



UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET



Optimizacija protokola za kV imidžing sistema različitih akceleratora u radioterapiji zasnovana na merenjima doze u antropomorfnim fantomima

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor:

Prof. dr Borislava Petrović

Kandidat:

MSc Milana Marjanović

Novi Sad, 2023. godine

Predgovor

U okviru disertacije publikovana su dva rada u istaknutom međunarodnom časopisu (kategorije M22), kao i druga saopštenja:

Marjanovic Milana, Moravcevic Jelena, Petrovic Borislava, Quality assurance of six cylindrical and two parallel plate chambers by radioactive check device: Influence of chamber age to its performance, *Physica Medica* Volume 112, August 2023, 102635, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102635> M22

M. Marjanović, Á. Tóth, B. Petrović, I. Gencel, Estimation of absorbed doses to target and healthy tissues during cone-beam CT radiotherapy imaging of the chest, *Romanian Journal of Physics* 66, (9-10), 707 (2021) M22

M Marjanović, B. Petrović, I. Gencel, L. Rutonjski, O. Čudić, Á.Á. Tóth, N. Golubovac, S. Čuturilo, M. Baucal. Analysis of treatment parameters caused by interfractionation movements in 3DCRT and VMAT of prostate. 9th Alpe-Adria Medical Physics Meeting, Graz, Austria, May 16-18 2019. M33

Milana Marjanovic, Borislava Petrovic, Arpad Toth, Ivan Gencel, Jelena Moravcevic, Management of CBCT imaging in radiotherapy treatment of prostate cancer patients, *Physica Medica: European Journal of Medical Physics* Vol. 104 Supplement S154 Published in issue: December, 2022, [https://doi.org/10.1016/S1120-1797\(22\)02381-X](https://doi.org/10.1016/S1120-1797(22)02381-X) M33

M.Marjanovic, B.Petrovic, J.Moravcevic, Lj.Đozlija, M.Papic, M.Rakin, N.Anicic, M.Bojovic, O.Ivanov, Comparison of the CBCT imaging protocols for head and neck anatomical region with three different linear accelerators, 11th AAMPM Conference Proceedings, ISBN: 978-86-7031-573-0 , p.167-172, Novi Sad, Serbia, 2023 M34

Zahvalnica

Želim da se zahvalim svojoj porodici na безусловnoj ljubavi i svesrdnoj podršci koju imam od njih i bez kojih danas ne bih bila tu gde jesam.

Ogromnu zahvalnost dugujem svoj mentoru, prof. dr Borislavi Petrović, koja me je sa svojim entuzijazmom i posvećenošću uvela u svet radioterapije i pružila nesebičnu pomoć i znanje.

Zahvalnost dugujem i Institutu za onkologiju Vojvodine, koji mi je pružio pristup mašinama i opremi.

U izradi disertacije i formiranju mojih naučnih interesa, veliki uticaj imao je dr Arpad Tot, koji je deo vezan za Monte Karlo simulacije uradio za moja merenja.

A posebno se zahvaljujem Nemanji Vezoroviću, bez čije ljubavi i strpljenja ne bih istrajala u ostvaranju svojih snova.

Milana Marjanović

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА¹

Врста рада:	Докторска дисертација
Име и презиме аутора:	Милана Марјановић
Ментор (титула, име, презиме, звање, институција)	Проф. Др Борислава Петровић, ванредни професор, Универзитет у Новом Саду, Природно-математички факултет, Департман за физику
Наслов рада:	Оптимизација протокола за kV имицинг система различитих акцелератора у радиотерапији заснована на мерењима дозе у антропоморфним фантомима
Језик публикације (писмо):	Српски (латиница)
Физички опис рада:	Унети број: Страница 184 Поглавља 11 Референци 98 Табела 31 Слика 122 Графикона - Прилога 1
Научна област:	Физика
Ужа научна област (научна дисциплина):	Медицинска физика
Кључне речи / предметна одредница:	Радиотерапија, ИГРТ, ЦБЦТ, апсорбована доза, контрола квалитета, оптимизација
Резиме на језику рада:	Мogućnost СВСТ имидžинга да прецизније одреди позицију мете, анатомску промену пацијента или околног нормалног ткива постао је неизоставан део радиотерапијског третмана, када су у питању напредне технике планирања, због великог градијента дозе. У клиничкој пракси, СВСТ имидžинг се свакодневно користи код све већег броја пацијената, због чега је потребна његова

¹ Аутор докторске дисертације потписао је и приложио следеће Обрасце:

5б – Изјава о ауторству;

5в – Изјава о истоветности штампане и електронске верзије и о личним подацима;

5г – Изјава о коришћењу.

Ове Изјаве се чувају на факултету у штампаном и електронском облику и не кориче се са тезом.

	<p>sveobuhvatna procena kvaliteta i osobina, kao što su kvalitet slike i količina isporučene apsorbovane doze.</p> <p>Cilj ove doktorske disertacije je uspostavljanje adekvatne kontrole kvaliteta IGRT i optimizacije IGRT protokola za dva različita tipa akceleratora, koji su instalirani u celoj Srbiji, kako bi se dobio što kvalitetniji i bezbedniji radioterapijski tretman.</p> <p>Rad se sastoji iz dve celine. Prvi deo je teorijski uvod u kome se objašnjava potreba IGRT-a u radioterapiji, kao i potreba za optimizacijom IGRT-a u Srbiji; fizičke osnove rendgenskog zračenja, formiranja i karakteristika CBCT slike, kao i dozimetrija jonizujućeg zračenja. Takođe, u uvodnom delu je objašnjen menadžment IGRT gde će biti definisani pojmovi prijemnog testiranja, puštanja u rad i osiguranja kvaliteta kao i njihov značaj u radioterapiji. Drugi deo je eksperimentalni deo, koji sa sastoji od testova kontrole kvaliteta imidžing sistema dva različita tipa linearnih akceleratora, zatim od ispitivanja doze i kvaliteta slike, za regiju glave i vrata, torakalnu i pelvičnu regiju, nastala upotrebom kilovoltaznog CBCT imidžing sistema i optimizacije IGRT prakse na Institutu za onkologiju Vojvodine primenjene na kliničkom primeru kraniospinalne iradijacije.</p> <p>Na samom kraju rada se nalaze zaključci u kome se nalaze preporuke primene IGRT, kao i smernice ka obezbeđivanju nacionalnog IGRT protokola.</p>
<p>Датум прихватања теме од стране надлежног већа:</p>	<p>28.12.2020.</p>
<p>Датум одбране: (Попуњава одговарајућа служба)</p>	
<p>Чланови комисије: (титула, презиме, институција) име, звање,</p>	<p>Председник: Доц. др Софија Форкапић, доцент ПМФ у Новом Саду, област Физика, ужа научна област Нуклеарна физика</p> <p>Члан: Др Милош Живановић, виши научни сарадник Института за нуклеарне науке „Винча“ у Београду, област Природно-математичких наука</p> <p>Члан: Проф. др Јелена Остојић, ванредни професор Медицинског факултета у Новом Саду, област Физика, ужа научна област Медицинска физика</p> <p>Члан: Доц. др Јована Кнежевић-Радић, доцент ПМФ у Новом Саду, област Физика, ужа научна област Нуклеарна физика</p> <p>Члан: Проф. др Борислава Петровић, ванредни професор ПМФ у Новом Саду, област Физика, ужа научна област Медицинска физика</p>
<p>Напомена:</p>	<p>/</p>

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OR CENTER

KEY WORD DOCUMENTATION²

Document type:	Doctoral dissertation
Author:	Milana Marjanović
Supervisor (title, first name, last name, position, institution)	Prof. Dr Borislava Petrović, associate professor, University of Novi Sad , Faculty of Sciences, Department of Physics
Thesis title:	Protocol optimization for kV imaging systems of different accelerators in radiotherapy based on dose measurements in anthropomorphic phantoms
Language of text (script):	Serbian language latin script
Physical description:	Number of: Pages 184 Chapters 11 References 98 Tables 31 Illustrations 122 Graphs - Appendices 1
Scientific field:	Physics
Scientific subfield (scientific discipline):	Medical Physics
Subject, Key words:	Radiotherapy, IGRT, CBCT, apsorbed dose, quality control, optimisation
Abstract in English language:	<p>The ability of CBCT imaging to more precisely determine the position of the target, the anatomical change of the patient or the surrounding normal tissue has become an indispensable part of radiotherapy treatment, when it comes to advanced planning techniques, due to the large dose gradient. In clinical practice, CBCT imaging is used daily in an increasing number of patients, which is why a comprehensive evaluation of its quality and properties, such as image quality and the amount of delivered absorbed dose, is needed.</p> <p>The goal of this doctoral dissertation is to establish adequate quality control of IGRT and optimization of the IGRT protocol for two different types of accelerators, which are installed throughout Serbia, in order to obtain the</p>

² The author of doctoral dissertation has signed the following Statements:

56 – Statement on the authority,

5B – Statement that the printed and e-version of doctoral dissertation are identical and about personal data,

5r – Statement on copyright licenses.

The paper and e-versions of Statements are held at the faculty and are not included into the printed thesis.

	<p>highest quality and safest radiotherapy treatment possible.</p> <p>The work consists of two parts. The first part is a theoretical introduction explaining the need for IGRT in radiotherapy, as well as the need for optimization of IGRT in Serbia; physical basis of X-ray radiation, formation and characteristics of CBCT image, as well as dosimetry of ionizing radiation. Also, in the introduction, IGRT management is explained, where the concepts of acceptance testing, commissioning and quality assurance will be defined, as well as their importance in radiotherapy. The second part is the experimental part, which consists of the quality control tests of the imaging system of two different types of linear accelerators, then the dose and image quality tests, for the head and neck region, thoracic and pelvic region, created by the use of a kilovoltage CBCT imaging system and the optimization of IGRT practice at the Institute of Oncology of Vojvodina applied to the clinical example of craniospinal irradiation.</p> <p>At the very end of the paper, there are conclusions in which there are recommendations for the application of IGRT, as well as guidelines for the provision of a national IGRT protocol.</p>
Accepted on Scientific Board on:	28.12.2020.
Defended: (Filled by the faculty service)	
Thesis Defend Board: (title, first name, last name, position, institution)	<p>President: Ph.D. Sofija Forkapić, assistant professor, University of Novi Sad, Faculty of Sciences, Department of Physics</p> <p>Member: Ph. D. Miloš Živanović, senior research associate, University of Belgrade, Institute of nuclear sciences „Vinča“</p> <p>Member: Ph. D. Jelena Ostojić, associate professor, University of Novi Sad, Faculty of Medicine</p> <p>Member: Ph. D. Jovana Knežević-Radić, assistant professor, University of Novi Sad, Faculty of Sciences, Department of Physics</p> <p>Member: Ph. D. Borislava Petrović, associate professor, University of Novi Sad, Faculty of Sciences, Department of Physics</p>
Note:	/

Sadržaj

Sadržaj	1
Rezime	3
1. Uvod.....	4
1.1. Osnova radioterapije i imidžinga u radioterapiji	4
1.2. Ciljevi disertacije	5
2. Radioterapija	8
2.1. Slikom vođena radioterapija (IGRT).....	10
3. Osnovni principi kompjuterizovane tomografije konusnog snopa	14
3.1. Akvizicija i rekonstrukcija CBCT slike.....	15
3.2. Kvalitet CBCT slike	21
4. Dozimetrija jonizujućeg zraćenja	25
4.1. Dozimetrijske veličine	25
4.2. Jonizaciona komora	30
4.3. Dozimetrija CBCT imidžing sistema	31
5. Menadžment osiguranja kvaliteta u radioterapiji.....	33
5.1. Prijemno testiranje, puštanje u rad i osiguranje kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji	34
6. Metodologija rada	40
6.1. Vrste imidžing sistema na Institutu za onkologiju Vojvodine	41
6.2. Kontrola kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji	48
6.3. Merenje apsorbovane doze i kontrola kvaliteta slike CBCT imidžing protokola u radioterapiji.....	74
6.4. Optimizacija CBCT imidžing protokola.....	92
7. Rezultati	99
7.1. Kontrola kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji	99
7.2. Određivanje apsorbovane doze CBCT imidžing protokola u radioterapiji	116
7.3. Provera kvaliteta CBCT slike imidžing sistema u radioterapiji	121
7.4. Optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji	127
8. Diskusija	144
8.1. Kontrola kvaliteta imidžing sistema	144

8.2. Merenje apsorbovane doze i kontrola kvaliteta slike CBCT imidžing protokola u radioterapiji.....	147
8.3. Optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji.....	153
9. Zaključak.....	157
10. Literatura.....	158
11. Prilog 1.....	166
Biografija.....	170

Rezime

Mogućnost CBCT imidžinga da preciznije odredi poziciju mete, anatomsku promenu pacijenta ili okolnog normalnog tkiva postao je neizostavan deo radioterapijskog tretmana, kada su u pitanju napredne tehnike planiranja, zbog velikog gradijenta doze. U kliničkoj praksi, CBCT imidžing se svakodnevno koristi kod sve većeg broja pacijenata, zbog čega je potrebna njegova sveobuhvatna procena kvaliteta i osobina, kao što su kvalitet slike i količina isporučene apsorbovane doze.

Cilj ove doktorske disertacije je uspostavljanje adekvatne kontrole kvaliteta IGRT i optimizacije IGRT protokola za dva različita tipa akceleratora, koji su instalirani u celoj Srbiji, kako bi se dobio što kvalitetniji i bezbedniji radioterapijski tretman.

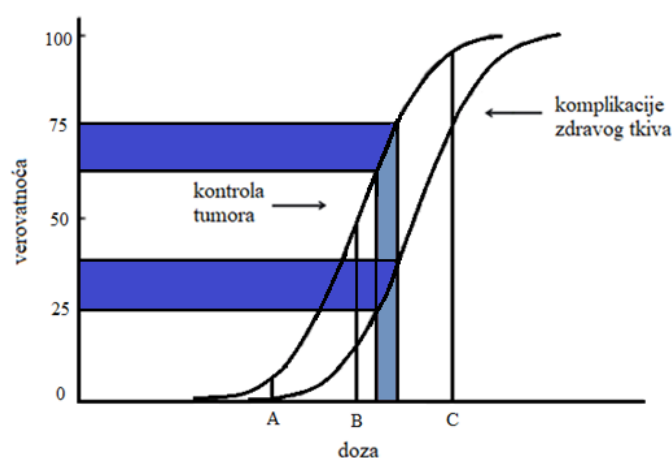
Rad se sastoji iz dve celine. Prvi deo je teorijski uvod u kome se objašnjava potreba IGRTa u radioterapiji, kao i potreba za optimizacijom IGRTa u Srbiji; fizičke osnove rendgenskog zračenja, formiranja i karakteristika CBCT slike, kao i dozimetrija jonizujućeg zračenja. Takođe, u uvodnom delu je objašnjen menadžment IGRT gde će biti definisani pojmovi prijemnog testiranja, puštanja u rad i osiguranja kvaliteta kao i njihov značaj u radioterapiji. Drugi deo je eksperimentalni deo, koji sa sastoji od testova kontrole kvaliteta imidžing sistema dva različita tipa linearnih akceleratora, zatim od ispitivanja doze i kvaliteta slike, za regiju glave i vrata, torakalnu i pelvičnu regiju, nastala upotrebom kilovoltaznog CBCT imidžing sistema i optimizacije IGRT prakse na Institutu za onkologiju Vojvodine primenjene na kliničkom primeru kraniospinalne iradijacije.

Na samom kraju rada se nalaze zaključci u kome se nalaze preporuke primene IGRT, kao i smernice ka obezbeđivanju nacionalnog IGRT protokola.

1. Uvod

1.1. Osnova radioterapije i imidžinga u radioterapiji

Radioterapija predstavlja granu medicine, gde se primenom jonizujućeg zračenja vrši lečenje pacijenata obolelih od malignih i benignih bolesti. Glavni cilj radioterapije je isporuka propisane doze najčešće malignom tkivu uz ograničenje doze na okolno zdravo tkivo. Radioterapijski tretman se isporučuje u dnevnim frakcijama. Broj frakcija i doza zavise od vrste tretmana, lokalizacije i načina sprovođenja. Zavisnost verovatnoće kontrole malignog tkiva i komplikacija zdravog okolnog tkiva od doze je prikazana na Slika 1.1. i zove se terapijski prozor.



Slika 1.1 Krive verovatnoće kontrole tumora i verovatnoće komplikacije zdravog tkiva

Iz gore prikazanog grafika može se zaključiti da male doze imaju malu verovatnoću za kontrolu malignih tkiva, kao i malu verovatnoću za komplikacije kod zdravog okolnog tkiva, a da velike doze imaju veliku verovatnoću za kontrolu malignih tkiva, ali i veliku verovatnoću za komplikacije zdravog tkiva. To znači da je potrebno naći optimalnu dozu koja će biti dovoljno velika da kontroliše maligna tkiva, a pri tome stvara što manje moguće komplikacije zdravog tkiva. Može se zapaziti, i da se pri maloj razlici u dozi (svetlo plava) dolazi do mnogo veće razlike u verovatnoći (tamno plava) kontrole tumora i komplikacije zdravog tkiva. Zbog svega ovoga, tačnost u radioterapiji je izuzetno značajna, i to u svakom delu procesa rada.

Jedna od ključnih metoda, pomoću koje je moguće ostvariti veću preciznost i istinitost, a time i tačnost, jeste imidžing. U radioterapiji, imidžing se primenjuje u različitim fazama tretmana i to kod: prikupljanja slikovnih podataka o pacijentu, planiranju tretmana, simulacije, pozicioniranja pacijenta i lokalizaciji mete pre i tokom tretmana. Upotreba imidžinga u radioterapiji poznata je pod nazivom IGRT (eng. *Image-Guided Radiation Therapy - IGRT*). U kontekstu ovog rada, termin IGRT će se koristiti kada je u pitanju pozicioniranje pacijenta i lokalizacija tumorske mete neposredno pre i tokom tretmana.

U Srbiji, do pre desetak godina, su se koristile radiografske slike za verifikaciju pozicije pacijenta. Ovakve slike su se dobijale pomoću terapijskog mega-voltnog (MV) snopa i integrisanog imidžing sistema sa linearnim akceleratorom. Uglavnom su se koristile dve ortogonalne slike. Međutim, danas se u svetu, pa i u Srbiji, pored MV slika, koriste se i kilovoltni (kV) sistemi za imidžing, koji pored planarnih radiografskih slika mogu da

rekonstruišu i zapreminsku 3D sliku pacijenta, tzv. CBCT (eng. *Cone-Beam Computed Tomography*) imidžing.

U radioterapijskoj praksi, na Institutu za onkologiju Vojvodine, verifikacija pozicije pacijenta je obavezna za svakog pacijenta, tokom procesa radioterapijskog tretmana i u zavisnosti od radioterapijskog protokola ona se ponavlja nekoliko puta tokom celokupnog tretmana ciklično ili prilikom svake frakcije tretmana.

I pored dokazane prednosti imidžing sistema u lečenju pacijenata, dodatno jonizujuće zračenje koje se isporučuje zdravom tkivu je njegov najveći nedostatak. Iako su te doze koje primi pacijent prilikom imidžinga značajno manje od doze koje primi tokom samog radioterapijskog tretmana, doze od imidžinga ne treba zanemariti, iako prateći ALARA princip, niti jedan doprinos dozi od jonizujućeg zračenja ne treba zanemariti.

Glavna problematika imidžing sistema u radioterapiji se ogleda u potrebnoj preciznosti i tačnosti slike dobijene za relativno kratko vreme, a pri tome da pacijent primi što je moguće manju dozu. Kako bi se ovaj problem rešio potrebno je implementirati dobru kontrolu kvaliteta i optimizaciju imidžing sistema.

1.2. Ciljevi disertacije

Ova teza ima za glavni cilj uspostavljanje bezbednog okruženja za pacijente koji se leče radioterapijom, a u toku njihovog lečenja koriste se u svrhu pozicioniranja imidžing modaliteti linearnih akceleratora. Eksperimetalni cilj istraživanja u okviru ove doktorske disertacije je uspostavljanje kontrole kvaliteta IGRT, određivanje apsorbirane doze od CBCT imidžinga i optimizacija IGRT protokola za dva različita tipa akceleratora, kakvi su instalirani u celoj Srbiji, kako bi radioterapijski tretman bio što kvalitetniji i sigurniji, prvenstveno za pacijenta, ali i za osoblje i to na nacionalnom nivou, a u skladu sa međunarodno priznatim preporukama.

Posebna pažnja biće posvećena merenju apsorbirane doze od CBCT imidžing sistema i optimizaciji IGRT protokola za svaku regiju posebno, sa naglaskom na protokole namenjene deci i mlađim pacijentima. Rezultat istraživanja predstavlja pronalaženje najoptimalnijeg rešenja za bezbednu i sigurnu upotrebu IGRTa.

Trenutno u Srbiji ne postoji zakonska regulativa vezana za IGRT, bilo reč o kontroli kvaliteta ili njenoj upotrebi tokom radioterapijskog tretmana, tako da bi se ovom tezom naglasio njen značaj i potreba, kao i optimizacija i praktična primena, i to za sve vrste raspoloživih imidžing sistema u Srbiji. S obzirom da se danas IGRT svakodnevno koristi skoro za sve pacijente tokom radioterapijskog tretmana, neophodno je uvesti zakonsku regulativu za IGRT, što bi za cilj imalo kvalitetniju i sigurniju radioterapiju.

TEORIJSKI DEO

Teorijski deo disertacije se sastoji od osnovnih pojmova radioterapije, gde je prikazan proces rada na radioterapijskom departmanu i kompleksnost izvođenja celokupnog tretmana. U ovom delu se može videti i da je zastupljenost imidžinga u radioterapiji velika i svaki deo imidžinga ima svoju značajnu ulogu u procesu rada. U poglavlju 2. je predstavljen značaj IGRT-a i vrste registracije slike u radioterapiji.

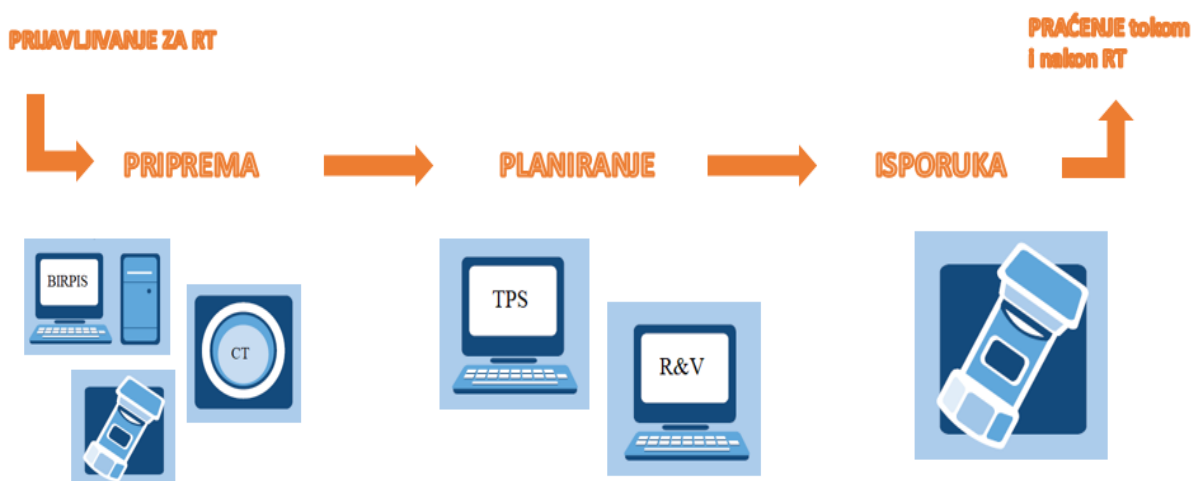
Naredno poglavlje opisuje osnovne principe kompjuterske tomografije konusnog snopa u radioterapiji, što uključuje akviziciju i rekonstrukciju slike, potom kvalitet slike. Generisanje rendgenskog snopa, zatim slabljenje i detekcija snopa i rekonstrukcija slike predstavlja osnovu dobijanja CBCT slike. Na kvalitet slike utiče šum, kontrastna rezolucija, prostorna rezolucija i artefakti koji će biti opisani u poglavlju 3.2.1., a kako se određuje kvalitet slike prema definisanim pojmovima i preko vizuelne analize slika navedeno je u poglavlju 3.2.2.

Glavni deo rada predstavlja merenje apsorbovane doze kV imidžing sistema, pa će u poglavlju 4. biti opisane osnovne dozimetrijske veličine, teorija šupljina i određivanje apsorbovane doze u medijumu, zatim i jonizacione komore i njihov značaj u radioterapiji. Poglavlje 4.3. se odnosi na dozimetriju CBCT imidžing sistema, gde je opisan CBDI formalizam i formalizam merenja apsorbovane doze za kV energije. Poglavlje 4.3.3. opisuje metodologiju Monte Karlo simulacije doze.

U cilju obezbeđivanja kliničkih zahteva potrebna je preciznosti i tačnosti svakog dela radioterapijskog procesa rada, čime se dobija kvalitetniji i sigurniji tretman, a u tome glavnu ulogu ima menadžment osiguranja kvaliteta, koji je opisan u poglavlju 5. U poglavlju 5.1. opisane su procedure prijemnog testiranja, puštanja u radi i osiguranja kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji, na akceleratorima naše Klinike, na kojima su vršena sva ostala merenja.

2. Radioterapija

Proces rada radioterapije je složen proces koji se odvija u nekoliko glavnih procesa, prikazanih na Slika 2.1., u kojima učestvuje tim koji se sastoji od radijacionog onkologa, medicinskog fizičara i radiološkog tehničara. Njihove uloge su jednoznačne i isprepletane tokom celokupnog radioterapijskog procesa.



