položaja (Slika 27).



Slika 27: Primjer registracije CT i CBCT-a

Nakon izvršenog pomaka napraviti kontrolni CBCT te ga opet usporediti s referentnim. Eventualna odstupanja od izocentra je pogreška stola.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje manje od 2 mm

	$\Delta x/\text{mm}$	$\Delta y/\text{mm}$	$\Delta z/\text{mm}$
pogreška stola			

6.1.2 Mjesečne provjere

- sigurnosne provjere
- provjera poklapanja centra detektora
- provjera cijelog procesa
- provjera kvalitete slike

6.1.3 Godišnje provjere

- provjera parametara kvalitete snopa za kV detektor
- određivanje doze

6.1.4 Provjere poslije servisa uređaja ili nadogradnje

Nakon svakog servisa ili nadogradnje sustava nužno je napraviti odgovarajući skup provjera. Njegova opsežnost ovisi o tipu servisa/nadogradnje.

Općenito je nužno napraviti mjesečne provjere. U slučaju da postoji vjerojatnost promjene nekog od parametara rendgenske cijevi potrebno je izvesti i skup godišnjih provjera.

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete <i>cone beam</i> uređaja za kompjuteriziranu tomografiju i sustava za provjeru položaja bolesnika (<i>EPID-a</i>)
---	---

6.2 Dodatak 2: Definiranje protokola za kliničku upotrebu CBCT-a

Cilj definiranja CBCT protokola je odrediti minimum doze koja osigurava da se određeni dijelovi anatomije od interesa, važni za procjenu položaja pacijenta, mogu jasno razlučiti.

Također je važno odrediti veličinu CBCT polja za određene anatomije.

Nužno je definirati i učestalost primjene MV CBCT-a. Poznavajući učestalost moguće je tu dozu pribrojati terapijskoj.

Primjer jedne takve tablice za MV CBCT.

anatomija	MU protokol	doza u izocentru / cGy	frekvencija
prostata	12-15		dnevno
pluća	6-8		2 puta tjedno
glava i vrat	5, 6-8		dnevno, 2 puta tjedno
anatomija od interesa	---		---