Slika 2.1 Proces izvođenja radioterapijskog tretmana

Nakon odluke o radioterapijskom tretmanu i prijavljivanja za isti, pacijent prvo prolazi kroz pripremu za planiranje, koja se sastoji od CT akvizicije regije od interesa, koje određuje radijacioni onkolog. Pacijent se postavlja na sto CT simulatora, koji je ravan i indeksiran na isti način kao i stolovi na linearnim akceleratorima. U zavisnosti od regije od interesa koriste se odgovarajuća imobilizaciona sredstva, koja omogućavaju precizniju reproducibilnost pozicije pacijenta tokom celog radioterapijskog tretmana. Za ovaj deo procesa rada je zadužen radiološki tehničar. Imobilizacija i postavka pacijenta se vrši na osnovu protokola za pozicioniranje i imobilizaciju [1] u zavisnosti od regije od interesa i tehnike radioterapijskog tretmana. Međutim, postoje i slučajevi kod kojih ne može da se pristupi standardnoj imobilizaciji i postavci, pa se u takvim slučajevima vrši konsultacija između celokupnog tima, od kojih najveću ulogu ima medicinski fizičar. Kada se pacijent pozicionira sa adekvatnom imobilizacijom i markerima označi njegova referentna pozicija na osnovu lasera na CT simulatoru, vrši se CT akvizicija i taj CT predstavlja osnovni CT za planiranje radioterapijskog tretmana i biva prosleđen, u DICOM formatu, ka sistemu za delineaciju i planiranje.

Sledeći korak u procesu rada jeste planiranje radioterapijskog tretmana koje počinje od delineacija ciljane mete na CT-u za planiranje, kao i organa od rizika koji su u blizini ciljane mete. Ovaj deo izvodi radijacioni onkolog. Međutim, u nekim slučajevima, organi od rizika mogu biti iskonturisani i od strane radiološkog tehničara (što je slučaj na Institutu za onkologiju Vojvodine) ili pomoću softvera (baziranog na veštačkoj inteligenciji ili kliničkoj bazi organa). Delineacija ciljanog volumena se sastoji iz nekoliko značajnih veličina, koje su definisane od strane Međunarodne komisije za radijacione jedinice i merenja (engl. *International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU*) [2, 3, 4]. Najznačajniji ciljani volumen koji se konturiše je volumen za planiranje (engl. *Planning Target Volume -PTV*). PTV predstavlja geometrijski koncept uveden za planiranje i evaluaciju radioterapijskog tretmana, kako bi se ispoštovalo da se ciljanoj meti isporuči odgovarajuća doza, uprkos nesigurnostima kao što su kretanje organa i varijacije u pozicioniranju [4]. Prilikom delineacije koja je vođena nacionalnim radioterapijskim

protokolima [5], koji je zasnovana na međunarodnim preporukama, radijacioni onkolog takođe vrši preskripciju radioterapijskog tretmana. Preskripcija uključuje dozu i frakcionaciju, kao i tehniku radioterapijskog tretmana.

Kada su delineacija i preskripcija izvršene, moguće je pristupiti samom planiranju radioterapijskog tretmana. U sistemu za planiranje (engl. *Treatment Planning System* -TPS) na CT-u za planiranje, medicinski fizičar kreira radioterapijski plan tako što „oblikuje“ 3D distribuciju doze na ciljanu metu, odnosno PTV, prema preskripciji i instrukcijama radijacionog onkologa. Zadatak medicinskog fizičara jeste da kreira plan tako da ciljani volumen primi propisanu dozu, a da organi od rizika koji su u neposredno blizini ciljanog volumena prime manje od dozvoljene granice, što je propisano nacionalnim [6] radioterapijskim protokolima, koji su zasnovani na međunarodnim preporukama. Optimalan plan se postiže variranjem broja polja, njihovom orijentacijom, kao i intenzitetom i oblikom polja. Kada se napravi optimalan plan, on biva prosleđen u sistem za isporuku tretmana koji je povezan sa linearnim akceleratorom (engl. *Treatment Delivery System* -TDS). Bitan deo prilikom prosleđivanja plana u TDS, jeste određivanje razlike između markera koji su bili postavljeni na pacijenta za vreme CT akvizicije i centra kreiranog plana. U najvećem broju slučajeva, radioterapijski plan se sastoji od jednog centra, odnosno izocentra¹.

Finalni korak u procesu rada radioterapijskog tretmana jeste isporuka tog tretmana, odnosno plana koji je kreirao medicinski fizičar. Isporuka tretmana na linearnom akceleratoru počinje pozicioniranjem pacijenta na stolu pomoću lasera u bunkeru, na isti način kao što je bio pozicioniran prilikom CT akvizicije, ali tako da je centar plana u izocentru mašine, dovodenjem oba centra u istu tačku, pomeranjem pacijenta u sva tri pravca. Pre samog početka isporuke radioterapijskog tretmana, neophodno je proveriti poziciju pacijenta. Ovaj deo se postiže upotrebom imidžing sistema, kao što je spomenuto i u uvodu. Ovom prilikom se podudaraju slike dobijene imidžing sistemom linearnog akceleratora sa slikama CT za planiranje. Tako da se ovom prilikom proverava pozicija pacijenta, odnosno vrši se verifikacija pozicije pacijenta. Radiološki tehničar je zadužen za isporuku radioterapijskog tretmana, uz prisustvo radijacionog onkologa prilikom verifikacije pozicije pacijenta. Tek kada se ustanovi pravilna pozicija pacijenta, moguće je isporučiti radioterapijski tretman.

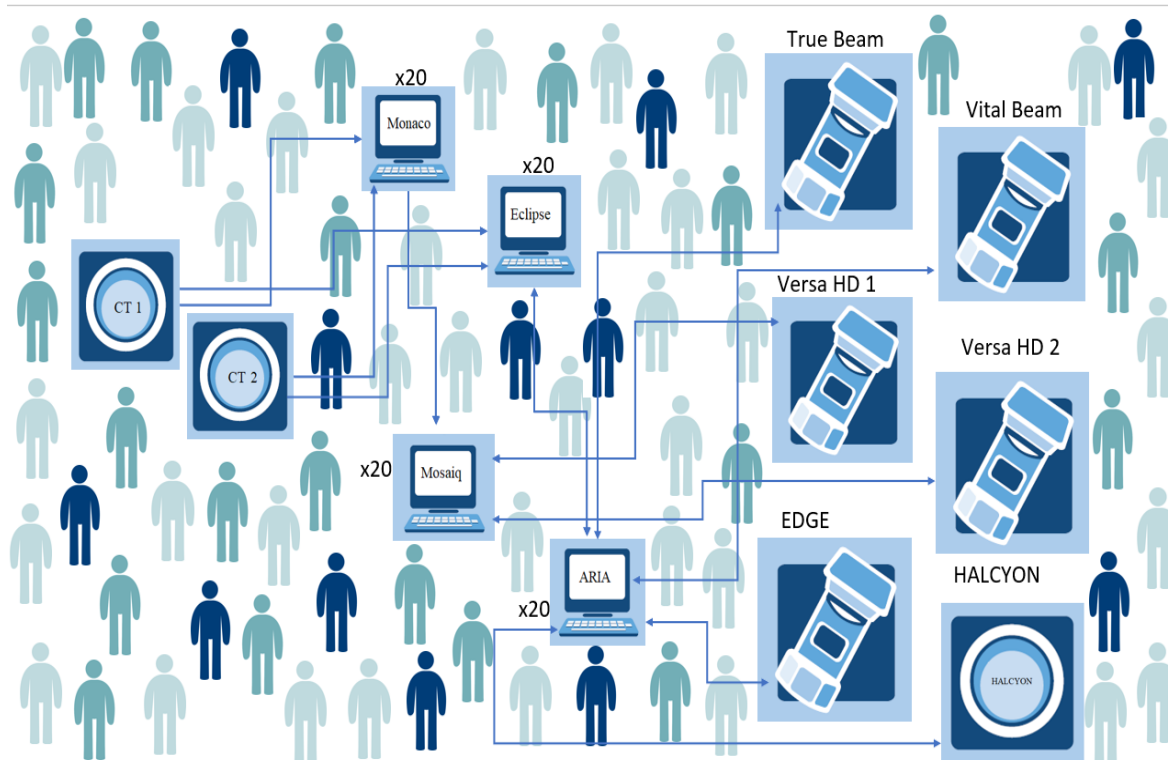
Nakon završetka radioterapijskog tretmana, pacijent biva dalje praćen od strane radijacionog onkologa. Važno je napomenuti, da svaki pacijent ima svojstveni radioterapijski plan i svaka isporučena frakcija je zabeležena u tzv. R&V sistemu (engl. *Record and Verify System* -RVS).

Pored svih navedenih koraka u procesu rada, neizostavni deo radioterapijskog tretmana predstavlja i imidžing koji se radi pre početka radioterapije, u cilju određivanja lokalizacije karcinoma, kao i imidžing posle radioterapijskog tretmana da bi se proverila lokalna kontrola bolesti.

Na osnovu svega gore navedenog, može se zaključiti da je radioterapija izuzetno kompleksna. Kako bi se imao još realniji osećaj o kompleksnosti, navešću primer Klinike za radioterapiju, Instituta za onkologiju Vojvodine. Klinike za radioterapiju se sastoji od dva CT simulatora proizvođača Siemens, šest linearnih akceleratora proizvođača Elekta i Varian, jedanaest Monaco sistema za planiranje i delineaciju, jedanaest Eclipse sistema za planiranje i delineaciju i dva različita R&V sistema. Svim ovim mašinama i sistemima, rade 22 radijaciona onkologa i leakara na specijalizaciji, 12 medicinskih fizičara i 40 radioloških

¹ Današnji linearni akceleratori koji se koriste u radioterapiji su izocentrične mašine, što znači da mašina ima jednu svojstvenu tačku oko koje se okreće ceo njen sistem. To omogućavaju da se pri jednoj poziciji pacijenta, mašina pomera oko njega na isti način, i tako se omogućava isporuku polja iz različitih uglova. Ovo je omogućilo bržu isporuku radioterapijskog tretmana, jer nema potreba da se pomera pacijent.

tehničara. Na Slika 2.2 je šematski prikazana kompleksnosti na Klinici za radioterapiju, gde se dnevno ozrači oko 260 pacijenata.

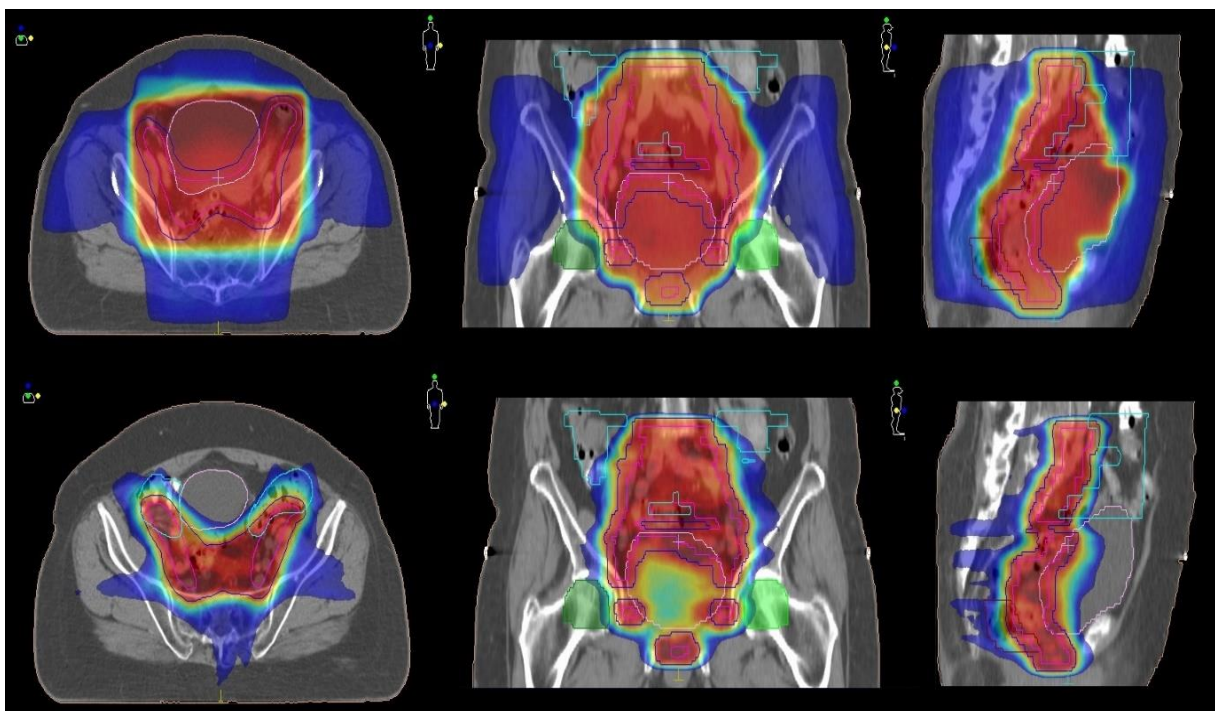


Slika 2.2 Šematski prikaz kompleksnosti radioterapije na Institutu za onkologiju Vojvodine

2.1. Slikom vođena radioterapija (IGRT)

Radioterapijski tretman se isporučuje pacijentu u dnevnim frakcijama čiji broj varira od jedne pa čak do 30-35 frakcija, zavisno od veličine, lokalizacije i vrste karcinoma. Najčešća tehnika planiranja na našoj Klinici je zapremski modulirana lučna terapija (engl. *Volumetric Modulated Arc Therapy* -VMAT) i to je tehnika koja se sastoji iz nekoliko desetina različitih polja koji se isporučuju pacijentu tokom rotacije glave linearnog akceleratora oko njega. Ovakva tehnika omogućava postizanje visoko konformalne distribucije doze sa strmim gradijentom doze oko ciljanog volumena. Ovom tehnikom planiranja, moguće je postići manju dozu na organe od rizika nego kod 3D konformalne tehnike planiranja, što se može zapaziti i na Slika 2.3.

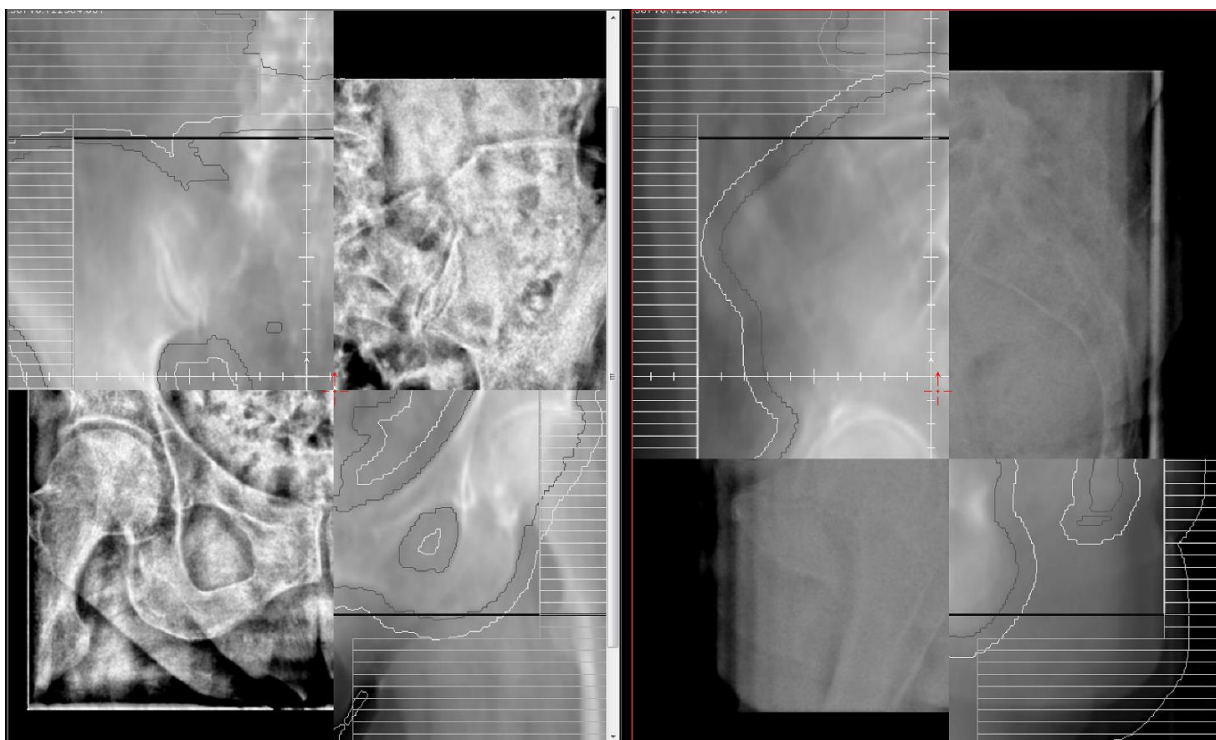
Na Slika 2.3. je prikazana razlika između VMAT i 3D konformalne tehnike planiranja. Najznačajnija razlika je u tome da je VMAT tehnikom moguće propisati dozu bolje konformisati uz margine mete, i time znatno smanjiti dozu na okolno zdravo tkivo. Na granici između mete i okolnog zdravog tkiva je veliki gradijent doze, zbog čega je posebno obratiti pažnju prilikom same isporuke tretmana. Ako se, na primer, u bešici kao organu od rizika nalazi više ili manje tečnosti nego što je to bilo kada je načinjen CT za planiranje. U tom slučaju, moguće je da će bešika dobiti više ili manje doze nego što je to predviđeno, dok će meta dobiti manje ili više doze nego što je to predviđeno planom. Zbog opisanog problema, napredne tehnike koje se danas koriste u radioterapiji prvenstveno zavise od IGRTa.



Slika 2.3. Razlika između VMAT (dole) i 3D konformalnog (gore) plana za istog pacijenta sa isti izodoznim nivoom

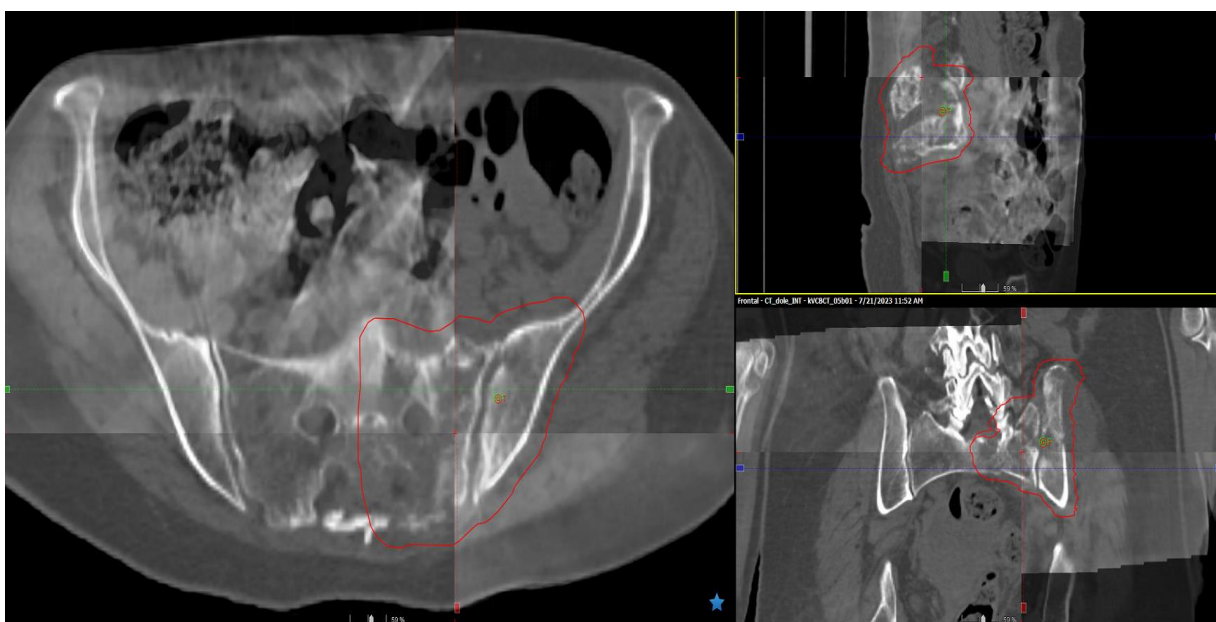
Isporuka radioterapijskog tretmana zahteva pozicioniranje pacijenta za svaku frakciju onako kako je bio pozicioniran prilikom akvizicije CT-a za planiranje. Verifikacija pozicije pacijenta tokom radioterapijskog tretmana i usklađivanje sa pozicijom sa CT-a za planiranje se postiže korišćenjem IGRT sistema. IGRT obuhvata akviziciju pacijenta neposredno pre, tokom ili posle radioterapijskog tretmana, kao i registraciju nastale slike sa referentnom slikom sa CT-a za planiranje. Najčešće metode akvizicije slike su planarna, gde se dobija 2D radiografska slika pacijenta i zapreminska, gde se dobija 3D CBCT slika pacijenta. Registracija slike tretmana i referentne slike se može izvršiti ručno ili automatski korišćenjem algoritma za registraciju.

Kada se vrši verifikacija pozicioniranja pacijenta pomoću 2D radiografskih slika, obično se vrši akvizicija pacijenta iz dva ortogonalna ugla, pri čemu se vrši 2D-2D registracija slika sa 2D digitalno rekonstruisanim radiografijama (engl. *Digital Reconstructed Radiography - DRR*) generisanim iz CT-a za planiranje. Na Slika 2.4. je prikazana registracija 2D-2D slika tokom verifikacije pozicije pacijenta, pri čemu se može zapaziti da se na 2D slici mogu videti skoro samo koštane strukture, na osnovu kojih se i vrši registracija.



Slika 2.4. Registracija 2D-2D planarne slike

Kada se vrši verifikacija pozicioniranja pacijenta pomoću 3D CBCT slike, vrši se akvizicija iz svih uglova oko pacijenta, pri čemu se vrši 3D-3D registracija sa 3D slikom CT-a za planiranje. Na Slika 2.5. je prikazana registracija 3D-3D slika tokom verifikacije pozicije pacijenta, pri čemu se može zapaziti da 3D CBCT slika pored koštanih struktura, pruža informacije i o mekom tkivu, tako da je moguće proceniti anatomske promene unutar pacijenta, kao što je smanjenje tumora i kretanje organa, ali i procena spoljašnjih kontura, u slučaju gubitka telesne mase.



Slika 2.5. Registracija 3D-3D slike

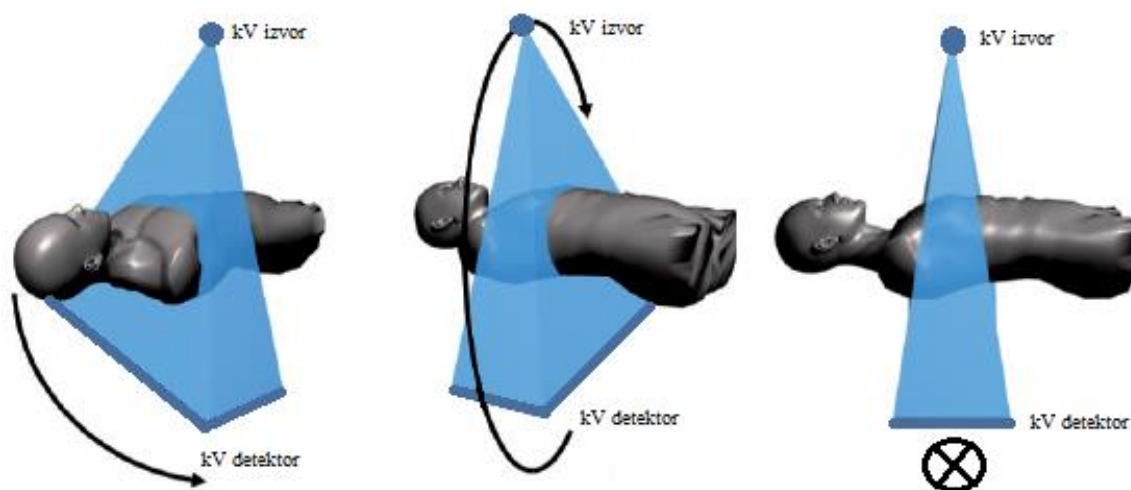
Odabir odgovarajuće IGRT metode je kompleksan proces koji predstavlja kompromis između kliničkih ciljeva, dostupnosti proizvoda, postojeće infrastrukture i radne snage [7]. Kako bi se dobila maksimalna korist iz IGRT-a potrebno je pravilno uspostaviti IGRT program na Klinici za radioterapiju, što zahteva temeljno razumevanje celokupnog kliničkog procesa i formiranje multidisciplinarnog tima koji se sastoji od radijacionog onkologa, medicinskog fizičara i radiološkog tehničara. Pored određene opreme, multidisciplinarni tim treba da obezbedi razvoj i implementaciju neophodnih protokola (potreban kvalitet slike, odgovarajuća geometrija, strategija i frekvencija; zatim donošenje odluka, odabir margina za planiranje), kao i sveobuhvatni program osiguranja kvaliteta IGRT-a.

3. Osnovni principi kompjuterizovane tomografije konusnog snopa

U cilju dobijanja adekvatne slike pacijenta tokom radioterapijskog tretmana u odgovarajućem vremenskom intervalu, potrebno je da linearni akcelerator i imidžing sistem rade precizno, tačno i sinhronizovano. Iz ugla funkcionisanja linearnog akceleratora, imidžing sistem je centralna tačka celog sistema, jer u slučaju da pored isporuke snopa, treba dobiti i sliku pacijenta na „isti“ način (MV portalna slika), što je istorijski gledano dovelo do velike promene u načinu funkcionisanja linearnog akceleratora.

Konstruisanje i uvođenje integrisanog sistema za kompjutersku tomografiju konusnog snopa (engl. *Cone-Beam Computed Tomography- CBCT*) od strane Jaffrey i saradnika [8, 9] je dovelo do naglog razvoja preciznije radioterapije, a potom i bržeg, odnosno kraćeg radioterapijskog tretmana za pacijente.

CBCT je imidžing tehnika gde se korišćenjem izvora rendgenskog snopa i detektora dobija trodimenzionalna slika snimanog objekta, odnosno u našem slučaju- pacijenta. U radioterapiji, većina CBCT imidžing sistema se sastoji od izvora rendgenskih zraka u fiksnom položaju pod uglom od 90° u odnosu na glavu linearnog akceleratora, dok se sa suprotne strane izvora nalazi detektor. IGRT sistem u ovakvoj konstrukciji se primenjuje klinički od ranih 2000.-tih godina [9]. Danas, ima značajnu primenu ne samo u radioterapiji, već i u dentalnoj radiologiji.



Slika 3.1. Geometrija CBCT imidžinga [10]

Na Slika 3.1. je prikazana geometrija CBCT imidžinga, gde se može videti da je osnovni princip rada CBCT imidžinga zasnovan na transmisiji rendgenskih zraka kroz posmatranog pacijenta, tako što se izvor rendgenskog snopa rotira oko pacijenta. Na suprotnoj strani pacijenta se nalazi detektor koji oslabljene rendgenske zrake pretvara u električni signal. Tako dobijene 2D projekcije anatomije pacijenta se pomoću rekonstrukcionih algoritama pretvara u zapreminsku sliku, koja se prikazuje u skali sivih tonova.

Značaj CBCT imidžinga u radioterapiji se ogleda u njegove tri glavne primene, a to su:

- 1) verifikacija pozicije pacijenta,
- 2) lokalizacija mete,
- 3) praćenje anatomije pacijenta, okolnog normalnog tkiva i mete tokom celokupnog tretmana.

3.1. Akvizicija i rekonstrukcija CBCT slike

Glavne komponente imidžing sistema linearnog akceleratora su prikazane na Slika 3.2.: krak (nosač) kV izvora i krak (nosač) kV detektora, kao i sam izvor i detektor MV snopa, sistem koji upravlja imidžing sistemom. Upravljački deo imidžing sistema nalazi se u komandnoj sobi.

Formiranje CBCT slike je posledica :

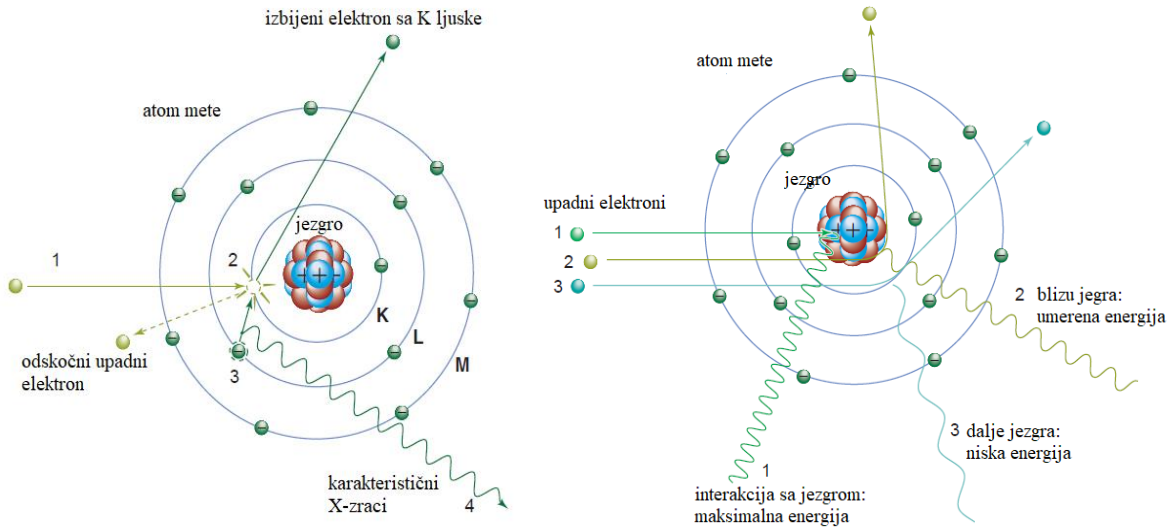
- 1) generisanja rendgenskih zraka, koji zatim
- 2) slablje i detektuju se a potom
- 3) rekonstruišu kompjuterskim algoritmom.



Slika 3.2 Imidžing sistem linearnog akceleratora (1- krak sa kV izvorom, 2- krak sa kV detektorom, 3- MV izvor, 4- MV detektor)

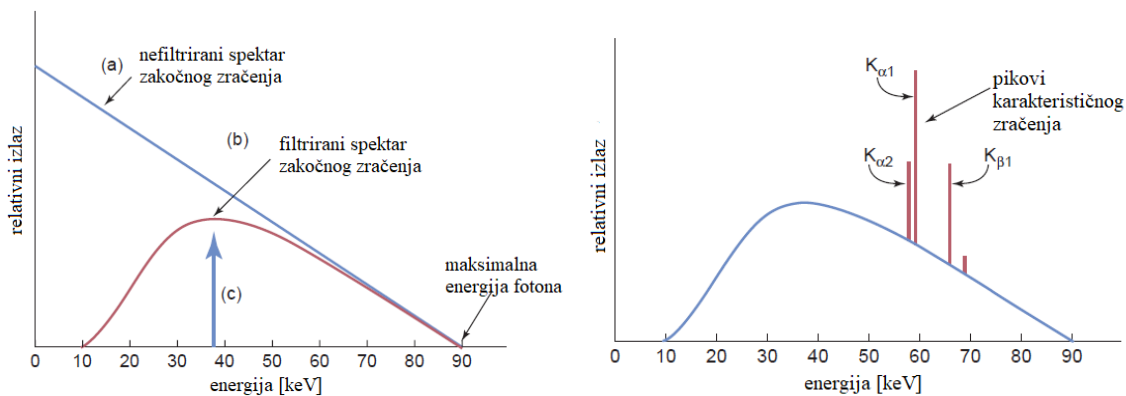
3.1.1. Generisanje rendgenskog zračenja

Kako bi se generisali rendgenski zraci u kraku kV izvora linearnog akcelratora, sistem treba da sadrži generator i rendgensku cev. Rendgenska cev se sastoji od vakumirane cevi kojoj je na jednom kraju nalazi negativna elektroda - katoda, a na drugom kraju pozitivna elektroda - anoda. Kada se dovede električna struja na filament katode, dolazi do oslobađanja elektrona termoemisijom. Napon primenjen između katode i anode dovodi do ubrzanja oslobođenih elektrona sa katode prema anodi, potom dolazi i do njihovog sudara sa anodom.



Slika 3.3. Nastanak rendgenskog zračenja: a) karakterističnog i b) zakočnog zračenja [11]

Prilikom interakcije elektrona sa atomima anode, dolazi do prenosa energije sa elektrona na anodu, što dovodi do povećanja njene temperature. S obzirom da se većina energije elektrona prese na ovaj način anodi, dolazi do značajnog zagrevanja anode, zbog čega ju je potrebno hladiti rasladnim sistemom. Manji deo elektrona interaguje sa jezgrom atoma anode, pri čemu dolazi do naglog kočenja elektrona usled Kulonovih privlačnih sila i stvaranja zakočnog zračenja ili rendgenskog zračenja, pri čemu elektron skreće sa putanje sa smanjenom energijom. U zavisnosti gde se dogodila interakcija, doći će do stvaranja rendgenskih zraka različite energije i to: prilikom dejstva sa jezgrom, rendgenski zraci će imati maksimalnu energiju, potom ako se interakcija desi blizu jezgra, rendgenski zraci će imati umerenu energiju i ako se interakcija desi dalje od jezgra, rendgenski zraci će imati manju energiju, kao što je prikazano na Slika 3.3. Elektroni koji stupaju u interakciju sa atomima anode, u zavisnosti od energije elektrona i materijala anode, mogu izbaciti elektron iz unutrašnjeg omotača atoma anode, što dovodi da elektron iz spoljašnjeg omotača popuni praznu poziciju. Ovo dovodi do oslobađanja energije u obliku rendgenskih zraka sa specifičnom energijom, koja odgovara energijskoj razlici između ta dva omotača. Takvo rendgensko zračenje se još naziva i karakteristično zračenje i njegova raspodela energije, odnosno spektar je diskretan, dok je spektar zakočnog zračenja kontinuiran, kao što je to prikazano na Slika 3.4.



Slika 3.4. Rendgenski spektri zakočnog (levo) i karakterističnog (desno) zračenja [11]

Na prethodnoj slici je prikazan i nefiltrirani i filtrirani spektar zakočnog zračenja. Filtracija može biti sastavni deo rendgenske cevi, kao na primer stakleni prozor unutar cevi, ili pak dodatne filtracija, u cilju smanjuje niskoenergijskih fotona iz snopa i podešavanja spektra.

3.1.2. Slabljenje i detekcija rendgenskih zraka

Dobijeno rendgensko zračenje iz kraka kV izvora linearnog akceleratora, da bi bilo klinički upotrebljivo, treba da prođe kroz pacijenta, pre nego što dođe do detektora slike. To znači da se formiranje CBCT slike zasniva na transmisiji rendgenskog zračenja kroz pacijenta, iz mnoštva različitih uglova, kao kod kompjuterizovane tomografije.

Za monoenergijski snop rendgenskog zračenja, sa primernim intenzitetom I_0 , kada prođe kroz homogeni objekat, važi da se transmitovani intenzitet I_t opisuje sledećom jednačinom:

$$I_t = I_0 e^{-\int_0^L \mu(x) dx} \quad (3.1.)$$

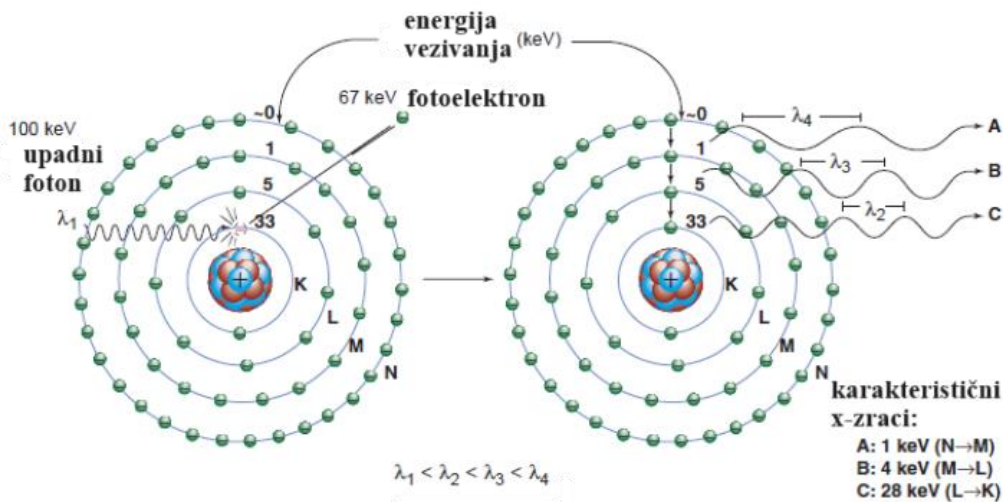
gde je L dužina puta koji prelazi snop i $\mu(x)$ je linearni atenuacioni koeficijent, koji zavisi od tipa materijala, pa je i stoga u funkciji rastojanja x kroz objekat. Može se zaključiti da slika koja strukturno predstavlja anatomiju pacijenta nastaje zbog različitih intenziteta transmitovanog rendgenskog zračenja, što se dešava zbog različitih linearnih atenuacionih koeficijenata tkiva. Prethodna jednačina se može napisati na sledeći način:

$$\int_0^L \mu(x) dx = -\frac{1}{L} \ln (I_t/I_0) \quad (3.2.)$$

Vrednost ovog integrala se može odrediti merenjem vrednosti I_t , s obzirom da su vrednosti L i I_0 poznate. Kako bi se dobila sveobuhvatna slika nekog objekta, potrebno je izvršiti merenje duž mnogo putanja i/ili uglova.

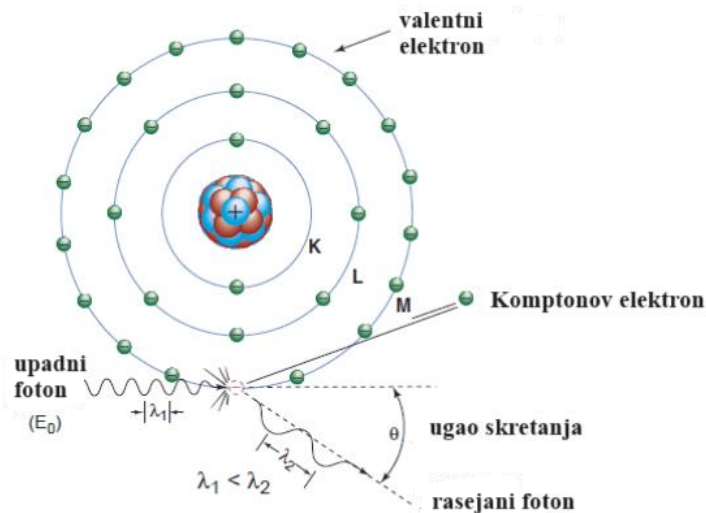
Prilikom prolaska rendgenskog zračenja kroz materijal, u našem slučaju pacijenta, fotoni mogu da prodru bez interakcije, mogu da interaguju i deponuju svu svoju energiju u pacijentu ili mogu da budu rasejani, i tom prilikom deo energije biva deponovan u pacijentu. Fotoelektrični efekat i Komptonovo rasejanje predstavljaju dve glavne interakcije koje dovode do deponovanja energije u pacijentu prilikom interakcije sa fotonima rendgenskog zračenja, čiji je energijski opseg od oko 80 kV do 140 kV u slučaju CBCT imidžinga u radioterapiji.

U slučaju fotoelektričnog efekta, upadni foton interaguje sa čvrsto vezanim elektronom (uglavnom sa K ili L nivoa). Pri toj interakciji, foton biva kompletno apsorbovan, a elektron sa kojim je upadni foton interagovao biva izbačen, što je prikazano na Slika 3.5. (levo). Izbačeni elektron ili fotoelektron ima kinetičku energiju upadnog fotona umanjenu za njegovu energiju veze. Odnosno, do fotoelektričnog efekta može doći samo ako upadni foton ima veću ili jednaku energiju vezanog elektrona kojeg izbacuje. Nakon opisane interakcije, taj atom ostaje sa šupljinom, a da bi atom ostao stabilan neki od obližnjih elektrona sa manjom vezivnom energijom prelazi na mesto te šupljine. Zatim taj prelaz kreira novu šupljinu, koju popunjava sledeći elektron sa manjom vezivnom energijom, i tako dalje kao što je to prikazano na Slika 3.5. (desno). Razlike u energiji dovode do karakterističnog zračenja ili Auger-ovih elektrona. Emisija Auger-ovog elektrona se dešava kada energija koja je oslobođena prilikom prelaska elektrona sa višeg na niži nivo predana elektronu na višem nivou, koji potom biva izbačen.



Slika 3.5. Fotoelektrični efekat [11]

U slučaju Komptonovog rasejanja, upadni foton interaguje sa valentnim elektronom, čija je energija vezivanja veoma mala. Pri toj interakciji, elektron dobija nešto energije od upadnog fotona i emituje se, dok foton sa manjom energijom biva skrenut pod određenim uglom θ ., kao što je prikazano na Slika 3.6. Kada Komptonov elektron biva izbačen iz atoma, on gubi kinetičku energiju kroz ekscitaciju i jonizaciju atoma okolnog materijala. Dok rasejani fotoni mogu nastaviti svoju putanju kroz pacijenta, gde će neki od njih doći do detektora, a drugi opet interagovati sa tkivom pacijenta. Rasejani fotoni koji dođu do detektora, s obzirom da ne dolaze iz pravca upadnih fotona, neće pružiti tačne informacije o anatomiji pacijenta, što ih čini nepoželjnim tokom imidžing procesa.



Slika 3.6. Komptonovo rasejanje [11]

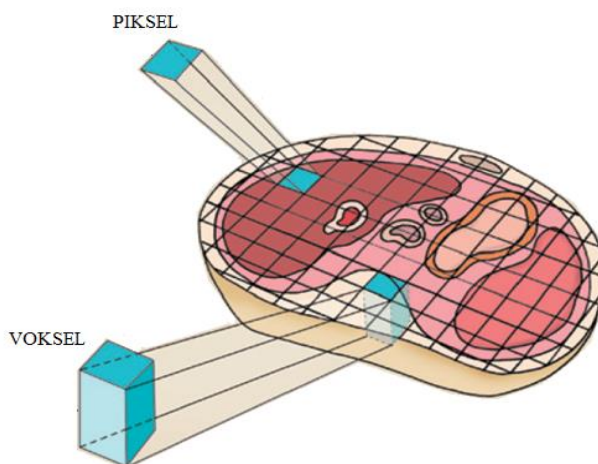
Na osnovu gore navedenog, može se zaključiti da je fotoelektrični efekat odgovoran za kontrast slike, jer prilikom ove vrste interakcije dolazi do lokalnog deposita energije, dok kod Komptonovog rasejanja dolazi do rasejanja fotona, koji ustvari degradiraju željenu sliku. Verovatnoća fotoelektričnog efekta zavisi od atomskog broja atoma (Z) sa kojim interaguje foton, kao i od energije fotona i to na način da je veća verovatnoća kod atoma sa većim atomskim brojem i manjom energijom upadnog fotona, odnosno važi odnos $\sim Z^3/E^3$. To znači

da je bolji kontrast slike kod materijala sa većim atomskim brojem, a pri manjim energijama fotona.

CBCT imidžing sistemi u radioterapiji se sastoje iz detektora sa ravnom pločom (engl. *Flat Panel Detector*) koji konvertuje prenete rendgenske fotone u električni signal, koji se potom digitalno obrađuje. Ovi detektori se sastoje iz scintilatora cezijum-jodida (CsI) koji apsorbuje fotone i prevodi ih u vidljivu svetlost koja je proporcionalna intenzitetu upadnih fotona [8, 9]. Nakon toga se vidljiva svetlost detektuje nizom fotodioda amornog silicijuma (a-Si) i transformiše u električni signal koji se pretvara u digitalnu vrednost preko niza tankoslojnih tranzistora (engl. *Thin-Film Transistor*) i analogno-digitalnog pretvarača da bi se dobila digitalna CBCT slika u tonovima sive skale [8, 9].

3.1.3. Rekonstrukcija slike

Na 4.7. su prikazani elementi digitalne slike, koja se sastoji od niza individualnih elemenata slike-piksela, gde je svaki piksel reprezentovan numeričkom vrednošću. Vrednost svakog piksela je povezana sa linearnim atenuacionim koeficijentom za odgovarajući zapreminski element-voksel tkiva.



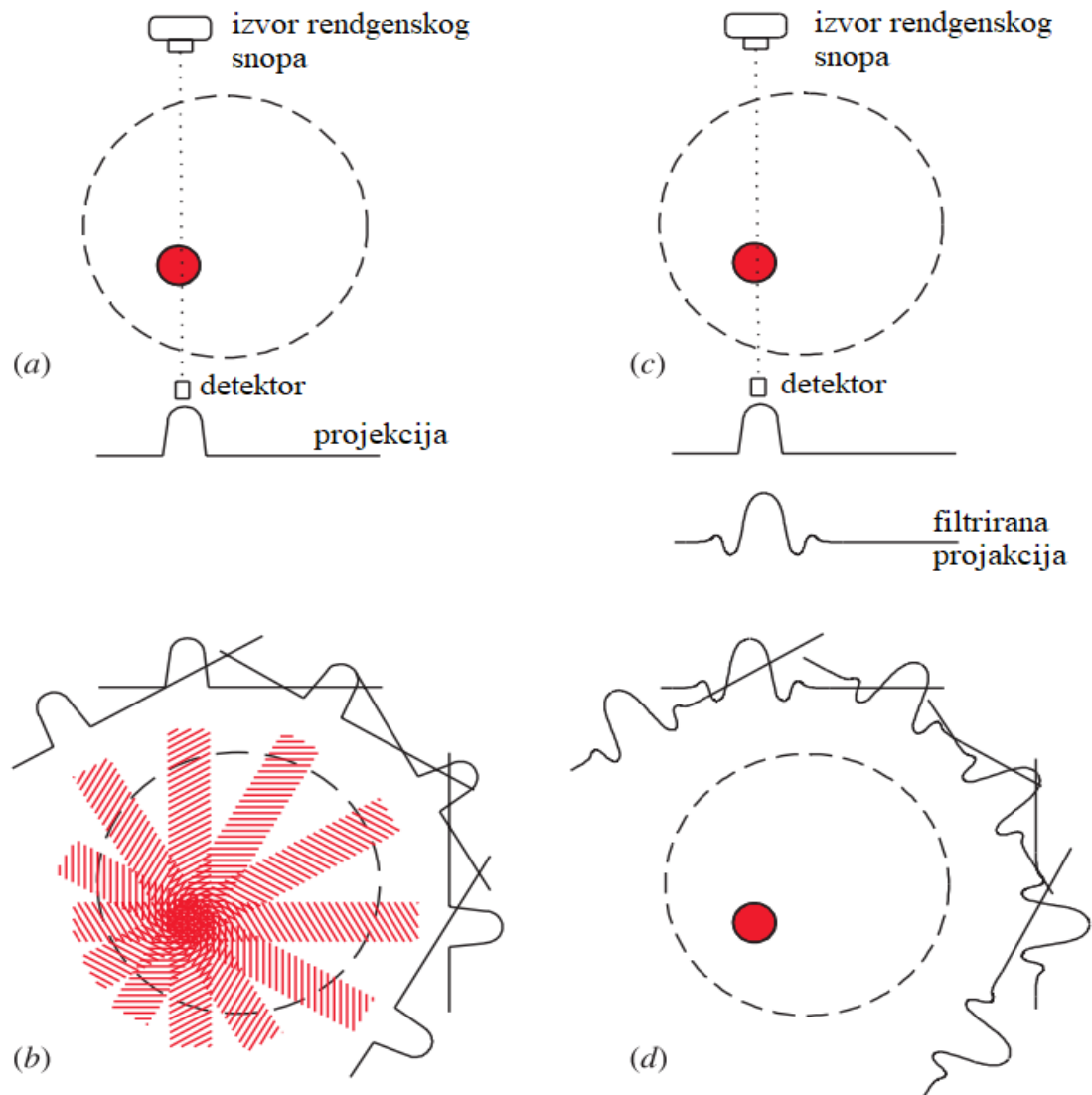
Slika 3.7. Prikaz dvodimenzionog elementa slike – piksela i zapreminskog elementa tkiva – voksel [12]

Uzimajući u obzir da se danas standardna CBCT slika sastoji od najmanje 512 redova gde se svaki sastoji od 512 piksela, odnosno kvadratne matrice 512×512 sa ukupno 262 144 piksela. Toliko puta je potrebno odrediti vrednosti linearnog atenuacionog koeficijenta μ , da bi se dobila jedna dvodimenziona slika, odnosno jedan presek kao na Slika 3.7.

Za najjednostavniji slučaj, šematski se može prikazati kao na Slika 3.8. (a), gde se dobijena projekcija može iskazati jednačinom 4.2. i predstavlja informaciju samo u jednoj dimenziji. Da bi se dobila slika, potrebno je tu projekciju prevesti u sliku i to se postiže metodom jednostavne projekcije unazad (engl. *simple back-projection*), tako što se dodeli jednaka vrednost piksela koja doprinosi projekciji. Uzimajući u obzir da se skeniranje kod standardnog CT-a, a tako i kod CBCT-a vrši iz mnogo uglova, jednostavnom projekcijom unazad bi imali slučaj kao na Slika 3.8. (b). U tom slučaju, imamo sliku koja predstavlja skenirani objekat ali je zamućena i tada nam pomaže metoda filtrirane projekcije unazad (engl. *filtered back-projection*), pomoću koje dobijamo realističniju sliku (Slika 3.8. (c) i (d)).

Kada je u pitanju rekonstrukcija CBCT slike, najčešće se koristi Feldkamp-Davis-Kress (FDK) algoritam da bi se rekonstruisala trodimenzionalna slika objekta. Međutim, poslednjih godina se pojavila i metoda iterativne rekonstrukcije slike, čiji se algoritam sastoji

iz statističke rekonstrukcije sa naprednim korekcijama za rasejanje, kako bi se dobio bolji kvalitet slike [13].



Slika 3.8. Rekonstrukcija slike pomoću jednostavne ((a) i (b)) i filtrirane projekcije unazad ((c) i (d)) [14]

Konačno, CBCT slika koja se dobija, kao i CT slika se prikazuje u sivim tonovima preko CT brojeva, predstavljenih jednačinom koja povezuje CT broj i odgovarajući linearni atenuacioni koeficijent:

$$CT_{broj} = \frac{\mu_{materijala} - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} \cdot 1000 \quad (3.3.)$$

CT broj se izražava u *Hounsfield* jedinicama, čija je vrednost za vodu 0 HU, za vazduh -1000 HU.

3.2. Kvalitet CBCT slike

3.2.1. Karakteristike kvaliteta CBCT slike

Na samom početku isticanja karakteristika CBCT slike, važno je spomenuti da ne postoji slika koja tačno predstavlja objekat [2]. Slika je prikaz merenja sa svojom pridruženom greškom, koja pravi razliku između realnog objekta i objekta na slici. Kontrast, prostorna rezolucija, šum i artefakti su četiri glavna faktora koja utiču na kvalitet medicinske slike, u ovom slučaju i CBCT slike. Međutim na kvalitet CBCT slike znatno utiče i nepoželjno rasejano zračenje.

Važno je napomenuti da za razliku od standardne radiografije, da su CT i CBCT slike matematička (kompjuterska) rekonstrukcija, što rekonstrukcione algoritme čini značajnim delom imidžing sistema kada je u pitanju kvalitet slike. Odnosno, rekonstrukcioni algoritmi mogu poboljšati kvalitet slike pri istim parametrima skeniranja, kao što je to slučaj sa iterativnim rekonstrukcionim algoritmom. Dakle, kada se i parametri skeniranja promene u cilju smanjenja doze za pacijenta, kvalitet slike može biti isti kao i pre promena parametara.

U nastavku poglavlja biće objašnjeni najznačajniji faktori koji utiču na kvalitet slike i kako utiču na njega.

3.2.1.1. Šum

Kada posmatramo vrednosti piksela CBCT slike homogenog fantoma, uočava se da te vrednosti nisu identične, već dolazi do varijacije u vrednosti piksela. Do varijacije dolazi zbog prirode rendgenskog zračenja i tada se ta varijacija u pikselima naziva kvantni šum. U slučaju kada nema rendgenskog zračenja, a sistem ipak uhvati neki signal, tada je taj signal elektronski šum. Može se reći da šum zavisi od prirode rendgenskog zračenja i interakcije sa materijom, ali i detektorskog sistema, što ga čini jedinstvenim za svaku sliku.

Šum slike je povezan sa brojem fotona koji dođu do detektorskog sistema. Na broj fotona utiče struja rendgenske cevi i vreme skeniranja i to proporcionalno, što znači da ako se struja ili vreme skeniranja povećaju za neki iznos isto toliko će se povećati i broj fotona, a time će se smanjiti šum. Povećavanjem napona na cevi rendgenskog izvora takođe se povećava broj fotona koji prodiru kroz pacijenta i dolaze do detektora, što takođe smanjuje šum. Međutim, treba imati na umu, da povećavanje broja fotona dovodi i do veće doze za pacijenta.

Matematički gledano, šum predstavlja standardnu devijaciju regije od interesa na slici homogenog fantoma, dok razlika između prosečne vrednosti piksela u delu regije od interesa i standardne devijacije okolne regije predstavlja odnos signal-šum (engl. *Signal to Noise Ratio*-SNR). Svrha ovog merenja se ogleda u tome da se osigura da nivo šuma nije previsok, što znači da time nije ugrožena ni vidljivost struktura na slici.

3.2.1.2. Kontrastna rezolucija

Kontrast CBCT slike nastaje zbog različitih linearnih atenuacionih koeficijentata tkiva, koji se na slici prikazuje kao različiti CT brojevi. Kontrast predstavlja mogućnost razlikovanja različitih vrednosti CT brojeva, što omogućava razlikovanje različitih tipova tkiva. Drugim rečima, kontrastna rezolucija ili rezolucija niskog kontrasta predstavlja mogućnost razlikovanja signala od njegove okoline.

U slučaju da objekat ima veću vrednost masenog atenuacionog koeficijenta biće lakše uočljiv, nego objekat koji ima manju vrednost atenuacionog koeficijenta. Na primer, razlika na slici između kosti i mišića je značajna zbog razlike u masenim atenuacionim koeficijentima pomenutih tkiva ($\mu/\rho_{\text{kost}}=0.22\text{cm}^2/\text{g}$, $\mu/\rho_{\text{mišić}}=0.18\text{cm}^2/\text{g}$ za energiju fotona od

80 keV [15] (pristupila 01.07.2023). Pored svojstva tkiva, na kontrast slike prvenstveno utiče šum slike i veličina objekta. Ako je šum manji, kontrast je bolji, odnosno biće lakša vizuelizacija objekta ako je slika jasnija, ako je objekat manji biće ga teže uočiti. Međutim, kontrast slike zavisi i od nivoa prozora i širine prozora prikaza CT brojeva.

Matematički gledano, odnos između razlike prosečne vrednosti piksela u delu regije od interesa i prosečne vrednosti okolne regije, i standardne devijacije okolne regije predstavlja odnos kontrast-šum (engl. *Contrast to Noise Ratio*-CNR). Svrha ovog merenja se ogleda u tome da se osigura dovoljan nivo kontrasta i da time nije narušena vidljivost struktura sličnih atenuacionih koeficijetana na slici.

3.2.1.3. Prostorna rezolucija

Prostorna rezolucija je mogućnost razlikovanja malih, blisko raspoređenih objekata na slici. Odnosno, prostorna rezolucija se odražava kroz sposobnost prenosa detalja, što znači da ako je veća prostorna rezolucija biće prikazano više detalja na slici.

Kako bi dva objekta bila odvojeno prikazana na slici, detektor mora biti u mogućnosti da prepozna razmak između njih, ali i veličina slike mora biti takva da prepozna razmak između njih. To znači da na prostornu rezoluciju utiče konstrukcija detektora, ali i veličina piksela i matrice slike. Ukoliko je manja veličina detektora i manji razmak između susednih detektora to je bolja prostorna rezolucija, jer će fotoni koji dođu do detektora stvoriti precizniju sliku intenziteta fotona u prostoru. Kada se intenziteti koje detektorski sistem identifikuje prenese na sliku, bitno je da je veličina piksela bude što manja da bi se preciznije preveo intenzitet snopa sa detektorskog sistema na sliku. Ukoliko je matrica slike veća to će i detalji biti bolje prikazani.

Na prostornu rezoluciju utiče još i broj projekcija i veličina vidnog polja (engl. *Field Of View*-FOV). Ako se poveća broj projekcija povećaće se i prostorna rezolucija. Ukoliko se smanji veličina vidnog polja prostorna rezolucija će biti bolja, jer se time smanjuje udeo rasejanog zračenja [16].

3.2.1.4. Artefakti

Artefakti predstavljaju vizualizovanu strukturu na slici koji ne predstavljaju pravu strukturu skeniranog objekta. Kako slika objekta nastaje usled skeniranja tog objekta pomoću uređaja za skeniranje i rekonstrukcionog algoritma koji primenjuje softver u cilju dobijanja slike, onda se može zaključiti i da artefakti nastaju usled neslaganja između stvarnih fizičkih uslova merenja i pojednostavljenih matematičkih pretpostavki koje se koriste za rekonstrukciju.

Da bi se što više izbegli, neophodno je da se sprovede adekvatan postupak instalacije, obrati pažnja na elektronske komponente, servisiranje i da se redovno vrši kalibracija imidžing sistema [17].

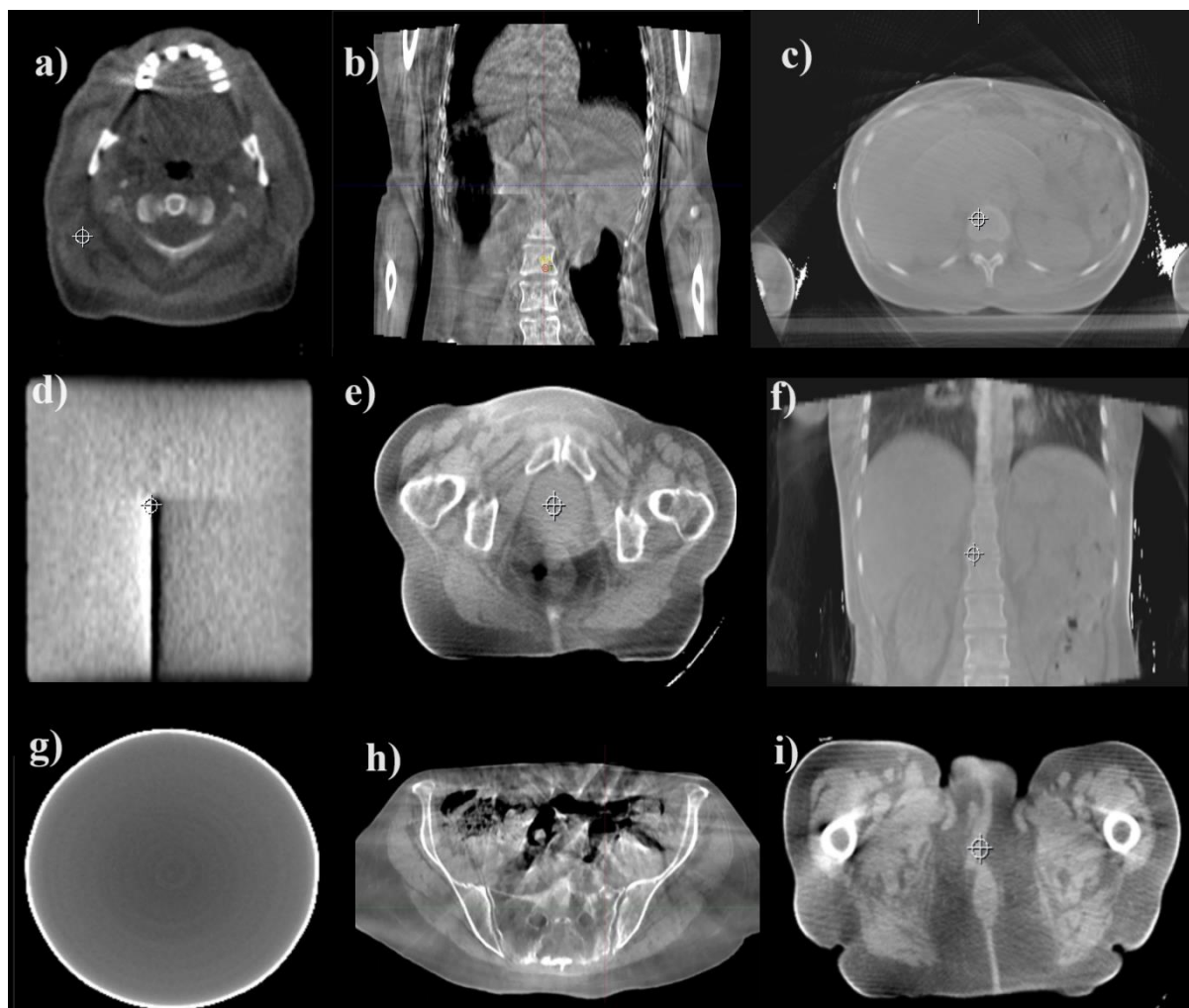
U zavisnosti od uzroka koji izaziva stvaranje artefakta, oni se mogu grubo podeliti na artefakte koji nastaju zbog:

- a) osobina snopa rendgenskog zračenja- tu spada tzv. *beam hardening* koji nastaje zbog apsorpcije niskoenergijskog snopa kroz objekat što se rezultuje kao senčenje slike (Slika 3.9.i)) i *cupping* artefakt koji rezultuje razliku između centra i periferije kod uniformnog objekta (Slika 3.9.g))
- b) osobina vezanih za pacijenta- tu spadaju artefakti nastali zbog kretanja objekta pri čemu nastaju duple konture artefakta (Slika 3.9.b))), artefakti nastali zbog metalnih delova u objektu (Slika 3.9.a)) pri čemu nastaju zvezdasti artefakti i

artefakti nastali u slučaju da je pacijent van FOV-a pri čemu nastaju prugasti artefakti kao i senčenje slike (Slika 3.9.c) i f));

c) osobina skenera- tu spadaju kružni i geometrijski artefakti koji nastaju zbog neispravnosti ili nekalibrisanog detektorskog elementa pri čemu nastaju koncentrični prstenovi ili pruge (Slika 3.9.c, d) i e)), nedovoljnog uzorkovanja koji se prezentuje kao fine linije usredsređene na oštru ivicu (Slika 3.9.f));

d) kvantnog šuma i rasejanja- tu spadaju rasejanje što izaziva prugaste artefakte i senčenje (Slika 3.9.h) i i)), efekat eksponencijalnog gradijenta ivica koji se pojavljuje na oštroj ivici sa visokom kontrastom u odnosu na susednu strukturu (Slika 3.9.h)).



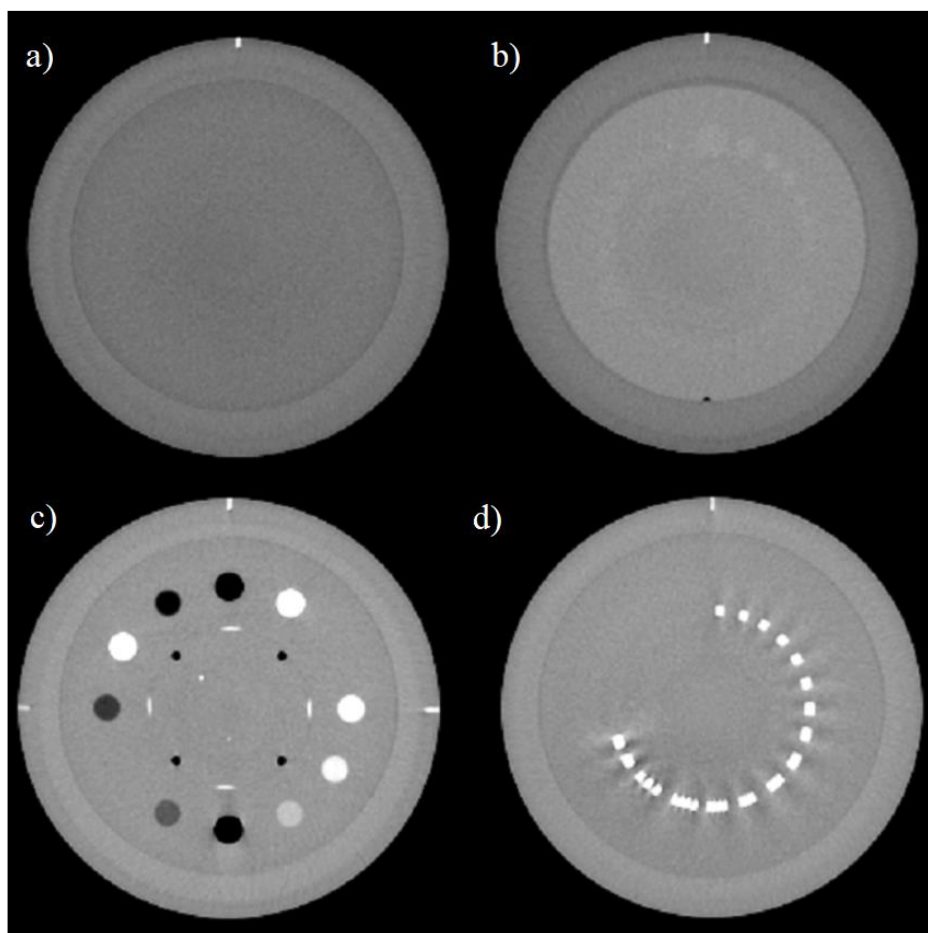
Slika 3.9. CBCT artefakti

3.2.2. Određivanje kvaliteta slike

Opšte je poznato, da kod imidžing sistema koji koriste jonizujuće zračenje u cilju stvaranje slike, kao što je to slučaj i kod CBCT imidžing sistema značajan balas između kvaliteta slike i doze koju primi pacijent. Zbog toga je kvalitet slike od ogromnog značaja kod takvih procedura. Kvalitet slike se može odrediti preko merenja određenih karakteristika koje utiču na kvalitet slike, ali i preko statističkih metoda analize podataka kao što je analiza vizuelnog ocenjivanja karakteristika (engl. *Visual Grading of Characteristics -VGC*). Najzastupljeniji metod je određivanje kvaliteta slike pomoću fantoma koji se sastoji iz modula koji su konstruisani tako da ispituju faktore koji utiču na kvalitet slike. Analiza

vizuelnog ocenjivanja karakteristika je značajna kada se u razmatranje dovode klinički značajni podaci.

Na Slika 3.10. su prikazani preseki pomoću koji se određuje uniformnost, šum, kontrast, rezolucija niskog kontrasta, linearnost CT brojeva, funkcija modulacije (engl. *Modulation Transfer Function* -MTF), geometrija i prostorna rezolucija. Uniformnost se određuje na preseku prikazanom na Slika 3.10. a) kao maksimalno procentualno odstupanje između izmerenih vrednosti u regiji na periferiji i u centralnog regiji slike. Na istom preseku, se određuje i šum kao standardna devijacija centralnog dela slike. Kontrast se određuje na preseku prikazanom na Slika 3.10. b) kao najmanji vidljivi dijametar na 1% kontrasta. Razolucija niskog kontrasta se određuje na preseku prikazanom na Slika 3.10. c) kao razlika između očekivanih vrednosti i izmerenih vrednosti za polistiren i LDPE. Na istom preseku se određuje i linearnost CT brojeva vazduha, akrila, delrina, polistirena, PMP, LDPE, hidroksiapatita i teflona preko merenja CT brojeva. Prostorna rezolucija određena preko funkcije prenosa modulacije MTF se, takođe, može odrediti na preseku prikazanom na Slika 3.10. c). Na istom preseku se može odrediti i geometrijska distorzija preko merenja razmaka između inserta tačno definisane udaljenosti. Rezolucija niskog kontrasta se određuje na preseku prikazanom na Slika 3.10. d) kao najveći broj vidljivih parova linija.



Slika 3.10. Određivanje kvaliteta CBCT slike: a) uniformnost i šum, b) kontrast, c) rezolucija niskog kontrasta, linearnost CT brojeva, MTF i geometrijska distorzija, d) prostorna rezolucija

4. Dozimetrija jonizujućeg zračenja

Dozu koju primi pacijent od imidžing sistema se može jednoznačno odrediti ukoliko se izmeri neka od definisanih fizičkih veličina koje su povezane sa efektom koje to zračenje čini materiji, odnosno pacijentu [18].

U nastavku poglavlja će biti sumirane dozimetrijske veličine, osobine jonizacionih komora, kao i određivanje doze od imidžing sistema.

4.1. Dozimetrijske veličine

Ako smatramo da je snop monoenergetski, jedan način da se opiše snop bi bio da se odredi broj tih fotona/čestica, dN , koji bi prošli površinu dA , na određenom uglu snopa. Odnos broja tih fotona/čestica dN i površine poprečnog preseka sfere dA se naziva fluens Φ i izražava se preko formule [19]:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (4.1.)$$

Merna jedinica je m^{-2} .

Količina energije dE koja prolazi jedinicu površine dA se naziva energijski fluens Ψ i izražava se preko formule [19]:

$$\Psi = \frac{dE}{dA} = \frac{dN \cdot h\nu}{dA} \quad (4.2.)$$

Merna jedinica je J/m^2 .

Količina energije koja se izgubi po jedinici puta duž puta te čestice se opisuje kao linearna zaustavna moć S , i izražava se preko formule [19]:

$$S = -\frac{dE}{dx} \quad (4.3.)$$

Merna jedinica je: J/m ili češće $keV/\mu m$ ili MeV/cm , dok se masena zaustavna moć izražava kao [19]:

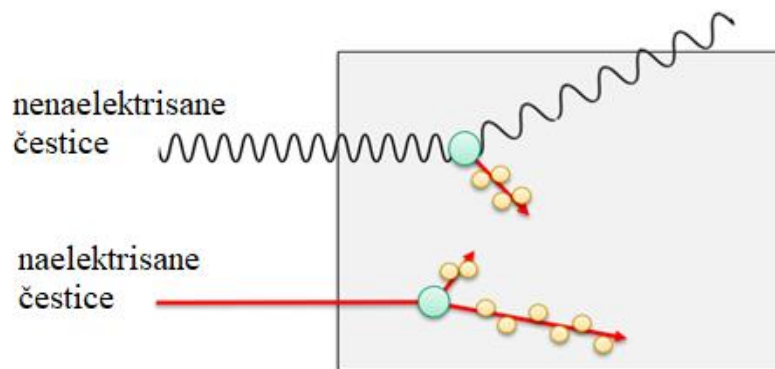
$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx} \quad (4.4.)$$

gde je ρ gustina materijala, dE je srednja energija koju naelektrisana čestica izgubi prilikom prelaska udaljenosti dx u materijalu gustine ρ . Merna jedinica je $MeV \text{ cm}^2/g$. Masena zaustavna moć ne zavisi od agregatnog stanja materije kroz koji prolazi zračenje. Masena zaustavna moć može da se izrazi kao suma komponenata masene kolizione zaustavne moći, masene radijacione zaustavne moći i masene nuklearne zaustavne moći, kao [19]:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dx} \right)_{jon} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dx} \right)_{kol} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dx} \right)_{nuk} \quad (4.5.)$$

U prethodnom poglavlju je opisano kako fotoni rendgenskog zračenja interaguju sa materijom. Prilikom tih procesa dolazi do stvaranja elektrona koji potom dalje interaguju sa materijom, i tada energija elektrona može da se pretvara ili odlaže u materiji sa kojom interaguje. Dozimetrijske veličine koje opisuju ove procese se mogu predstaviti kao dozimetrijske veličine koje opisuje konverziju energije i dozimetrijske veličine koje opisuju depozit energije. Konverzija energije podrazumeva transfer energije sa jonizujućeg zračenja na sekundarne čestice, dok depozit energije podrazumeva deponovanje energije u materiji.

Ovi procesi se slikovito mogu prikazati kao na Slika 4.1., gde je prikazana interakcija nenaelektrisanih čestica i naelektrisanih čestica sa materijom. Plavom tačkom je označena konverzija energije, dok je žutom tačkom označen depozit energije jonizujućeg zračenja materiji sa kojom interaguje. Dozimetrijske veličine koje opisuje konverziju energije su: kerma, cema i ekspoziција; dok deponovanje energije opisuje dozimetrijske veličine: depozit energije, preneti energija i apsorbovana doza.



Slika 4.1. Prikaz konverzije energije i depozita energije materiji

Kerma K predstavlja srednju kinetičku energiju predanu sa nenaelektrisanih čestica (npr. fotoni i neutroni) na naelektrisane čestice (npr. elektroni) u zapremini mase dm . Merna jedinica je J/kg ili Gy i definiše se formulom [19]:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \Phi E \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (4.6.)$$

gde je Φ fluens nenaelektrisanih čestica energije E , μ_{tr}/ρ je maseni atenuacioni koeficijent transfera energije materijala za te čestice i Ψ energijski fluens nenaelektrisanih čestica. Kada je u pitanju transfer energije sa fotona na elektrone može doći do kolizione interakcije, odnosno jonizacije i radijacione interakcije, odnosno zakočnog zračenja, tako da se kerma može podeliti na dve komponente- jonizacionu (kolizionu) kermu i radijacionu kermu.

Ekspoziција X predstavlja ukupno naelektrisanje dQ svih jona jednog znaka proizvedenih u vazduhu, kada se svi elektroni ili pozitroni proizvedeni od strane fotona u masi dm vazduha potpuno zaustave u njemu [19].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (4.7.)$$

Merna jedinica je C/kg.

Cema C predstavlja srednju energiju izgublenu u interakcijama jonizacije u masi dm od strane neelektrisanih čestica, osim sekundarnih elektrona i definiše se formulom [19]:

$$C = \frac{dE_{jon}}{dm} = \Phi E \left(\frac{S_{jon}}{\rho} \right) \quad (4.8.)$$

gde je S_{jon}/ρ masena jonizaciona zaustavna moć materijala za naelektrisane čestice energije E . Merna jedinica je J/kg ili Gy.

Depozit energije ε_i je energije deponovana u jednoj interakciji i i definiše se formulom [19]:

$$\varepsilon_i = \varepsilon_u - \varepsilon_n + Q \quad (4.9.)$$

gde je ε_u energija upadnog jonožujućeg zračenja (usključujući energiju mirovanja), ε_n je zbir energija svi naelektrisanih čestica koje izlaze iz interakcije (isključujući energiju mirovanja), Q je promena energije mirovanja jezgra i svih elementarnih čestica koje su uključene u interakciju (ako je $Q > 0$ dolazi do smanjenja energije mirovanja, ako je $Q < 0$ dolazi do povećanja energije mirovanja). Merna jedinica je J.

Preneta energija ε , materiji u datoj zapremini, je zbir svih energijskih depozita u zapremini i definiše se formulom [19]:

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i \quad (4.10.)$$

Merna jedinica je J.

Apsorbovana doza D predstavlja srednju energiju prenetu masi dm od strane jonizujućeg zračenja i definiše se formulom [19]:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (4.11.)$$

Merna jedinica je J/kg ili Gy. Apsorbovana doza je veličina koja je primenljiva i kod indirektnog i kod direktnog jonizujućeg zračenja, odnosno nenaelektrisanih i naelektrisanih čestica, respektivno.

U slučaju kada važi da fotoni napuste zapreminu dV i da se sekundarni elektroni apsorbuju u toj tački (ili da postoji ravnoteža naelektrisanih čestica sekundarnih elektrona), apsorbovana doza D u medijumu je povezana sa fluensom Φ elektrona u medijumu na sledeći način:

$$D_{med} = \Phi_{med} \left(\frac{S_{jon}}{\rho} \right)_{med} \quad (4.12.)$$

gde je $(S_{jon}/\rho)_{med}$ neograničena jonizaciona zaustavna moć medijuma.

U slučaju da svaka naelektrisana čestica date vrste i energije koja izlazi iz zapremine V bude zamenjena identičnom česticom koja ulazi u zapreminu V i da tada važi:

$$R_{ulazi} = R_{izlazi}$$

tada se može reći da postoji ravnoteža naelektrisanih čestica u zapremini V , odnosno energija koju unose i odnose naelektrisane čestice je jednaka. Uslov da postoji ravnoteža naelektrisanih čestica je značajan jer povezuje merljivu veličinu, apsorbovanu dozu, i veličinu koja se može izračunati, jonizacionu kermu prema:

$$D = K^{jon} = \Phi \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \bar{E}_{ab} = \Psi \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right) \quad (4.13.)$$

gde je μ_{ab}/ρ je maseni koeficijent apsorpcije energije.

4.1.1. Teorija šupljina

U cilju određivanja apsorbovane doze u nekom medijumu, prvobitno je potrebno uneti detektor u taj medijum. Međutim, kako detektori nisu od istog materija kao i medijum, dolazi do narušavanja strukture medijuma. To znači da doza očitana detektorom nije jednoznačna kao i doza u medijumu. U svrhu prevođenja doze koju očitava detektor i doze u medijumu razvijena je teorija šupljina.

Prva razvijena teorija šupljine je bila Brag-Grejeva teorija šupljine, koja je pružila vezu između apsorbovane doze u detektoru i apsorbovane doze u medijumu u kome se nalazi detektor. Uslovi za koju ona važi su takvi da:

- i. šupljina mora biti mala u poređenju sa dometom naelektrisanih čestica koje upadaju u nju, tako da njeno prisustvo ne remeti fluens naelektrisanih čestica u medijumu i
- ii. je apsorbovana doza u šupljini nastala samo naelektrisanim česticama koje prolaze kroz nju i da se interakcije nanaelektrisanih čestica u šupljini zanemaruju [20].

Pod ova dva uslova, doza u medijumu D_{med} je povezana sa dozom u šupljini D_{sup} preko [20]:

$$D_{med} = D_{sup} \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{sup}^{med} \quad (4.14.)$$

gde je $(\bar{S}/\rho)_{med, sup}$ je odnos usrednjenih neograničenih masenih zaustavnih moći medijuma i šupljine.

Proširena postavka Brag-Grejeve teorije je Spenser-Atiksova teorija, koja računa i nastanak sekundarnih elektrona i njihovo zaustavljanje unutar šupljine. Kod ove teorije važe sve postavke Brag-Grejeve teorije, ali se odnos usrednjenih neograničenih masenih zaustavnih moći medijuma i šupljine menja zbog računanja sekundarnih elektrona. Apсорbovana doza u medijumu D_{med} se može izračunati preko formule [20]:

$$D_{med} = D_{sup} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{sup}^{med} \quad (4.15.)$$

gde je $(\bar{L}/\rho)_{med, sup}$ je odnos usrednjenih ograničenih masenih zaustavnih moći medijuma i šupljine.

Brag-Grejeva i Spenser-Atiksova teorija važi kada su u pitanju male šupljine, međutim kada je u pitanju velika šupljina gde je uticaj zida zanemarljiv, primanjuje se Burlinova teorija šupljina. Uslovi za koje važi ova teorija su da:

- i. postoji ravnoteža naelektrisanih čestica u svim tačkama medijuma i šupljine i
- ii. da je sastav medijuma i šupljine sličan [10].

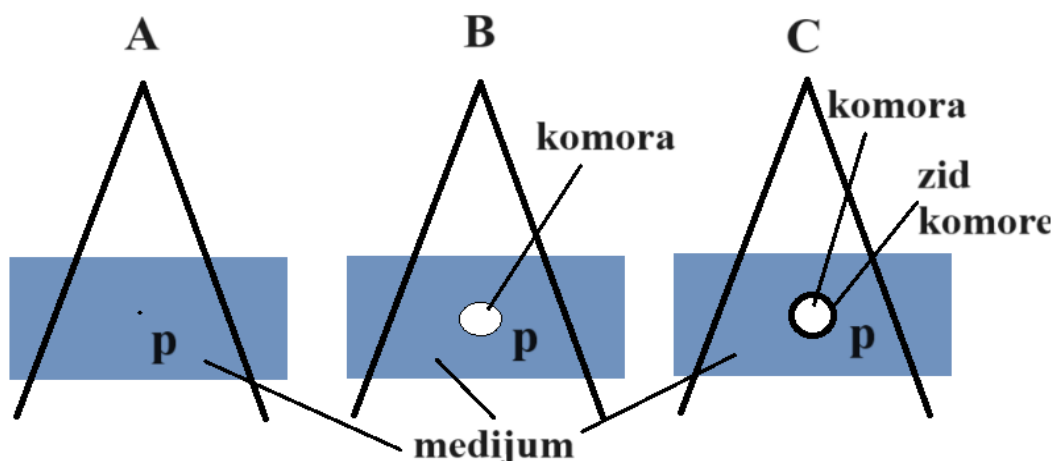
Tada važi sledeća relacija između doze u šupljini D_{sup} i doze u medijumu D_{med} [10]:

$$\frac{D_{sup}}{D_{med}} = d \cdot \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med}^{sup} + (1 - d) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med}^{sup} \quad (4.16.)$$

gde je d parametar koji povezuje veličinu šupljine (1 je za male šupljine, a 0 za velike šupljine), $(\bar{S}/\rho)_{sup, med}$ je odnos usrednjenih neograničenih masenih zaustavnih moći šupljine i medijuma, $(\mu_{en}/\rho)_{sup, med}$ je srednji odnos masenog apsorpcionog koeficijenta za šupljinu i medijum.

4.1.2. Određivanje apsorbovane doze

Prilikom određivanja apsorbovane doze nekog izvora jonizujućeg zračenja, potreban nam je medijum u kojem se određuje doza i dozimetar da kvantifikuje tu dozu. Najčešći medijum u radioterapijskoj praksi je voda, dok je najčešći dozimetar jonizaciona komora. Na Slika 4.2. je šematski prikazano određivanje apsorbovane doze u tački P u vodi.



Slika 4.2. Određivanje apsorbovane doze u medijumu pomoću jonizacione komore

U slučaju A, je prikazan medijum koji je izložen zračenju i tačka P u kojoj želimo odrediti dozu. U cilju određivanja apsorbovane doze u medijumu prvobitno je potrebno uneti detektor u taj medijum, što predstavlja slučaj B. Kako je gore rečeno, prilikom određivanja doze najčešći detektor koji se koristi je jonizaciona komora, koja se sastoji iz zida i šupljine čiju unutrašnjost ispunjava vazduh, što znači da se treba izmeriti jonizacije koje se stvore pri prolasku jonizujućeg zračenja kroz medijum, odnosno vazduh jonizacione komore. U tom slučaju doza u vazduhu će se odrediti preko formule:

$$D_{vazduh} = \frac{Q}{m_{vazduha}} \quad (4.17.)$$

gde je W srednja energija potrebna da se stvori jonski par u gasu. Ovako ćemo dobiti dozu absorbovanu u gasu. Uzimajući u obzir da se jonizaciona komora sastoji od šupljine koju čini vazduh i koju oblaže zid komore, što predstavlja slučaj pod C. Kada je debljina zida veća nego domet elektrona u njemu, tada važi da elektroni koji prođu kroz šupljinu budu stvoreni u zidu a ne u medijumu, što znači da je postignut elektronski ekvilibrijum i tada važi jednačina 17. Doza u zidu se može dobiti preko:

$$D_{zid} = D_{vazduh} \bar{S}_{vazduh}^{zid} \quad (4.18.)$$

gde je \bar{S}_{vazduh}^{zid} odnos srednjih zaustavnih moći u zidu i vazduhu. Tako da se doza u zidu može izračunati na sledeći način:

$$D_{zid} = \frac{Q}{m_{vazduh}} W \bar{S}_{vazduh}^{zid} \quad (4.19.)$$

Kada sagledamo celokupnu situaciju u kojoj je uspostavljen elektronski ekvilibrijum gde važi jednačina 16, doza u medijumu se može izračunati na sledeći način:

$$D_{med} = \frac{Q}{m_{vazduh}} W \bar{S}_{vazduh}^{zid} \left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \right)_{zid}^{med} \quad (4.20.)$$

Gore navedene formule važe za slučaj da je ispunjen elektronski ekvilibrijum, odnosno za idealne slučajeve. Međutim u praksi idealna slučaj ne postoji, zbog čega je potrebno uračunati korekzione faktore koji koriguju odstupanje od idealnog slučaja. Tako da dozu u medijumu konačno računamo preko sledeće jednačine:

$$D_{med} = \frac{Q}{m_{vazduh}} W \bar{S}_{vazduh}^{zid} \left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \right)_{zid}^{med} k \quad (4.21.)$$

gde k predstavlja korekzione faktore koji uračunavaju korekciju na: zamenu zapremine vode sa zapreminom šupljine komore (za jonizacione komore), odziv jonizacione komore zbog razlike u materiju zida komore, odziv jonizacione komore zbog centralne elektrode tokom merenja u fantomu, odziv jonizacione komore zbog fluensa elektrona u vodi i šupljini komore [6].

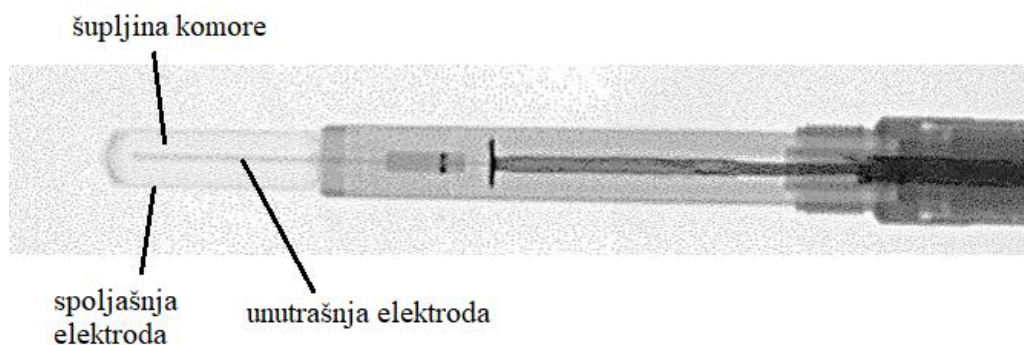
4.2. Jonizaciona komora

U radioterapiji, najčešće korišćeni detektor je jonizaciona komora, koja se sastoji od zida komore i vazdušne šupljine koja sadrži centralnu elektrodu. Kako je jedan deo ovog rada merenje apsorbovane doze kilovoltaznog snopa, korišćene su cilindrične jonizacione komore tipa Farmer i Semiflex, koje su prikazane na Slika 4.3. (dole i sredina, respektivno). Pored ova dva tipa jonizacionih komora, korišćena je još i komora DCT10-MM za merenje CBDI vrednosti (Slika 4.3. gore)



Slika 4.3. Jonizacione komore koje su korišćene prilikom merenja, DCT10-MM (gore), Semiflex (sredina) i Farmer (dole) komora

Jonizaciona komora je gasni detektor i radi na principu sakupljanja naelektrisanja. Za fotonski snop, kada upadni fotoni interaguju u medijumu koji okružuje komoru i nastali sekundarni elektroni koji putuju kroz vazduh šupljine nastavljaju da jonizuju molekule vazduha. Naelektrisanje koje se oslobađa prilikom ovih jonizacija sakuplja centralna (unutrašnja) elektroda, a razlika potencijala između spoljašnje i centralne elektrode uzrokuje usmereno kretanje naelektrisanja do centralne elektrode. Na Slika 4.4. je prikazana radiografska slika jonizacione komore, gde se vidi spoljašnja i unutrašnja elektroda. Očitavanje prikupljenog naelektrisanja iz jonizacione komore se očitava pomoću elektrometra. Spoljašnji omotač komore je napravljen od materijala koji ima mali atomski broj, kao što je to grafit, dok je centralna elektroda napravljena najčešće od aluminijuma.



Slika 4.4 Radiografski prikaz cilindrične jonizacione komore

Svaki dozimetar ima određene karakteristike koje je važno uzeti u obzir prilikom dozimetrijskih merenja, a to su: visoka tačnost i preciznost, linearnost signala sa dozom u širokom opsegu, mala ili nikakva zavisnost od jačine isporučene doze, nezavisnost od energije upadnog snopa, nezavisnost od pravca snopa, visoka prostorna rezolucija i definisane fizičke dimenzije detektora, ponovljivost upotrebe [18]. Nemoguće je da dozimetar zadovoljava navedene sve karakteristike, zbog toga je pravilan izbor detektora za određenu vrstu merenja izuzetno značajan.

Kako bi se navedene karakteristike detektora proverile, kao i održavale na adekvatnom nivou, potrebno je redovno vršiti kontrolu kvaliteta detektora. Jonizacione komore koje se koriste u kliničkoj praksi treba da ispunjavaju preporuke od Međunarodne Elektrotehničke Komisije (engl. *International Electrotechnical Commission-IEC*) prema IEC 60731 dokumentu [21], a u zavisnosti od merenja i preporuke od Međunarodne agencije za atomsku energiju [22, 23].

4.3. Dozimetrija CBCT imidžing sistema

Doza koju primi pacijent od CBCT imidžing procedura u radioterapiji je uglavnom zanemarena, jer je doza koju primi pacijent tokom radioterapijskog tretmana mnogo veća. Međutim, tu dozu od imidžinga ne treba zanemariti, već je potrebno voditi računa o tome kolika je ta količina doze, kao i njeno beleženje u istoriji pacijenta.

Doza od CBCT imidžinga se može odrediti indirektnim ili direktnim merenjem ili pak pomoću Monte Carlo simulacija [24, 25]. Indirektnim putem CBCT doza se određuje preko doznog indeksa u cilindričnim fantomima, kao što je CBDI. Dok se direktnim putem CBCT doza određuje preko in-vivo merenja najčešće pomoću TLD dozimetara ili u antropomorfnim fantomima pomoću jonizacionih komora.

Kada je u pitanju merenje doze koju primi pacijent tokom medicinskih procedura, potrebno je da ta merenja budu tačna, dosledna i slediva do primarnog standarda, što je standardni zahtev u radioterapijskim merenjima. Isto tako je potrebno postupiti kada je u pitanju i merenje doze od CBCT imidžing u radioterapiji.

4.3.1. CBDI formalizam

Najčešće korišćena veličina koja opisuje dozu kod CT je dozni indeks kompjuterizovane tomografije (engl. *Computed Tomography Dose Index-CTDI*). Ovaj indeks predstavlja prosečnu apsorbovanu dozu tokom CT procedure, a zbog sličnosti između CT i CBCT može se definisati dozni indeks konusnog snopa (engl. *Cone Beam Dose Index-CBDI*).

U slučaju kada se meri CBDI vrednost preko jonizacione komore od 100 mm (u dužini) u centru cilindričnog fantoma i u četiri različite pozicije na periferiji fantoma udaljenih 90° od jednog do narednog merenja i ako se računa preko sledeće formule [26]:

$$CBDI_w = \frac{1}{3}CBDI_{centar} + \frac{2}{3}CBDI_{periferija} \quad (4.22.)$$

onda je reč o „otežanoj“ (engl. *weighted*) CBDI vrednosti i ona će se koristiti u daljem delu ovog rada. Najčešće veličine fantoma koje se koriste prilikom merenja CBDI vrednosti su fantom od 16 cm koji reprezentuje čovekovu glavu ili dečije telo, dok fantom od 32 cm reprezentuje torzo čoveka (grudni deo, abdomen i pelvični deo).

Zbog Evropske direktive 2013/59 [27] koja zahteva obavezno beleženje i izveštavanje o dozi tokom svih procedura u medicini, proizvođači su dužni da za svaku CT proceduru, pa tako i za CBCT imidžing, prikažu CBDI vrednost. Iako ova veličina ne prikazuje realnu apsorbovanu dozu koju primi pacijent tokom neke procedure, zbog usaglašenog načina merenja CBDI vrednosti, ona se koristi kao veličina za izveštavanje o dozi po proceduri.

4.3.2. Formalizam merenja apsorbovane doze u radioterapiji za kV energije

Apsorbovana doza predstavlja najznačajniju mernu veličinu u radioterapiji, s obzirom da je to veličina koja je blisko povezana sa biološkim efektima zračenja. Doza koju primi pacijent u radioterapiji treba da bude što tačnije isporučena, zbog čega je bitno da kalibracija linearnih akceleratora bude konzistentna i slediva do primarnog standarda. To se postiže korišćenjem protokola kao što su protokol Međunarodna agencije za atomsku energiju *Code of Practice TRS 398* [22], protokol Američkog udruženja medicinskih fizičara za referentnu dozimetriju kV snopa [28, 29], ali i kalibracijom merne opreme koja pruža sledivost do primarnog standarda.

Određivanje apsorbovane doze u vodi za kV snop srednjih energija, gde je napon cevi od 80 kV pa naviše, se vrši merenjem pomoću jonizacione komore na referentnoj dubini od 2 g/cm² u vodenom fantomu prema sledećoj formuli [22]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{K,Q_0} [(\mu_{en}/\rho_{w,air})]_{Q_0} p_{Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (4.23.)$$

gde je M_Q očitavanje dozimetra, N_{K,Q_0} kalibracioni faktor u vazduhu za kvalitet snopa Q_0 , $[(\mu_{en}/\rho_{w,air})]_{Q_0}$ je maseni koeficijent apsorpcije energije za vodu i vazduh za kvalitet snopa Q_0 , a p_{Q_0} je korekcionni faktor koji uračunava: efekat razlike u spektru na odziv komore za poziciju komore tokom kalibracije u vazduhu i na referentnoj dubini u vodi, zamena vode vazduhom i materijalom zida komore, uticaj baze komore na odziv komore u vodi i u vazduhu, uticaj na odziv komore vodootpornog sloja, a k_{Q,Q_0} je faktor specifičan za komoru koji ispravlja razliku između referentnog kvaliteta snopa Q_0 i stvarnog kvaliteta snopa korisnika Q [22]. Ovako dobijena vrednost predstavlja apsorbovanu dozu u referentnoj tački u odsustvu jonizacione komore za mereni snop.

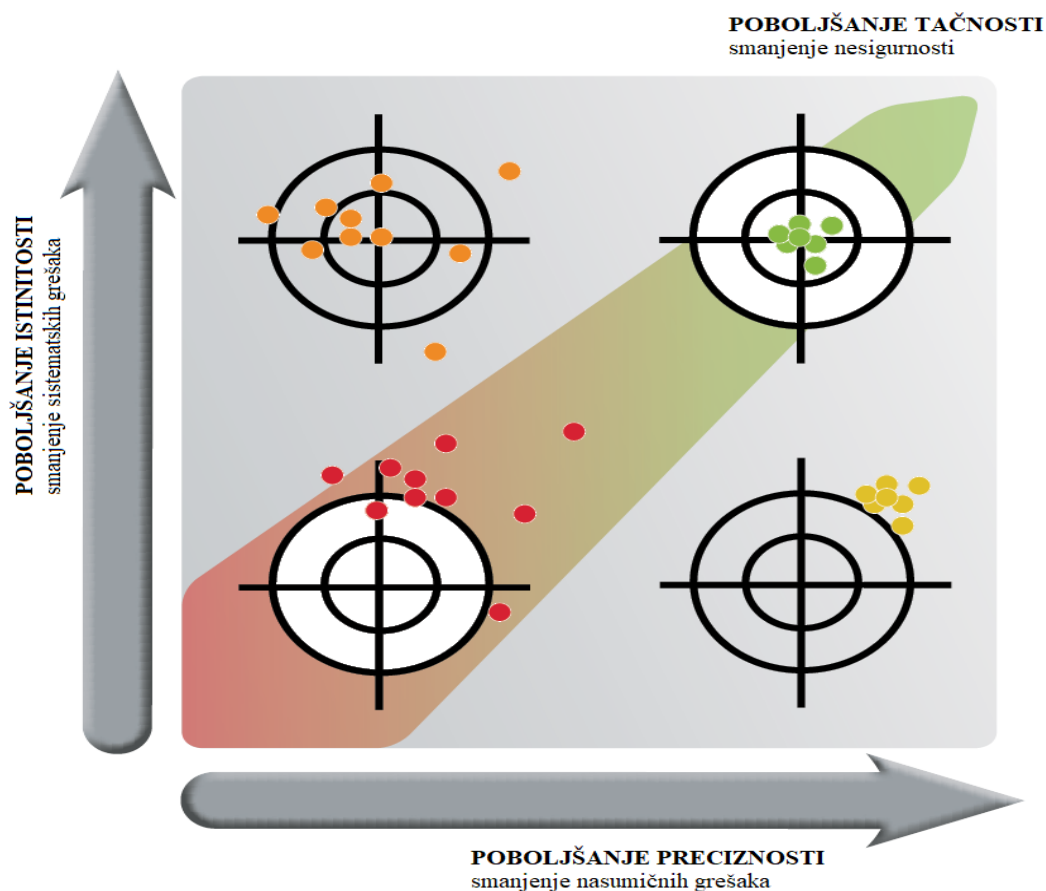
4.3.3. Monte Karlo simulacije

Monte Karlo simulacija predstavlja najprecizniji i najtačniji metod koji se danas koristi za teorijske kalkulacije u dozimetriji i zbog toga je idealna alatka za evaluaciju doze isporučene pomoću CBCT. Na ovaj način je moguće odrediti dozu u slučaju gde nije moguće postaviti detektor, u našem slučaju to je pacijent. Dozu je moguće odrediti u bilo kojoj lokaciji u simuliranom okruženju. Prethodnih godina kodovi MC validovani su i za kV energije. Za modelovanje kV snopa kod naših CBCT sistema korišćen je GEANT4 kod.

5. Menadžment osiguranja kvaliteta u radioterapiji

U prvom poglavlju je bilo reči o kompleksnosti radioterapijskog tretmana, kao i o zadacima članova radioterapijskog tima. Svaki pojedinac u timu ima značajan uticaj na ishod celog procesa radioterapijskog tretmana, zbog čega je potrebno da su zaduženja i odgovornosti za svakoga dobro definisane i da se vodi računa o njima. Svaki korak u procesu rada zahteva potrebnu preciznost i tačnost u izvođenju, ali i konzistentnost, sve u cilju dobijanja neophodne lokalne kontrole bolesti uz minimalne komplikacije. Zbog svega ovoga, adekvatno uspostavljeno osiguranje kvaliteta za svaki korak radioterapijskog tretmana je neophodno, jer se time smanjuju moguće nesigurnost, greške, ali i verovatnoća mogućih akcidenata. Osiguranje kvaliteta omogućava pouzdano međusobno poređenje rezultata između različitih radioterapijskih centara, obezbeđujući ujednačeniju i tačniju dozimetriju i isporuku tretmana [20].

Međutim, treba imati na umu da se greške dešavaju, tako da je ustvari, razlika između tretmana koji donosi benefit i štetnog tretmana mala, zbog čega je potreban visok nivo tačnosti u svakom koraku radioterapijskog tretmana. Da bi se poboljšala tačnost, potrebno je poboljšati istinitost i preciznost radioterapijskog tretmana, što je šematski prikazano na Slika 5.1, gde je prikazano kako smanjenje grešaka doprinosi poboljšanju istinitosti i preciznosti, koje sumarno dovode do smanjenja nesigurnosti, a time i poboljšanja tačnosti radioterapijskog tretmana. To znači da visok nivo tačnosti dovodi do kvalitetnijeg radioterapijskog tretmana, a time onda i do bezbednijeg radioterapijskog tretmana.



Slika 5.1. Definicija tačnosti

Osiguranje kvaliteta (engl. *Quality Assurance*- QA) u radioterapiji predstavlja sve one postupke koji obezbeđuju doslednost lekarskog recepta i sigurno ispunjenje tog recepta u pogledu doze u ciljanoj zapremini, zajedno sa minimalnom dozom u normalnom tkivu, minimalnom izlaganju osoblja i odgovarajućim praćenjem pacijenta pri određivanju krajnjeg rezultata lečenja [20]. Cilj programa osiguranja kvaliteta se ogleda u tome da se svaki pojedinačni korak održi u okviru prihvatljivih granica tolerancije, što zahteva veoma pažljiv pristup unutar svakog koraka procesa rada.

Svaka ustanova treba da ima svojstveni program osiguranja kvaliteta koji poštuje međunarodne preporuke i on treba da bude formiran tako da se izbegnu sve greške i neželjeni događaji do kojih može doći u toj ustanovi. Greške i neželjeni događaji koji se mogu desiti u radioterapiji uključuje svaki deo procesa radioterapijskog tretmana od pripreme za radioterapijski tretman, preko delineacije mete, izrade plana, do isporuke, kao i kalibracije i održavanje svih aparata i sve opreme koji su uključeni u radioterapijski tretman. Većina neposrednih uzroka slučajnog izlaganja je povezana sa nedostatkom adekvatnog osiguranja kvaliteta ili neuspehom u njegovoj primeni, ali i zbog ljudskih grešaka izazvanih nepažnjom, nedostatkom znanja, preteranog samopouzdanja, pritiska zbog vremena, nedostatka resursa i loše komunikacije između članova radioterapijskog tima [20]. Zbog svega gore navedenog je bitno naglasiti značaj sveobuhvatnog osiguranja kvaliteta u radioterapiji za svaki deo procesa rada, ali i adekvatne edukacije osoblja i međusobnog funkcionisanje istih, bi u konačnom, to dovelo do preciznijeg, tačnijeg i sigurnijeg radioterapijskog tretmana.

5.1. Prijemno testiranje, puštanje u rad i osiguranje kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji

Početna tačka u radioterapiji jeste obezbeđivanje odgovarajućeg tretmana za pacijenta, što počinje sa procedurom nabavke odgovarajuće opreme. Prilikom nabavke bitni su zahtevi i specifikacije željene opreme. Nakon same kupovine sledi adaptacija prostora. Zatim instalacija, prijemno testiranje (eng. *Acceptance Testing*), puštanje u rad (eng. *Commissioning*) i osiguranje kvaliteta kupljene opreme. Takođe, značajno je spomenuti da je potrebna i odgovarajuća obuka za svo osoblje koje rukovodi opremom.

Kvalifikovani medicinski fizičar čini deo tima prilikom određivanja zahteva i specifikacija opreme za radioterapijski tretman, koji uključuje linearni akcelerator kao i svu propratnu opremu potrebnu za dalje pravilno funkcionisanje radioterapijskog tretmana. Zatim, učestvuje prilikom određivanja adaptacije prostora vezano za zaštitu od jonizujućeg zračenja, kao i nadgledanje izgradnje prostora i instalacije opreme. Prijemno testiranje linearnog akceleratora izvodi kvalifikovani inženjer zajedno sa kvalifikovanim medicinskim fizičarom. Puštanje u rad i osiguranje kvaliteta je zaduženje za kvalifikovanog medicinskog fizičara, što je i najzahtevni deo posla.

Prijemno testiranje osigurava da su specifikacije sadržane prilikom nabavke ispunjene i da je okolina bez zračenja, kao i da nema električnih opasnosti za osoblje i pacijente [20]. Opšte pravilo je da se prijemno testiranje radi samo jednom nakon instalacije, kao i prilikom nekih većih nadogradnji i popravki sistema. Kada je u pitanju imidžing sistem linearnog akceleratora, glavni cilj prijemnog testiranja je verifikacija komponenti, konfiguracija, funkcionalnost, sigurnost i performanse sistema u odnosu na specifikacije opisane u dokumentaciji testiranog sistema proizvođača [30]. U procedure prijemnog testiranja imidžing sistema spadaju [30]:

- i. Verifikacija i instalacija imidžing sistema - potrebno je da je svaki deo imidžing sistema pravilno instaliran i funkcionalan i da su svi imidžing parametri konzistentni kao što su napon, struja, vreme ekspozicije i drugo.
- ii. Razmatranje zaštite i dizajna prostorije - pre same kupovine je potrebno razmotriti o sigurnosti zaštite i dizajna prostorije.
- iii. Sigurnosna i mehanička konfiguracija - potrebno je da sistemi za zaštitu i otkrivanje sudara budu funkcionalni.
- iv. Geometrijska kalibracija - važno je proveriti sve komponente sistema koje utiču na proveru položaja pacijenta, kao na primer, koincidencija kV i MV izocentra.
- v. Tačnost registracije i korekcije - potrebno je da imidžing sistem precizno registruje lokalizaciju pacijenta i mete.
- vi. Kvalitet slike – potreban je adekvatan kvalitet slike, koji zavisi od njegove namene.

Gore navedene procedure su definisanje specifikacijom proizvođača i one su obavezan deo prijemnog testiranja i svaka ustanova mora imati dokumentaciju koja pokazuje rezultate tog testiranja.

Puštanje u rad predstavlja opis performansi opreme u čitavom njegovom radnom opsegu [20]. Rezultati dobijeni komisioniranjem čine osnovna merenja za uspostavljanje kriterijuma za kliničku primenu aparata, kao i osnovne kriterijume osiguranja kvaliteta istog tog aparata. Kod imidžing sistema linearnog akceleratora, glavni cilj puštanja u rad je određivanje imidžing parametara za optimalan kvalitet slike i tačnost registracije i korekcije za različite anatomske regije i utvrđivanje potencijalnih ograničenja imidžing sistema [30]. Određivanje doze koju doprinosi imidžing je takođe važan deo koji treba da se izvrši pre kliničke primene. U procedure puštanja u rad imidžing sistema spadaju [30]:

- i. Razvoj imidžing protokola - potrebno je da imidžing protokoli budu prilagođeni anatomske regiji i zahtevima tretmana.
- ii. Ograničenja imidžinga i doza – potrebno je razumeti i identifikovati potencijalna ograničenja za svaku imidžing proceduru, kao i izvršiti evaluaciju doze.

U sklopu imidžing sistema, proizvođač obezbedi nekoliko različitih protokola kao i parametre vezane za dozu koju bi primio pacijent prilikom specifičnog imidžing protokola. Međutim ne postoji obaveza, proizvođača niti ustanove, da se izvrše gore navedene procedure vezane za puštanja u rad imidžing sistema.

Kako je već nekoliko puta spomenuto, tok rada radioterapije je izuzetno kompleksan prevashodno zbog kompleksnosti aparata i opreme koji se koriste, zbog čega je neophodno sprovesti dobar program redovnog osiguranja kvaliteta aparata i sve opreme. Program osiguranja kvaliteta aparata i opreme zahteva detaljno opisivanje pravila i procedura osiguranja kvaliteta, testova kontrole kvaliteta, učestalost, toleranciju, nivo akcije, potrebnu evidenciju i osoblje [20]. Procedure osiguranja kvaliteta kod imidžing sistema linearnog akceleratora su dizajnirane tako da obezbede da imidžing sistem, uključujući hardver i softver, funkcionišu bezbedno i ponovljivo, kao i da rade kako je to bilo pri prijemnom testiranju i puštanju u rad [30]. Kada je u pitanje ostala oprema, najznačajnije je redovno proveravati ispravnost jonizacionih komora kojima se vrši kalibracija snopa, gde pored redovnih kalibracija akreditovanih laboratorija, treba proveriti i parametre koje preporučuje Međunarodna Elektrotehnička Komisija za medicinsku opremu prema protokolu IEC 60731 [21]. S obzirom da se merenje apsorbirane doze zasniva na korišćenju jonizacione komore, kontrola kvaliteta prema malopre navedenom protokolu se redovno sprovodi u našoj ustanovi kao što je i prikazano u radu Marjanović i saradnika [31]. Pored redovne kontrole kvaliteta,

jonizacione komore podležu, takođe, redovnoj kalibraciji Sekundarne Standardne Dozimetrijske Laboratorije (u Srbiji to je Laboratorija „Zaštita“- INN Vinča).

Kontrola kvaliteta je regulatorni postupak kroz koji se mere stvarne performanse kvaliteta u poređenju sa postojećim standardima, kao i radnje neophodne za održavanje ili ponovno usklađivanje sa standardima [20]. Program kontrole kvaliteta radioterapijskih aparata i opreme treba da bude sačinjen od niza testova konstruisanih u zavisnosti od realne potrebe u radioterapijskom centru. Na umu treba imati tehničke mogućnosti da se sprovedu određeni testovi, kao i stručno osoblje koje bi sprovodilo testove, ali i vreme potrebno da se svi testovi sprovedu a da se pri tome ne remeti dnevni tretman pacijenata. Program kontrole kvaliteta uključuje periodična merenja određenih parametara pomoću namenskih alata i fantoma. Izveštaji kao što su AAPM 142 [32], AAPM 179 [33], i drugi [24, 26, 34, 35], uključuju preporuke za parametre kontrole kvaliteta imidžing sistema, kao i frekvenciju merenja i kriterijume prihvatljivosti ili nivo tolerancije. Svaka klinika bi trebala da definiše dnevne, mesečne i godišnje testove kontrole kvaliteta imidžing sistema, po nacionalnom pravilniku i/ili međunarodnim preporukama primenljivim u njihovoj situaciji. Informacije dobijene tokom prijemnog testiranja i puštanja u rad imidžing sistema se mogu koristiti kao osnovne referentne vrednosti. Kontrola kvaliteta imidžing sistema treba da obuhvati testove za proveru:

- i. sigurnosti i rada sistema - koji uključuje proveru sigurnosnog sistema (eng. *interlock system*), sistema za zaštitu od sudara (eng. *touchgard system, collision detection system*) i vizuelnu proveru oštećenja i proveru svetala upozorenja, provera rada imidžing sistema
- ii. geometrijske tačnosti i stabilnosti sistema – koji uključuju proveru koincidencije kV i MV izocentra, proveru registracije slike i tačnosti pomeranja stola (pozicioniranja i repositioniranja), geometrijska kalibracija sistema
- iii. kvaliteta slike – koji uključuje proveru uniformnosti, prostorne rezolucije, kontrastne rezolucije, geometrijske rezolucije i proveru linearnosti CT brojeva (ako se slike koriste za planiranje)
- iv. radnih karakteristika (parametara) – koji uključuju proveru tačnosti i ponovljivosti napona, vreme ekspozicije, radijacionog izlaza, debljinu poluslabljenja, usaglašenost zračnog i osvetljenog polja, položaj centralnog zraka i granične rezolucija i
- v. dozu – koji uključuje tačnost i ponovljivost CDBI vrednosti predefinisanih imidžing parametara.

Učestalost gore navedenih testova treba obrnuto da odgovara stabilnosti ispitivanih parametara, to znači da parametri koji su stabilniji ređe će se proveravati, a to se zasniva i na iskustvu rada sa opremom. Minimalna učestalost različitih testova zavisi od: verovatnoće nastanka kvara, šanse da se kvar dogodi, a da se isti neće primetiti tokom tretmana, ozbiljnost mogućih posledica neprimetnog kvara, kao i verovatnoća ovih posledica kao rezultat kvara.

Pored vrste testa i njegove učestalosti izvođenja, svaki test treba da ima definisanu toleranciju i nivo akcije. Kolika će biti tolerancija zavisi od vrste imidžing sistema, to jeste specifikacije proizvođača, zatim čemu služi taj test u procesu radioterapijskog tretmana, kao i tehnici radioterapijskog tretmana, jer od toga zavisi preciznost tretmana. Takođe je bitno da merna oprema sa kojom će se test sprovoditi daje najbolju moguću procenu kvaliteta. Nivo akcije je uglavnom dva puta veći od tolerancije. Svaki test treba da bude u nivou tolerancije. Međutim ako to nije slučaj, već je rezultat testa između tolerancije i nivoa akcije, potrebno je ispratiti uslove merenja koji mogu dovesti do takvog rezultata, zatim ponoviti test i ako se

nakon ponovljenog testa rezultat nalazi izvan tolerancije potrebno je izvršiti korekciju. U slučaju da je test izvan nivoa akcije, odmah se zaustavlja klinička upotreba i zahteva se hitna korekcija.

S obzirom da je imidžing ključna metoda pri ostvarivanju veće preciznosti i istinitosti radioterapijskog tretmana, to kontrolu kvaliteta imidžing sistema i ostale opreme, takođe, čini ključnim. Savremena radioterapija je zbog svega navedenog, neodrživa bez medicinskog fizičara pa i u smislu održivosti kvaliteta imidžinga u radioterapiji.

EKSPERIMENTALNI DEO

Imidžing sistemi u radioterapiji karakterišu se visokoj tačnosti, preciznosti i kvalitetu slika dobijenih za relativno kratko vreme, pri čemu pacijent treba da primi što je moguće manju dozu. Kako bi se ovakav kvalitet održao, potrebno je implementirati dobru kontrolu kvaliteta, kao i optimizaciju imidžing sistema. Odnosno, potrebno je proveravati da li je ispravnost svakog dela aprata (u ovom slučaju, imidžing sistema) u propisanoj granici i načiniti optimizaciju imidžing sistema kako kroz adekvatan odabir odnosa doza-kvaliteta CBCT imidžinga, tako i kroz njegov celokupan protokol koji pored navedenog obuhvata i frekvenciju, vrstu akvizicije, metod registracije i drugo.

Eksperimentalni deo obuhvata metodologiju rada, rezultate i diskusiju, kontrolu kvaliteta imidžing sistema, merenja apsorbovanih doza i kontrolu kvaliteta slike CBCT imidžing sistema u radioterapiji kao i optimizaciju CBCT imidžing protokola. Jednostavnije rečeno, eksperimentalni deo se sastoji iz tri odvojena dela.

U prvom delu biće predstavljen menadžment osiguranja kvaliteta u radioterapiji, u čije sklopu će biti navedeni i ispitani testovi kontrole kvaliteta imidžing sistema dva različita tipa linearnih akceleratora, odnosno dva različita tipa imidžing sistema.

Drugi deo podrazumeva merenje apsorbovane doze i kontrolu kvaliteta slike CBCT imidžing sistema kod dva različita imidžing sistema, za protokole tri različite anatomske regije: regiju glave i vrata, torkalnu i pelvičnu regiju. Takođe, za navedene anatomske regije je urađena i Monte Karlo simulacija doze od imidžing sistema.

Treći deo podrazumeva optimizaciju CBCT imidžing protokola, na osnovu prethodno izmerenih apsorbovanih doza i doznih indeksa, preko procene apsorbovane doze za pacijenta na osnovu tih merenja. Sa posebnim naglasnom na doprinos CBCT imidžing doze za decu i mlade pacijente, kada je u pitanju kraniospinalna radioterapija.

Svaki od ovih delova predstavlja bitnu komponentu u ostvarivanju kvalitetnijeg i sigurnijeg radioterapijskog tretmana za pacijenta.

6. Metodologija rada

Sva merenja su urađena na Elekta Versa HD 1 (SN 153913), Versa HD 2 (SN 153916) (Elekta AB, Stockholm, Švedska) i Varian TrueBeam (SN 194084) i VitalBeam (SN 193985) (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, SAD) linearnim akceleratorima i njihovim imidžing sistema na Institutu za onkologiju Vojvodine. Imidžing sistemi ova dva proizvođača su različiti i oni će biti opisani u nastavku ovog poglavlja.

Nakon opisa imidžing sistema sledi metodologija eksperimentalnog dela disertacije.

Kako je prethodno spomenuto, eksperimentalni deo se sastoji iz tri odvojena dela:

1. kontrola kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji,
2. apsorbovana doza i kontrola kvaliteta slike CBCT imidžing sistema u radioterapiji,
3. optimizacija CBCT imidžing protokola.

Prvo će biti opisana metodologija kontrole kvaliteta oba imidžing sistema sa njihovom frekvencijom, tolerancijom, kao i vremenom koje je potrebno da se test izvrši. Zatim, će biti opisana metodologija merenja apsorbovane doze u tri različita antropomorfna fantoma, takođe za oba imidžing sistema, kao i kontrola kvaliteta kliničkih CBCT protokola za tri različite anatomske regije. Pored direktnog merenja apsorbovane doze, urađena je i Monte Karlo simulacija doze, koja će takođe biti prikazana u ovom delu.

Poslednji deo obuhvata metodologiju optimizacije CBCT imidžinga na osnovu merene apsorbovane doze u antropomorfnim fantomima i merenju CDBI vrednosti za nekoliko različitih CBCT imidžing protokola, preko procene apsorbovane doze za pacijenta na osnovu tih merenja. Na samom kraju će biti prikazana optimizacija CBCT imidžing sistema na kliničkom primeru, koji obuhvata i optimizaciju za decu i mlade pacijente.

6.1. Vrste imidžing sistema na Institutu za onkologiju Vojvodine

6.1.1. Elekta Versa HD linearni akcelerator - XVI sistem



Slika 6.1. Elekta Versa HD linearni akcelerator

XVI sistem (eng. X-ray Volume Imaging) je imidžing sistem koji je integrisan sa Elekta Versa HD linearnim akceleratorom (Elekta AB, Švedska) i sastoji se iz sistema za isporuku kV snopa, ravnog detektora i kompjuterskog sistema pomoću kog se upravlja celim XVI sistemom (Slika 6.1.). kV cev stvara fotonski spektar u opsegu od 70 kV do 150 kV, koji se nalazi 100 cm od izocentra. kV izvor je smešten u kućište koje se nalazi $+90^\circ$ u odnosu na terapijski snop, dok je sa suprotne strane je smešten amorfni silicijumski detektor. Izocentar kV imidžing sistema se poklapa sa izocentrom MV sistema, kao i sa mehaničkim izocentrom linearnog akceleratora. kV izvor se nalazi +100 cm od izocentra, dok se kV detektor nalazi -53.6 cm od izocentra. U kućištu pored kV izvora se ručno smeštaju kolimacione kasete i

dodatni filteri (



Slika 6.2.), koji koriguju kV snop. Kolimaciona kasetta je sačinjena od olovnog lima sa otvorom određenog oblika, veličine i položaja, koji kV snop postavlja na tačnu aksijalnu dužinu polja i vidnog polja [7]. U Tabela 6.1. su navedene karakteristike kolimacionih kasetta, koje poseduje ovaj imidžing sistem, dok je nominala širina zračnog polja u pravcu levo-desno od izocentra 27.67 cm.



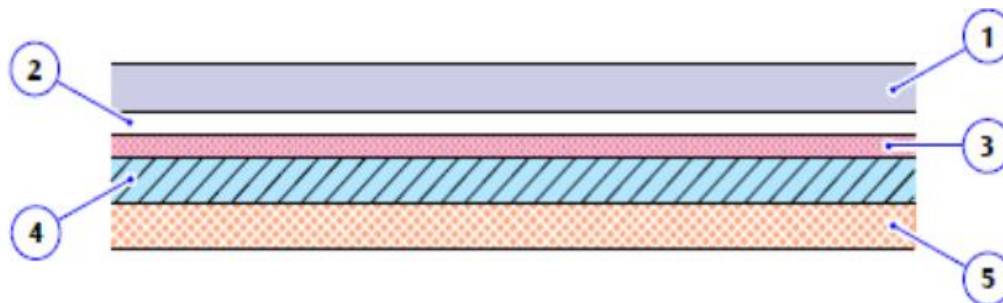
Slika 6.2. Kolimacione kasete (levo i sredina) i filter (desno)

Primarna filtracija rendgenske cevi je 6.8 mm Al (aluminijuma). XVI sistem podržava dva tipa dodatnih filtera, F0 i F1. F0 filter je prazan filter i nema uticaja na kV snop, dok je F1 filter tzv. *bowtie* filter koji poboljšava kvalitet slike i smanjuje dozu za pacijenta.

Tabela 6.1. Karakteristike kolimacionih kasetta XVI sistema

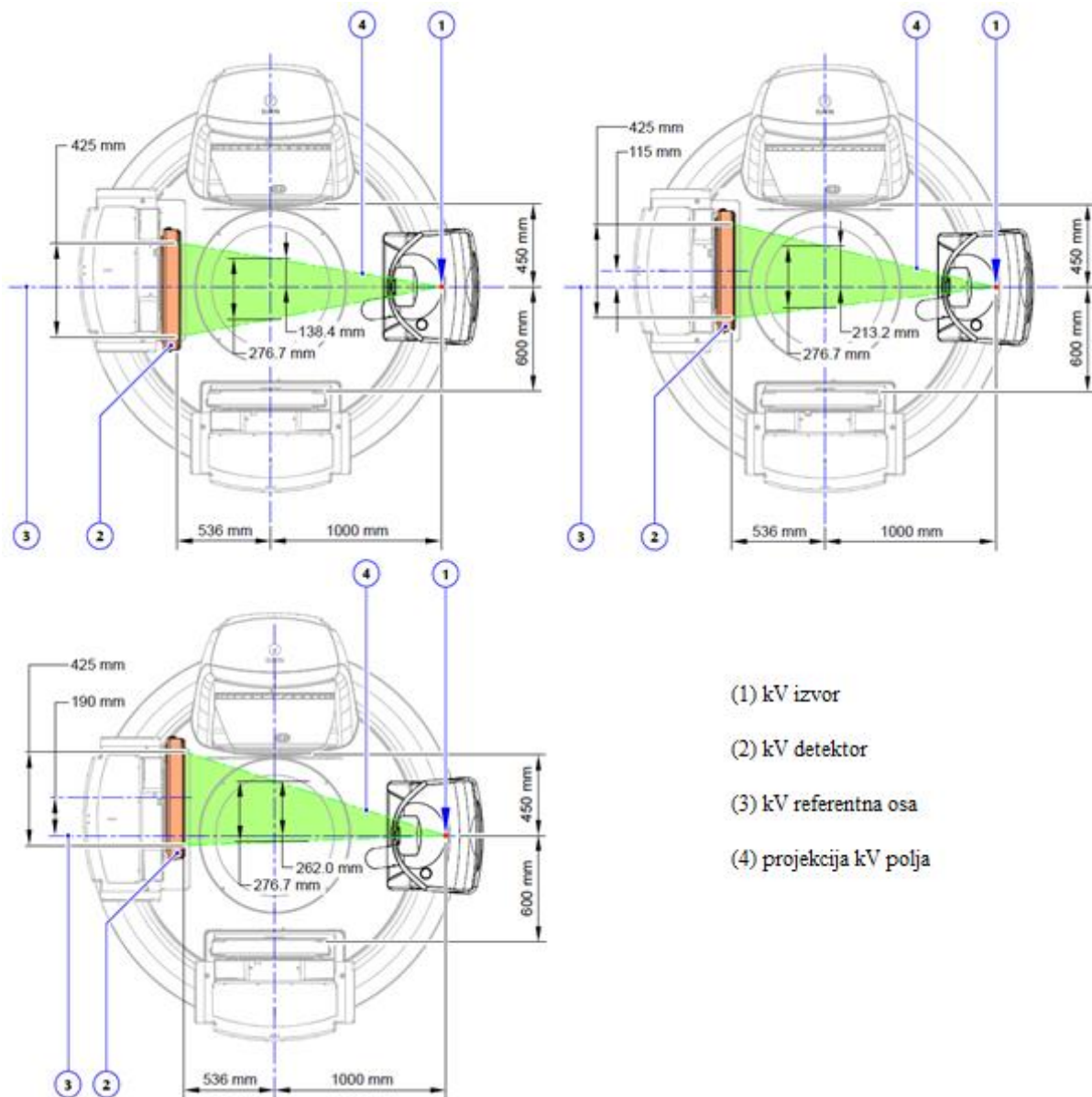
Oznaka	Veličina polja u izocentru-dužina (cm)	Odgovarajuće vidno polja
2	3.52 3.65	srednje veliko
10	13.54 14.32	malo i srednje veliko
20	27.67	Sva
15	17.85	srednje

Panel kV detektora je *Perkin Elmer Amorphous Silicon* (a-Si), čije je presek prikazan na Slika 6.3. i sastoji se od aluminijskog gornjeg poklopca, prostora od vazduha, aluminijske potporne ploče, ploče scintilatora-cezijum jodid i niza fotodioda amorfno silicijuma [7]. Njegova rezolucija je 1024×1024 piksela, 16-bit slika, sa veličinom panela od 41×41 cm (približno 26×26 cm u izocentru).



Slika 6.3. Presek kV detektora, koji se sastoji iz: (1) aluminijskog gornjeg poklopca, (2) prostora od vazduha, (3) aluminijske potporne ploče, (4) ploče scintilatora-cezijum jodid i (5) niza fotodioda [7]

XVI sistem može da radi sa tri vidna polja: malo (eng. *small-S*), srednje (eng. *medium-M*) i veliko (eng. *large-L*). Kod malog vidnog polja, centar kV snopa je u liniji sa centrom detektora i simetričan je u odnosu na osu izocentra, kao što je prikazano na slici 13. Kada se koristi postavka sa malim vidnim poljem, maksimalna veličina dijametra je 27 cm. Kod srednjeg i velikog vidnog polja, detektor se lateralno pomera za 11.5 cm i 19 cm, respektivno. U tom slučaju, kV snop nije simetričan sa osom izocentra. Kada se koristi postavka sa srednjim i velikim vidnim poljem, maksimalna veličina dijametra je 41 cm i 50 cm, respektivno. Različite veličine dijametra ukazuju na to da se u zavisnosti od veličine pacijenta može odabrati odgovarajuće vidno polje.



Slika 6.4. Postavke XVI sistema u zavisnosti od veličine vidnog polja: malo (gore levo), srednje (gore desno) i veliko (dole) [7]

XVI sistem može da radi u tri imidžing tehnike:

- *PlanarViewTM* - je osnovna imidžing tehnika i to je akvizicija 2D projekcije objekta, gde se dobija statična planarna slika,
- *MotionViewTM* - je akvizicija seta 2D projekcija objekta u realnom vremenu, gde se dobija skup kontinuiranih planarnih slika u toku odabranog vremenskog perioda,
- *VolumeViewTM* - je akvizicija mnogo projekcija sa različitih uglova gentrija, gde se rekonstrukcijom dobija set 3D zapreminske slike - CBCT.

Pored ova tri načina akvizicije postoji još i *SymmetryTM* funkcija koja pored *VolumeViewTM* načina akvizicije uključuje i disajni ciklus tokom nekog vremenskog perioda i pomoću rekonstrukcije se dobija set 4D zapreminske slike. Kalibracija, akvizicija, obrada i rekonstrukcija slike, kao i registracija slika i korekcija lokalizacije se postiže pomoću jedne XVI aplikacije.

Imidžing sistem poseduje i zaštitu od udaraca kako bi se sprečila povreda pacijenata i korisnika, kao i sprečavanja oštećenja opreme. Ako se aktivira ovaj sistem, zaustavlja se svako pomeranje i zračenje.

U kliničkoj praksi kod Elekta linearnog akceleratora, kada je u pitanju CBCT skeniranje, postoje četiri glavna protokola, i to za: regiju glave i vrata, torakalnu regiju, regiju velike i male karlice. Svaki od ovih protokola ima predefinisane parametre napona i struje cevi, vremena ekspozicije, veličine kolimatora, dodatni filter, brzina gentryja, uglove rotacije gentryja, broj projekcija, rekonstrukcioni algoritam, dimenziju slike. Na osnovu anatomske regije gde se nalazi meta se bira neki od prethodno navedenih protokola.

6.1.2. Varian TrueBeam linearni akcelerator - XI sistem



Slika 6.5. Varian Truebeam linearni akcelerator

Imidžing sistem je integrisani deo Varian TrueBeam linearnog akceleratora (Varian Medical Systems, Inc, SAD), koji se sastoji od XI (eng. *X-ray imaging*) sistema, sistema za isporuku kV snopa i ravnog detektora (Slika 6.5.). XI sistem upravlja akvizicijom i obrađivanjem slika, dok se sistem za isporuku sastoji iz kV generatora, kV izvora, zatim kolimatora i filtera. Sistem za isporuku kV snopa se nalazi -90° u odnosu na terapijski snop, dok se amorfnji silicijumski detektor nalazi sa suprotne strane, aktivne veličine detektora 40 x 30 cm. Izocentar kV imidžing sistema se poklapa sa izocentrom MV sistema, kao i sa mehaničkim izocentrom linearnog akceleratora. kV izvor se nalazi na +100 cm od izocentra,

dok se kV detektor nalazi -50 cm od izocentra. kV cev stvara fotonski spektar u opsegu od 40 kV do 140 kV. Kolimator kV snopa (Slika 6.6.) je podesiv i kreće se od $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ do $50\text{ cm} \times 50\text{ cm}$ na 100 cm od kV izvora. Pored inicijalnih filtera (čija je ukupna filtracija na 100 kV 4.07 mm Al) koji se nalaze u kV kućištu, dodatna dva tipa filtera se koriste kako bi poboljšala kvalitet slike: *full bowtie* i *half bowtie* filteri (Slika 6.6.), i na osnovu njih postoje dva tipa CBCT akvizicije: *full-fan* i *half-fan* akvizicija [13]. Pored ovih filtera se nalazi i titanijumski filter čija je filtracija na 100 kV 5.6 mm Al i koji se automatski postavlja [13].



Slika 6.6. Kolimator (dole) kV snopa i bowtie filteri (gore)

Panel kV detektora je *Amorphous Silicon* (a-Si), čije je presek prikazan na Slika 6.7. i sastoji se od rasejne rešetke, zaštitnog poklopca, ploče scintilatora-cezijum jodida i fotodioda amorfnog silicijuma. Njegova rezolucija je 2048×1536 piksela, 16-bit slika, sa veličinom panela od $40 \times 30\text{ cm}$ [13].



Slika 6.7. Presek kV detektora

XI sistem može da radi u tri imidžing tehnike:

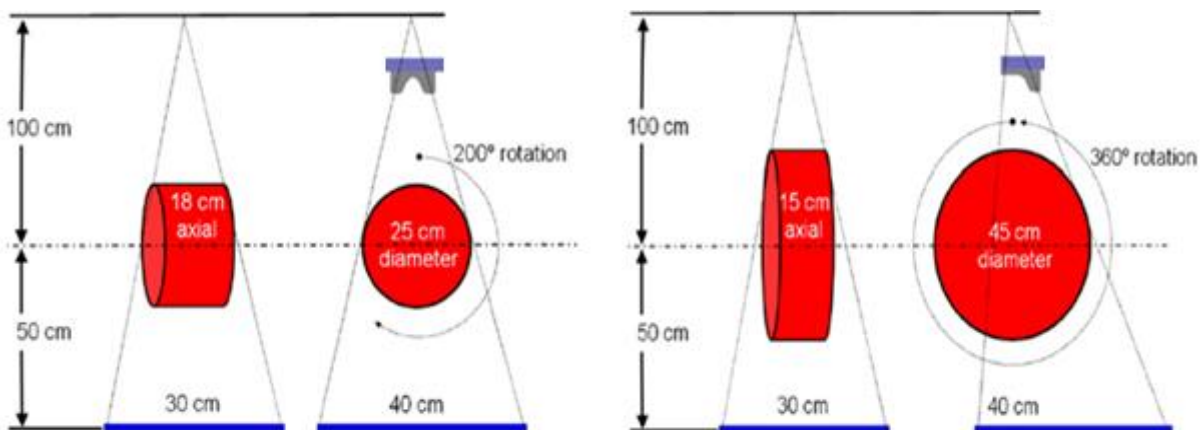
- *radiografski imidžing* - je akvizicija 2D projekcije objekta, gde se dobija statična planarna slika,

- *fluoroskopski imidžing* – je akvizicija seta 2D projekcija objekta u realnom vremenu, gde se dobija skup kontinuiranih planarnih slika u toku odabranog vremenskog perioda,
- *tomografski imidžing* - je akvizicija mnogo projekcija sa različitih uglova gentryja, gde se rekonstrukcijom dobija set 3D zapreminske slike.

Pored ova tri načina akvizicije postoji još i sistem za disanje (eng. *Respiratory Gating System*) pomoću koga se vrši akvizicija sa respiratornim signalom i rekonstrukcijom se dobija set 4D zapreminske slike. Akvizicija, obrada i rekonstrukcija slike, kao i registracija slike i korekcija lokalizacije se postiže pomoću imidžing aplikacije, dok se aplikacija za kalibraciju imidžinga koristi u svrhu kalibracija imidžing sistema.

Tokom *full-fan* CBCT akvizicije centar kV snopa je i liniji sa centrom detektor i simetričan je u odnosu na osu izocentra. U ovom slučaju, dužina skeniranja od 200° je dovoljna za dalju rekonstrukciju slike. Maksimalna veličina dijametra vidnog polja je 25 cm, dok je maksimalna dužina, po longitudinali, 17 cm, kao što je prikazano na Slika 6.8.

Tokom *half-fan* CBCT akvizicije, detektor je pomeren lateralno u odnosu na osu izocentra, što omogućava skeniranje većih zapremina. U ovom slučaju, dužina skeniranja od 360° je potrebna za dalju rekonstrukciju slike. Maksimalna veličina dijametra vidnog polja je 46 cm, dok je maksimalna dužina, po longitudinali, 15 cm, kao što je prikazano na Slika 6.8.



Slika 6.8. Karakteristike *full-fan* i *half-fan* akvizicije [13]

Kao i prethodni imidžing sistem, tako i ovaj poseduje zaštitu od udaraca kako bi se sprečila povreda pacijenata i korisnika, kao i sprečavanja oštećenja opreme. Ako se aktivira ovaj sistem, zaustavlja se svako pomeranje i zračenje.

U kliničkoj praksi kod Varian linearnog akceleratora, kada je u pitanju CBCT skeniranje, postoji pet glavna protokola, i to za: regiju glave, torakalnu regiju, pelvičnu regiju, pelvičnu regiju kod krupnih pacijenata i protokol za decu. Svaki od ovih protokola ima predefinisane parametre napona i struje cevi, vremena ekspozicije, veličine kolimatora, dodatni filter, brzina gentryja, uglove rotacije gentryja, broj projekcija, rekonstrukcioni algoritam, dimenziju slike. Na osnovu anatomske regije gde se nalazi meta se bira neki od prethodno navedenih protokola.

6.2. Kontrola kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji

U daljem tekstu su navedeni postupci testova kontrole kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji za Elekta Versa HD i Varian TrueBeam/VitalBeam linearne akceleratore sa tolerancijama.

Svrha testova provere kontrole kvaliteta imidžing sistema se ogleda u tome da performanse mašine budu dosledne prvobitnim merenjima dobijenih prilikom testova prihvatanja i puštanja u rad tokom celog radnog veka aparata. Međutim, testovi koji se vrše prilikom testova prihvatanja uglavnom ne uključuju performanse sistema, a još ređe se rade testovi puštanja u rad. Zbog toga je potrebno da svaka ustanova ima program redovne kontrole kvaliteta, koji uključuje koja oprema se koristi za koji test, koji su to sve testovi i sa kojom frekvencijom ih treba raditi, kao i koje su tolerancije za koji test, kao i da se kontrola kvaliteta uspostavi neposredno posle prijema aparata, ili neposredno pre kliničke upotrebe aparata. U zavisnosti od vrste test, njega može izvoditi medicinski fizičar ili radiološki tehničar, ali pod nadzorom medicinskog fizičara. U slučaju da se identifikuje neko odstupanje, medicinski fizičar je dužan da razmotri greške i izvrši potrebne korekcije ako je to moguće. U slučaju da nije moguće da izvrši korekciju potrebno je da obavesti inženjera o problemu, koji će se potom timski rešiti.

S obzirom da je svrha testova kontrole kvaliteta imidžing sistema ista za sve tipove linearnih akceleratora, navedeni testovi kontrole kvaliteta u daljem delu teksta su slični za gore navedene tipove linearnih akceleratora.

Međunarodni vodiči i smernice kao što su AAPM TG 142 [32], AAPM TG 179 [33], AAPM TG 198 [36], EFOMP-ESTRO-IAEA CBCT PROTOCOL [26], i drugi [34, 35], su definisali preporuke testova za kontrolu kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji. Međutim, kako je i ranije navedeno, svaka ustanova treba da definiše sopstveni program kontrole kvaliteta, u ovom slučaju imidžing sistema.

Prvi program kontrole kvaliteta imidžing sistema na Institutu za onkologiju Vojvodine je implementiran 2017. godine nakon puštanja u klinički rad linearne akceleratora Elekta Versa HD sa naprednim tehničkim mogućnostima. Ova implementacija kontrole kvaliteta je publikovana kroz Master rad [37] i predstavlja osnovu nacionalnih protokola u delu kontrole kvaliteta IGRT akceleratora naprednih mogućnosti [6].

Prvi nacionalni protokol kontrole kvaliteta imidžing sistema je publikovan 2022. godine u sklopu nacionalnog radioterapijskog protokola „Nacionalni radioterapijski protokoli u oblasti rada medicinskog fizičara“ [6].

U daljem delu ovog poglavlja će biti navedena sva korišćena oprema potrebna za izvođenje, a zatim i sami testovi kontrole kvaliteta imidžing sistema linearnih akceleratora Elekta Versa HD i Varian TrueBeam/VitalBeam koji su bazirani na gore navedenom master radu [37] i nacionalnom protokolu [6] uz dodatnu korekciju na osnovu kliničkih potreba.

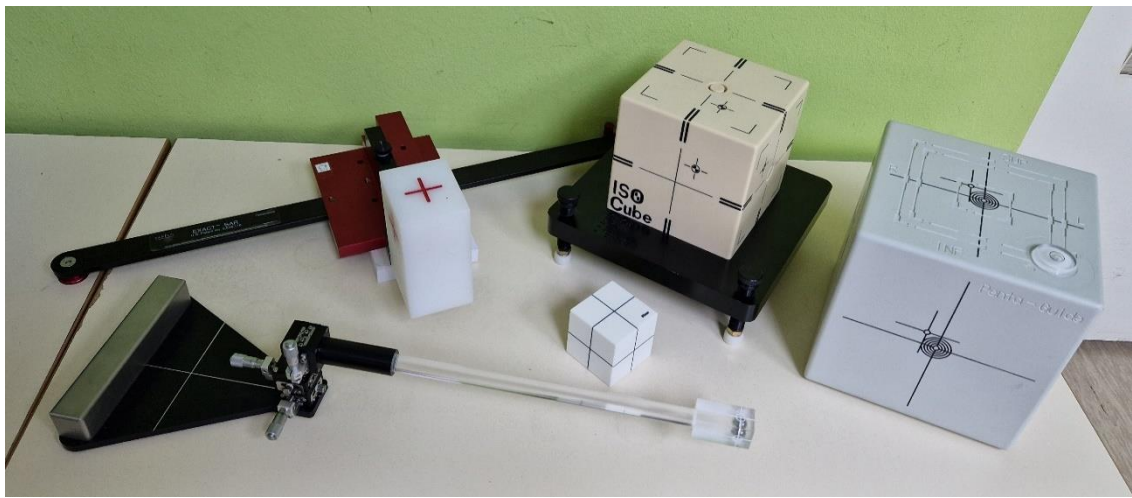
U daljem delu rada, program kontrola kvaliteta će pored osnovnih testova kontrole kvaliteta koji se već spovode na Institutu za onkologiju Vojvodine sadržati i testove provere doze imidžing sistema, kao i provere radnih parametara kV snopa imidžing sistema.

6.2.1. Oprema

Prilikom provere kontrole kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji korišćena je sledeća oprema:

1. Fantomi:

- a) Quasar Penta-Guide fantom (Modus Medical Devices, London, Ontario, Canada), IsoCube fantom (Computerized Imaging Reference Systems, Inc., Norfolk, VA, SAD), Cube fantom (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, SAD), Marker fantom (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, SAD), QuasarWinston-Lutz Wand fantom (Modus Medical Devices, London, Ontario, Canada) – predstavljaju fantome koji proveravaju koincidenciju izocentra. Svaki u sebi sadrži minimum centralni kružni marker pomoću koga se vrši preklapanje radiografskih slika i provera koincidencije izocentra. Svaki of fantoma ima različite dimenzije, prenosivi su i jednostavni za upotrebu. Na Slika 6.9. su prikazani svih pet fantoma.



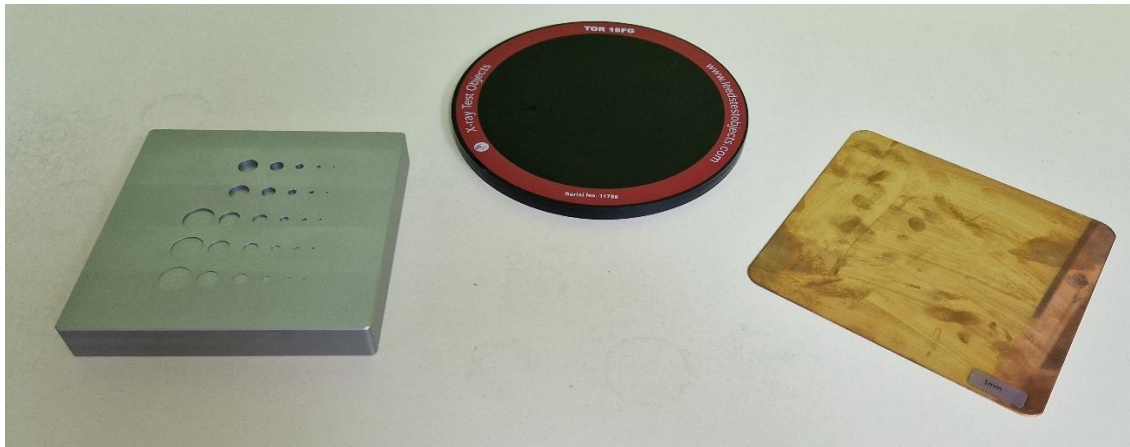
Slika 6.9. Fantomi za proveru koincidencije izocentra

- b) IsoCal fantom (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, SAD) – je u obliku šupljeg cilindra dijametara 23 cm i 16 cm dužine, sa nekoliko kružnih markera na njegovoj površini, pomoću koji se vrši preklapanje, provera koincidencije izocentra, kao i kalibracija izocentra. Na Slika 6.10. je prikazan fantom.
- c) Ball bearing fantom (Elekta AB, Stokholm, Švedska) – predstavlja fantom pomoću koga se proverava koincidencija izocentra, ali i kalibracija istog. Sastoji je od kuglice dijametara od 8 mm koji je smešten na vrhu akrilnog štapa pričvršćenog za postolje. Na Slika 6.10. je prikazan fantom.

SLIKA ISOCAL I BALL BEARING FANTOMA

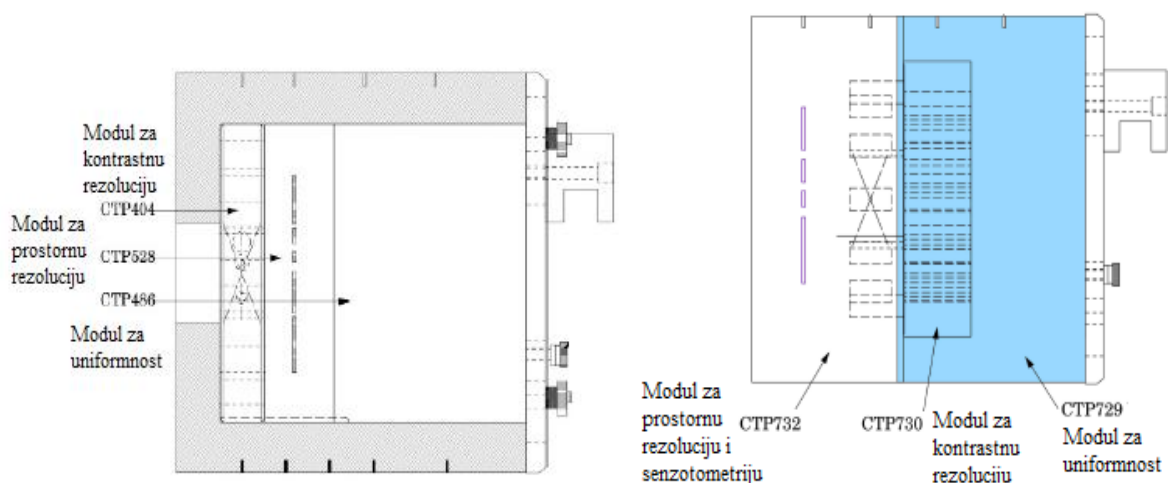
Slika 6.10. IsoCal i Ball bearing fantomi

- d) Las Vegas fantom (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, SAD) – predstavlja fantom pomoću koga se proverava kontrast megavoltažnog sistema linearnog akceleratora. Na Slika 6.11. levo je prikazan fantom.
- e) TOR 18FG Leeds fantom – predstavlja fantom pomoću koga se proverava kontrast i prostorna rezolucija kilovoltažnog sistema linearnog akceleratora. Na Slika 6.11. je prikazan fantom.



Slika 6.11. Las Vegas (levo) i TOR 18FG Leeds fantom sa bakarnom pločom

- f) Catphan 503 fantom (The Phantom Laboratory, SAD) – je cilindričnog oblika, koji se sastoji iz tri test modula : CTP404 koji se sastoji od materijala različite gustine pomoću kojih se proverava kontrastna rezolucija, zatim CTP528 koji se sastoji od 21 linijskog para visoke rezolucije i dve takozvane MTF kuglice pomoću kojih se proverava prostorna rezolucija i CTP486 koji se sastoji od uniformnog materijala pomoću koga se proverava uniformnost. Šematski prikaz fantoma je prikazan na Slika 6.12. levo.
- g) Cathpan 604 fantom (The Phantom Laboratory, SAD) – je cilindričnog oblika, koji se sastoji iz četiri test modula: CTP732 koji se sastoji od 15 linijskih parova visoke rezolucije, MTF žice i takozvane MTF kuglice pomoću kojih se proverava prostorna rezolucija i od materijala različite gustine pomoću kojih se proverava senzimetrija, zatim CTP730 koji se sastoji od materijala sa malom razlikom u kontrastu pomoću kojih se proverava kontrastna rezolucija između malih razlika u kontrastu i CTP729 koji se sastoji od uniformnog materijala pomoću koga se proverava uniformnost. Šematski prikaz fantoma je prikazan na Slika 6.12. desno.



Slika 6.12. Prikaz test modula Catphan 503 (levo) i Catphan 604 (desno) fantoma [38, 39]

- h) Fantom za merenje CBDI – je cilindričnog oblika, sastoji se iz tri dela različitih dijametara: 10 cm, 16 cm i 32 cm. Najmanji deo je centralni deo fantoma, koji

omogućava postavljanje jonizacione komore u pet različitih pozicija fantoma, jedna pozicija je u centru fantoma i četiri na perifernim pozicijama na 1 cm od površine fantoma na svakih 90°. Preostala dva dela omogućavaju postavljanje jonizacione komore samo na perifernim pozicijama. Deo fantoma najmanjeg dijametara predstavlja dečiju glavu, deo fantoma dijametara od 16 cm predstavlja dečije telo ili glavu odraslog čoveka, dok najveći deo predstavlja telo čoveka.



Slika 6.13. CDBI fantom

2. Jonizaciona komora DCT10-MM- je jonizaciona komora cilindričnog oblika i tipa je komore ispunjene vazduhom koja detektuje zračenje kroz jonizaciju vazduha u samoj komori. Ovaj tip jonizacione komore ima senzitivnu zapreminu od 4.9 cm^3 i dužinu od 10 cm. Zid senzitivne zapremine i centralna elektroda su napravljene od ugljeničnih vlakana ojačane epoksijem. Ovakva komora je standardna komora za merenje CDBI vrednosti i prikazana je na Slika 6.14., gde se pored standardnog prikaza komore (gore), vidi i radiografska slika iste komore (dole).



Slika 6.14. DCT10-MM jonizaciona komora (gore-standardni prikaza, dole-radiografska slika)

3. Ostali softveri i sistemi:

- a) XVI (Elekta AB, Stokholm, Švedska) – je sistem koji služi za upravljanje kilovoltaznim imidžingom kod Elekta linearnog akceleratora.
- b) Mosaiq (Elekta AB, Stokholm, Švedska) – je sistem koji služi za upravljanje i isporuku tretmana kod Elekta linearnog akceleratora.
- c) iViewGT (Elekta AB, Stokholm, Švedska) - je sistem koji služi za upravljanje megavoltaznim imidžingom kod Elekta linearnog akceleratora.
- d) XI (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, SAD) - je sistem koji služi za upravljanje imidžingom kod Varian linearnog akceleratora.
- e) Iso Analyze (Computerized Imaging Reference Systems, Inc., Norfolk, VA, SAD) – je softver za analizu slika IsoCube fantoma, koji kvantifikuje veliki broj parametara kao što su rotacija gentryja, kolimatora, stola, koincidencija kV/MV snopa i tako dalje.
- f) Smari servis (Phantom Laboratory) – je servis za automatsku analizu imidžing slika.
- g) MagicMax Universal sistem (Iba Dosimetry GmbH, Nemačka) – omogućava kontrolu kvaliteta rendgenskog snopa, koji se sastoji iz XR multi-detektora za kV snopa (radiografiju i fluoroskopiju), DCT10-mm jonizacione komore za merenje CDBI vrednosti.

6.2.2. Testovi kontrole kvaliteta imidžing sistema Elekta Versa HD linernih akceleratora

U daljem delu teksta će biti navedeni dnevni, mesečni i godišnji testovi kontrole kvaliteta imidžing sistema lineranih akceleratora Elekta Versa HD. Svaki test sadrži opis namene navedenog testa, listupotrebne opreme za izvođenje, opis postupka izvođenja i tolerancije navedenog test, kao i procenu potrebnog vremena za izvođenje testa.

Dnevne testove kontrole kvaliteta imidžing sistema treba da obavlja radiološki tehničar, s obzirom da ti testovi proveravaju funkcionalnost redovnog dnevnog rada IGRT sistema u radioterapiji. Nedeljne, mesečne i godišnje testove kontrole kvaliteta imidžing sistema treba da radi medicinski fizičar. Lice koje je odgovorno za kontrolu kvaliteta imidžing sistema je specijalista medicinske fizike, koji u slučaju nepravilnosti u funkcionisanju i ukoliko testovi prelaze granicu tolerancije, treba da reši problem ili uputi zahtev ovlašćenim serviserima kako bi oni rešili problem.

6.2.2.1. Dnevne provere

6.2.2.1.1. Sigurnosne provere

Namena testa: da se proverii funkcionalnost imidžing sistema.

Oprema: Indikator zračenja, monitor zračenja, audio-vizuelni sistem, upravljač imidžing sistema.

Postupak:

Provera blokiranja vrata i sigurnost zatvaranja vrata

Dok je kV/MV zračenje u toku, otvoriti vrata i proveriti da se zračenje prekinulo. Proveriti da li se vrata otvaraju/zatvaraju/zaustavljaju za komande koje im odgovaraju. Vrata se ne bi trebala zatvarati dok se ručno ne da instrukcija.

Provera indikatora zračenja i monitora zračenja

Proveriti da li je uključen indikator zračenja i monitor zračenja kada je kV/MV zračenje uključeno i pri prekidu zračenja iz kontrolne sobe proveriti da li se indikator zračenja isključio, kao i monitor zračenja.

Vizuelna provera oštećenja i provera svetala upozorenja

Proveriti da nema vizuelnih kvarova ili oštećenja imidžing sistema, kao i da nema uključenih svetala upozorenja.

Provera sistema za zaštitu od sudara

Proveriti da se sistem za zaštitu od sudara uključuje prilikom izvršenog pritiska na kV izvor i kV/MV detektor i da se zaustavlja svaka funkcija aparata kada se aktivira ovaj sistem.

Provera rada imidžing sistema

Proveriti da svako dugme ispunjava željene akcije, bilo na ručnom upravljaču ili preko XVI sistema iz komandne sobe. Zatim, zagrejati kV cev i nakon toga proveriti da li su povezani svi sistemi za dalji rad. Proveriti slobodan prostor u memoriji sistema.

Tolerancija: Funkcionalnost.

Vreme trajanja testa: 5 minuta.

6.2.2.1.2. Geometrijska tačnost i stabilnost

6.2.2.1.2.1. Planarni (MV i kV) imidžing sistem

Registracija slike i tačnost pomeranja stola -Pozicioniranje/repozicioniranje

Namena testa: da obezbedi da planarni imidžing sistem može da detektuje grešku u pozicioniranju i da je korektno ispravi.

Oprema: Penta-Guide fantom, XVI i iViewGT sistem, Mosaiq sistem.

6.2.2.1.2.2. CBCT (kV) imidžing sistem

Registracija slike i tačnost pomeranja stola -Pozicioniranje/repozicioniranje

Namena testa: da obezbedi da CBCT imidžing sistem može da detektuje grešku u pozicioniranju i da je korektno ispravi.

Oprema: Penta-Guide fantom, XVI sistem, Mosaiq sistem.

Postupak: Penta-Guide fantom se postavlja na terapijski sto na offset koordinate pomoću lasera (Slika 6.27.). Zatim se vrši akvizicija CBCT-a protokolom za glavu i vrat. Nakon dobijene slike se vrši 3D-3D registracija u XVI sistemu, pomoću automatske i ručne registracije, tako što se preklapa trenutna CBCT slika fantoma sa referentnom slikom sa CT-a i proveravaju pozicije sfera. Potom se proveravaju da li se dobijene vrednosti za X, Y i Z koordinate podudaraju sa već poznatim offset koordinatama (date u priručniku fantoma, ili dobijene iz TPS). Nakon toga se izvršiti repozicioniranje fantoma pomoću Mosaiq sistema i vizuelno provere pozicije fantoma, tako da se centar fantoma nalazi u izocentru aparata.

Tolerancija: ≤ 2 mm u slučaju da RT tretmani nisu SRS/SBRT i ≤ 2 mm za SRS/SBRT, ali da je ≤ 1 mm na dan SRS tretmana.

Koincidencija lasera, terapijskog izocentra i imidžing sistema

Namena testa: da osigura da li se ose planarnog imidžing sistema, terapijskog izocentra i lasera seku u istoj tački, odnosno da li su svi izocentri u istoj tački.

Oprema: Penta-Guide fantom ili IsoCube fantom, XVI program, Mosaiq program.

Postupak: Fantom kao iz prethodnog testa, se postavlja na terapijski sto u izocentar pomoću lasera. Zatim se vrši akvizicija CBCT-a protokolom za glavu i vrat. Nakon dobijene slike se vrši 3D-3D registracija u XVI sistemu, gde se proverava da li se trenutna slika podudara sa referentnom na osnovu pozicija sfera, kao u prethodnom testu.

Tolerancija: ≤ 2 mm u slučaju da RT tretmani nisu SRS/SBRT i ≤ 2 mm za SRS/SBRT, ali da je ≤ 1 mm na dan SRS tretmana.

Vreme trajanja testa: 5 minuta.

6.2.2.1.3. Provera kvaliteta slike

6.2.2.1.3.1. Planarni (MV i kV) imidžing sistem

Provera artefakata

Namena testa: da se osigura da nema pojave artefakata na slici koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

Oprema: Penta-Guide fantom ili IsoCube fantom, XVI program, Mosaiq program.

Postupak: Tokom akvizicije fatoma za prethodni test planarnog imidžinga, proveriti pojavu artefakata.

Tolerancija: bez artefakata koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

6.2.2.1.3.2. CBCT imidžing sistem

Provera artefakata

Namena testa: da se osigura da nema pojave artefakata na slici koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

Oprema: Penta-Guide fantom ili IsoCube fantom, XVI program, Mosaiq program.

Postupak: Tokom akvizicije fatoma za prethodni test zapreminskog imidžinga, proveriti pojavu artefakata.

Tolerancija: bez artefakata koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

6.2.2.2. Nedeljne provere

6.2.2.2.1. Mehaničke provere stabilnosti

Provera koincidencije mehaničkog i zračnog (MV i kV) izocentra, izocentra rotacije gentrija, kolimatora i stola

Namena testa: da osigura da je isti izocentar između imidžing sistema i terapijskog izocentra, koji uključuje proveru rotacije gentrija, kolimatora i stola

Oprema: IsoCube fantom, Iso Analyze program, XVI i iViewGT sistem, Mosaic sistem.

Postupak: IsoCube fantom se postavlja na terapijski sto, tako da je centar fantoma u izocentru, namešten pomoću lasera (Slika 6.16.). Potom se vrši akvizicija seta MV/kV slika sa predefinisanim parametrima, kao i CBCT set slika. Nakon dobijenih slika, vrši se analiza u programu Iso Analyze.

Tolerancija: ≤ 2 mm u slučaju da RT tretmani nisu SRS/SBRT i ≤ 1 mm za SRS/SBRT.

Vreme trajanja testa: postavka i akvizicija oko 20 minuta i 10 minuta za analizu.



Slika 6.16. Postavka IsoCube fantoma prilikom nedeljnih provera imidžing sistema

6.2.2.3. Mesečne provere

6.2.2.3.1. Provera kvaliteta slike

6.2.2.3.1.1. Planarni MV imidžing sistem

Test kontrastne rezolucije

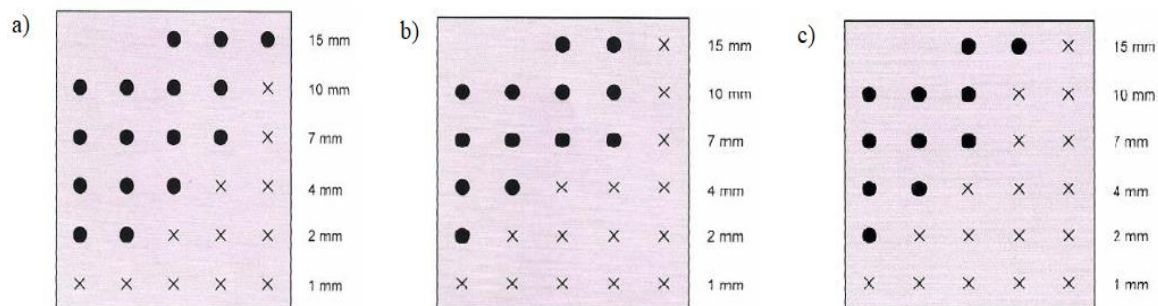
Namena testa: da obezbedi da se kontrastna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: Las Vegas fantom, iView sistem, Mosaiq sistem



Slika 6.17. Postavka Las Vegas fantoma

Postupak: Las Vegas fantom se postavlja na terapijski sto, tako da se centar fantoma poravnava sa laserima (Slika 6.17.). Potom se vrši akvizicija planarnih slika svih energija i proverava se vidljivost sfera. Potrebno je da se uoče sfere prikazane na sledećoj slici, prema korišćenju energiji.



Slika 6.18 Tolerancija vidljivosti sfera za energije a) 4-6 MV, b) 7-12 MV i c) 13-25 MV [7]

Tolerancija: kontrastna rezolucija treba da bude bolja ili jednaka u odnosu na referentnu vrednost tokom prijemnog testiranja.

Test prostorne rezolucija

Namena testa: da obezbedi da se prostorna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: tanka žica od volframa, XVI sistem.



Slika 6.19. Postvka tanke žice od volframa

Postupak: Postaviti žicu od volframa na terapijski sto, tako da se centar žice poravna sa laserima (Slika 6.19.). Potom se vrši akvizicija AP planarne slike i proverava se vidljivost žice.

Tolerancija: prostorna rezulucija treba da bude bolja ili jednaka u odnosu na referentnu vrednost tokom prijemnog testiranja.

Vreme trajanja testova provere kvaliteta slike MV imidžing sistema: 15 minuta.

6.2.2.3.1.2. Planarni kV imidžing sistem

Test kontrastne rezolucije

Namena testa: da obezbedi da se kontrastna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: TOR 18FG Leeds fantom, bakarna ploča, XVI sistem.

Postupak: Leeds fantom se postavlja na terapijski sto, tako da je centar fantoma pod uglom od 45° namešten na lasere i da je gornja površina fantoma u izocentru (Slika 6.20.) i bakarna ploča se postavlja na gornju površinu fantoma. Zatim se vrši kV planarna AP akvizicija predefinisanim imidžing protokolom u XVI sistemu. Podesiti osvetljenje i kontrast na dobijenoj slici tako da se vide dva diska u kvadratima. Potom se izbroje vidljivi diskovi i provere da li su u referentnim vrednostima.



Slika 6.20. Postavka fantoma (1) TOR 18FG Leeds fantom i (2) bakarna ploča

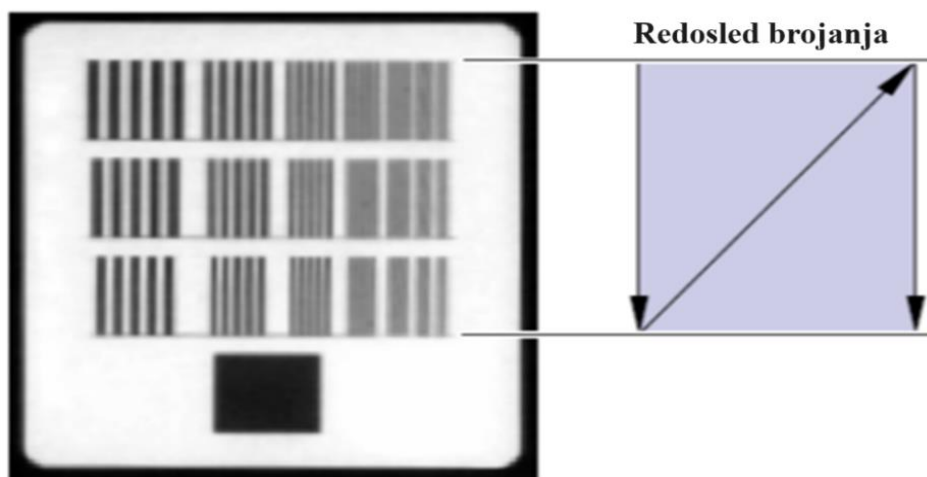
Tolerancija: minimum 12 diskova

Test prostorne rezolucija

Namena testa: da obezbedi da se prostorna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: TOR 18FG Leeds fantom, bakarna ploča, XVI sistem.

Postupak: Za ovaj test se može iskoristiti AP slika prethodnog testa. Uveličati deo za proveru prostorne rezolucija i izbrojati koliko se grupa jasno vidi, prema Slika 6.21. i proveriti da li je u granici tolerancije.



Broj grupe- prostorna rezolucija u lp/mm						
(1) 0.5	(4) 0.7	(7) 1.0	(10) 1.4	(13) 2.0	(16) 2.8	(19) 4.0
(2) 0.6	(5) 0.8	(8) 1.1	(11) 1.6	(14) 2.2	(17) 3.2	(20) 4.5
(3) 0.6	(6) 0.9	(9) 1.3	(12) 1.8	(15) 2.5	(18) 3.6	(21) 5.0

Slika 6.21. Određivanje prostorne rezolucije [7]

Tolerancija: prostorna rezolucija treba da bude bolja ili jednaka u odnosu na referentnu vrednost tokom prijemnog testiranja. Minimum 10 grupa (1.4 lp/mm)

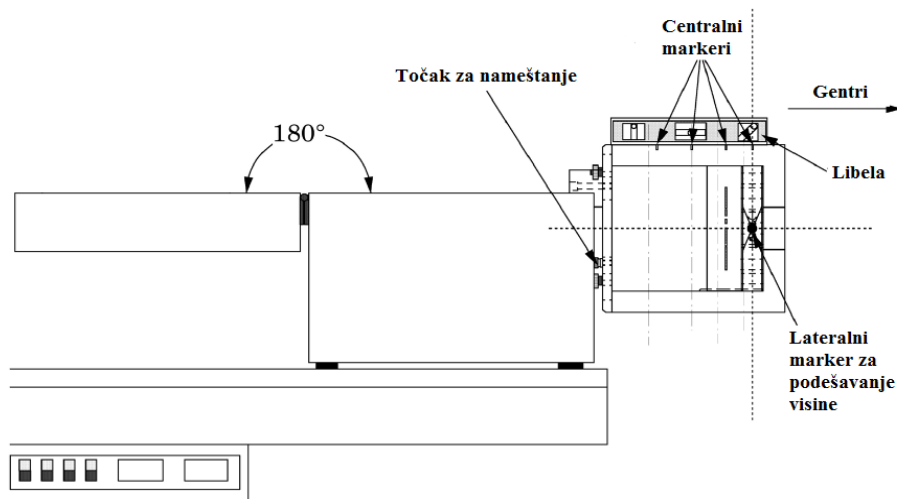
Vreme trajanja testova provere kvaliteta slike planarnog kV imidžing sistema: 15 minuta.

6.2.2.3.1.3. Provera kvaliteta slike CBCT imidžing sistema

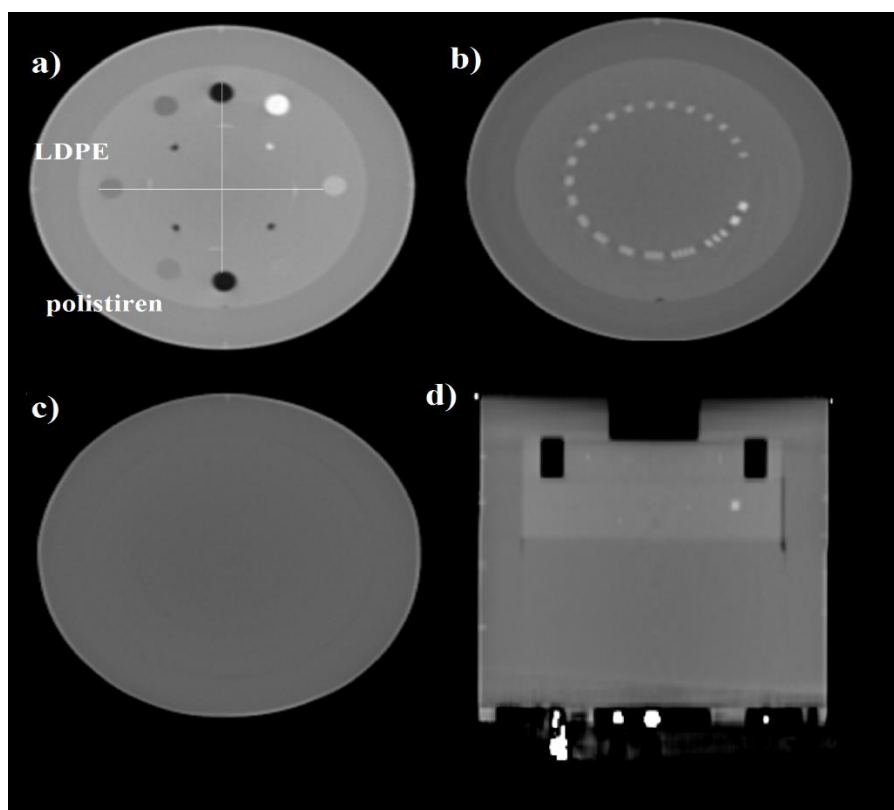
Namena testa: da se obezbedi da se performanse imidžing sistema nisu pogoršale sa vremenom.

Oprema: Catphan503 fantom, libela, XVI sistem.

Postupak: Catphan fantom se postavi na terapijski sto prema Slika 6.22. i poravnavaju se centralni markeri na fantomu sa sagitalnim laserom, kao i horizontalni laser sa markerom za podešavanje visine, tako da je centar fantoma u izocentru aparata.



Slika 6.22. Postavka CatPhan fantoma [38]



Slika 6.23. Moduli za proveru kvaliteta CBCT slike XVI sistem: a) modul kontrastne i geometrijske rezoucije, b) modul prostorne rezolucije, c) modul uniformnosti i d) modul geometrije rezolucije

Test uniformnosti

Postupak: Napravi se CBCT akvizicija sa predefinisanim parametrima u XVI sistemu za test uniformnosti (120 kV, 20 mA, 20 ms). Odaberi transverzalni presek gde se nalazi modul za proveru uniformnosti (Slika 6.23. pod c)).

Potom se proveravaju vrednosti piksela u četiri periferne tačke i centralnoj tački fantoma. Uniformnost se računa preko sledeće formule [7]:

$$U = \left(\frac{sr.vrednost(najveća) - sr.vrednost(najmanja)}{sr.vrednost(najveća)} \right) \times 100\% \quad (6.1.)$$

Tolerancija: $\leq 1.5\%$.

Test vidljivosti niskog kontrasta

Postupak: Napravi se CBCT akvizicija sa predefinisanim parametrima u XVI sistemu za test vidljivosti niskog kontrasta. Odaberi transverzalni presek gde se nalazi modul za proveru vidljivosti niskog kontrasta (Slika 6.23.). Potom proveriti vrednosti piksela i standardne devijacije za LDPE i polistiren. Na osnovu sledeće formule izračunati procentualnu vrednost niskog kontrasta [7]:

$$LC = \frac{\frac{(CT_{polistirena} - CT_{LDPE})}{10}}{\left\{ \frac{sr.vrednost_{polistirena} sr.vrednost_{LDPE}}{\frac{SD_{polistirena} + SD_{LDPE}}{2}} \right\}} \quad (6.2.)$$

Tolerancija: $\leq 3.0\%$.

Test prostorne rezolucije

Postupak: Napravi se CBCT akvizicija sa predefinisanim parametrima u XVI sistemu za test prostorne rezolucije (120 kV, 20 mA, 20 ms). Odaberi transverzalni presek gde se nalazi modul za proveru prostorne rezolucije (Slika 6.23.). Izbrojati najviše vidljivih linijskih parova.

Tolerancija: Minimum 10 linijskih parova po centimetru.

Provera geometrijske distorzije

Test transverzalne vertikalne skale

Postupak: Napravi se CBCT akvizicija sa predefinisanim parametrima u XVI sistemu za test geometrijske distorzije (120 kV, 20 mA, 20 ms). Izmeriti rastojanje između ivice gornjeg inserta i vrha ivice donjeg inserta, kao što je prikazano na Slika 6.23.

Tolerancija: 117 mm \pm 1 mm (približno \pm 4 piksela).

Test transverzalne horizontalne skale

Postupak: Napravi se CBCT akvizicija sa predefinisanim parametrima u XVI sistemu za test geometrijske distorzije. Izmeriti rastojanje između ivice levog inserta i ivice desnog inserta, kao što je prikazano na Slika 6.23.

Tolerancija: 117 mm \pm 1 mm (približno \pm 4 piksela)

Test sagitalne geometrijske skale

Postupak: Napravi se CBCT akvizicija sa predefinisanim parametrima u XVI sistemu za test geometrijske distorzije. Izmeriti rastojanje od prvog do četvrtog poravnavajućeg markera kao što je prikazano na Slika 6.23.

Tolerancija: 110 mm \pm 1 mm (približno \pm 4 piksela).

Vreme trajanja testova provere kvaliteta slike CBCT imidžing sistema: 30-40 minuta.

6.2.2.4. Godišnje provere

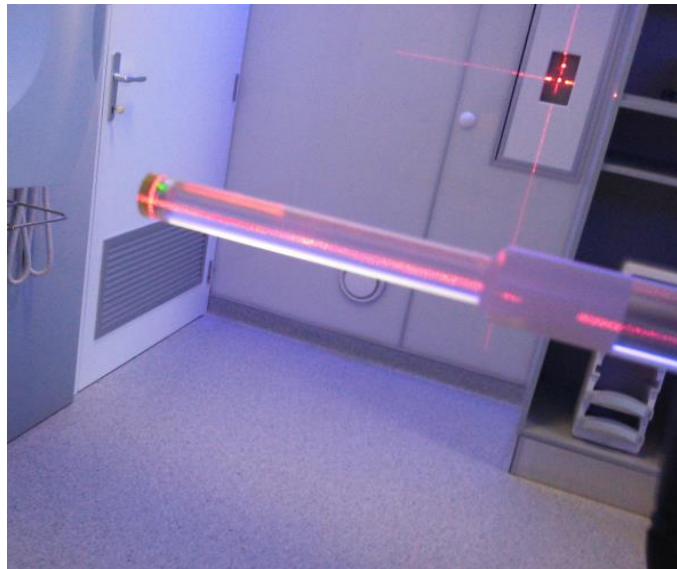
6.2.2.4.1. Mehaničke provere

Koincidencija mehaničkog i zračnog kV i MV izocentra

Namena testa: da se proveriti koincidencija mehaničkog i zračnog (MV i kV) izocentra.

Oprema: Ball bearing fantom, XVI i iViewGT sistem.

Postupak: Postaviti Ball bearing fantom u poziciju kao na Slika 6.24., sa offset koordinate od 15 mm u sve tri koordinate od izocentra. Napraviti CBCT akviziciju sa predefinisanim parametrima za test koincidencije mehaničkog i zračnog izocentra. Dobijenu CBCT sliku registrovati sa referentnom sliku u XVI sistemu i pomeriti sto prema izračunatim pomeranjima. Sa trenutnom pozicijom fantoma, ponoviti proces akvizicije i registracije sa referentnom slikom i zabeležiti X, Y i Z vrednosti koordinata (ova pomeranja se zabeleže pod kV registracijom).



Slika 6.24 Postavka ball bearing fantoma

Ovako je proverena mehanička koincidencija sa kV zračnim snopom. Nakon toga se proverava koincidencija kV i MV zračnog snopa na sledeći način:

Pod istim uslovom pozicije fantoma, isporuči se predefinisam IMRT plan u iView sistemu i prikupljene slike se prebace na XVI sistem. Nakon toga se izvrši registracija sa tim slikama i pomeranja se zabeleže pod MV registracijom. Potom se izračuna razliku između kV i MV pomeranja.

Tolerancija: 1 mm za razliku između mehaničkog i zračnog izocentra i 0.5 mm za razliku između kV i MV zračnog izocentra. U slučaju da su vrednosti van tolerancije izvršiti kalibraciju.

Vreme trajanja testa: 30 minuta.

6.2.2.4.2. Kvalitet snopa kV imidžing sistema

Namena testa: da se obezbedi da kvalitet snopa ne utiče na kvalitet slike.

Oprema: MagicMax sistem i multi-detektor za kV snop, XVI sistem.

Postupak: Postaviti multi-detektor za kV snop u izocentar aparata i povezati ga sa svim delovima sistema, kao na Slika 6.25. Zatim se u XVI sistemu odabere imidžing protokol koji se koristi klinički i napravi se akvizicija. Merenja je potrebno izvišiti minimum tri puta. Potom se proveriti da su sledeći parametri u granici tolerancije: napon, debljina poluslabljenja, vreme.



Slika 6.25 Postavka opreme za proveru kvaliteta snopa kV imidžinga

Potrebno je izvršiti sve korake kao u gore navedenom testu za ostale imidžing protokole koje se koriste klinički.

Tolerancija: $\pm 5\%$ od referentne vrednosti.

Vreme trajanja testa: 15 minuta.

6.2.2.4.3. Imidžing doza za kV planarni i kV CBCT imidžing sistem

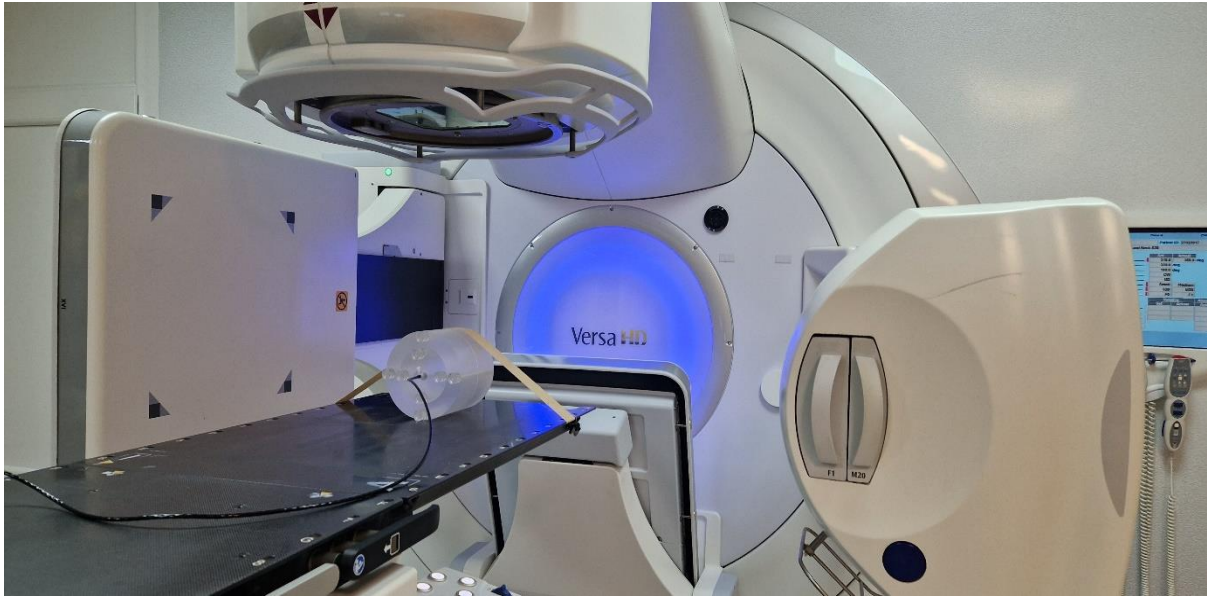
Namena testa: da se osigura da pacijenti primaju odgovarajuću imidžing dozu tokom IGRT procedura u radioterapiji.

Oprema: MagicMax sistem, multi-detektor za kV snop, jonizaciona komora DCT10-MM, CBDI fantom, XVI sistem

Postupak:

U slučaju planarnog kV imidžing sistema postupak je sledeći: Multi-detektor za kV snop se postavlja u izocentar aparata i povezuje se sa svim delovima sistema, kao što je prikazano na Slika 6.25. Potom se u XVI sistemu odabere jedan imidžing protokol, napravi se akvizicija i zabeleži se rezultat. Ponoviti merenja za druge kliničke imidžing protokole i proveriti da li je doza u granici tolerancije, za sve ispitivane protokole.

U slučaju CBCT kV imidžing sistema postupak je sledeći: Postaviti CBDI fantom u izocentar aparata, postaviti jonizacionu komoru u fantom i povezati je sa Magic Max sistemom, kao na Slika 6.26. U zavisnosti koji imidžing protokol se proverava tako odabrati i dimenziju CBDI fantoma. Ako se ispituje imidžing doza za protokol glave odraslog čoveka, postaviti CBDI fantom dijametara 16 cm, ako se ispituje imidžing doza za protokole torakalne i pelvične regije, postaviti CBDI fantom dijametra 32 cm.



Slika 6.26. Postavka opreme za proveru CBCT imidžing doze

Izmeriti CBDI vrednosti u centru fantoma i na perifernim pozicijama, tako što se u XVI sistemu odabere jedan imidžing protokol i napravi akvizicija u svakoj od merenih tačaka u fantomu. Na osnovu formule $CBDI_w = \frac{1}{3} CBDI_{centar} + \frac{2}{3} CBDI_{periferija}$ (4.22.) izračunati vrednost CBDI za odabrani imidžing protokol.

Ponoviti merenja za druge kliničke imidžing protokole i proveriti da li je doza u granici tolerancije, za sve ispitivane protokole.

Tolerancija: $\pm 20\%$ od referentne vrednosti doze.

Vreme trajanja testa: 30 minuta.

6.2.2.4.4. Provera rada imidžing sistema

Napraviti rezervne kopije podataka i osloboditi memoriju sistema, ukoliko je potrebno.

6.2.3. Testovi kontrole kvaliteta imidžing sistema Varian linearnih akceleratora

U daljem delu teksta će biti navedeni dnevni, mesečni i godišnji testovi kontrole kvaliteta imidžing sistema lineranih akceleratora Varian TrueBeam i VitalBeam. Svaki od njih se sastoji iz namene navedenog testa, zatim potrebne opreme za izvođenje, opisa postupka izvođenja i tolerancije navedenog test, kao i koje je vreme potrebno da se obavi test.

Kao što je napisano i za testove kontrole kvaliteta imidžing sistema Elekta Versa HD lineranih akceleratora, tako važi i u ovom slučaju, da dnevne testove kontrole kvaliteta imidžing sistema bi trebalo da obavlja radiološki tehničar, s obzirom da ti testovi proveravaju funkcionalnost redovnog dnevnog rada IGRT sistema u radioterapiji. Nedeljne, mesečne i godišnje testove kontrole kvaliteta imidžing sistema bi trebao da radi medicinski fizičar. Lice koje je odgovorno za kontrolu kvaliteta imidžing sistema je specijalista medicinske fizike, koji u slučaju nepravilnosti u funkcionisanju i ukoliko testovi prelaze granicu tolerancije, treba da reši problem ili uputi zahtev ovlašćenim serviserima kako bi oni rešili problem.

6.2.3.1. Dnevne provere

6.2.3.1.1. Sigurnosne provere

Namena testa: da se proveri funkcionalnost imidžing sistema.

Oprema: Indikator zračenja, monitor zračenja, audio-vizuelni sistem, upravljač imidžing sistema.

Postupak:

Provera blokiranja vrata i sigurnost zatvaranja vrata

Dok je kV/MV zračenje u toku, otvoriti vrata i proveriti da se zračenje prekinulo. Proveriti da li se vrata otvaraju/zatvaraju/zaustavljaju za komande koje im odgovaraju. Vrata se ne bi trebala zatvarati dok se ručno ne da instrukcija.

Provera indikatora zračenja i monitora zračenja

Proveriti da li je uključen indikator zračenja i monitor zračenja kada je kV/MV zračenje uključeno i pri prekidu zračenja iz kontrolne sobe proveriti da li se indikator zračenja isključio, kao i monitor zračenja.

Vizuelna provera oštećenja i provera svetala upozorenja

Proveriti da nema vizuelnih kvarova ili oštećenja imidžing sistema, kao i da nema uključenih svetala upozorenja.

Provera sistema za zaštitu od sudara

Proveriti da se sistem za zaštitu od sudara uključuje prilikom izvršenog pritiska na kV izvor i kV/MV detektor i da se zaustavlja svaka funkcija aparata kada se aktivira ovaj sistem.

Provera rada imidžing sistema

Proveriti da svako dugme ispunjava željene akcije, bilo na ručnom upravljaču ili preko XVI sistema iz komandne sobe. Zatim, zagrejati kV cev i nakon toga proveriti da li su povezani svi sistemi za dalji rad. Proveriti slobodan prostor u memoriji sistema.

Tolerancija: Funkcionalnost.

Vreme trajanja testa: 5 minuta

6.2.3.1.2. Geometrijska tačnost i stabilnost

6.2.3.1.2.1. Planarni (MV i kV) imidžing sistem

Registracija slike i tačnost pomeranja stola -Pozicioniranje/repozicioniranje

Namena testa: da obezbedi da planarni imidžing sistem može da detektuje grešku u pozicioniranju i da je korektno ispravi.

Oprema: Penta Guide fantom ili Marker fantom ili Cube fantom, XI sistem.

Postupak: Penta Guide fantom se postavlja na terapijski sto na definisane offset koordinate pomoću lasera (Slika 6.27.). Zatim se pravi akvizicija slika iz antero-posteriornog (AP) pravca i lateralna slika sa kV/MV izvorom pomoću XI sistema. Nakon dobijenih slika se uradi 2D-2D registracija u XI sistemu, tako što se poklapaju pozicije markera sa trenutnih slika sa referentnim slikama. Nakon toga se izvrši repozicioniranje fantoma, i vizuelno proveriti poziciju fantoma, tako da se centar fantoma nalazi u izocentru aparata.



Slika 6.27 Postavka Penta Guide fantoma pri dnevnim proverama kV imidžing sistema

Tolerancija: ≤ 2 mm u slučaju da RT tretmani nisu SRS/SBRT i ≤ 2 mm za SRS/SBRT, ali da je ≤ 1 mm na dan SRS tretmana.

Koincidencija lasera, terapijskog izocentra i imidžing sistema

Namena testa: da osigura da je isti izocentar između planarnog imidžing sistema i terapijskog izocentra, kao i lasera.

Oprema: Penta Guide fantom ili Marker fantom ili Cube fantom, XI sistem.

Postupak: Fantom, kao iz prethodnog testa, se postavlja na terapijski sto u izocentar pomoću lasera. Zatim se vrši akvizicija AP slike i lateralne slike sa kV/MV izvorom pomoću XI sistema. Nakon dobijenih slika se vršiti 2D-2D registracija u XI sistemu, gde se proveravaju pozicije markera, kao i u prethodnom testu.

Tolerancija: ≤ 2 mm u slučaju da RT tretmani nisu SRS/SBRT i ≤ 2 mm za SRS/SBRT, ali da je ≤ 1 mm na dan SRS tretmana.

Vreme trajanja testa: 5 minuta.

6.2.3.1.2.2. Cone-beam CT (kV) sistem za sliku

Registracija slike i tačnost pomeranja stola -Pozicioniranje/repozicioniranje

Namena testa: da obezbedi da zapreminski imidžing sistem može da detektuje grešku u pozicioniranju i da je korektno ispravi.

Oprema: Penta Guide fantom ili Marker fantom ili Cube fantom, XI sistem.

Postupak: Penta Guide fantom se postavlja na terapijski sto na definisane offset koordinate pomoću lasera (Slika 6.27.). Zatim se vrši akvizicija CBCT-a protokolom za glavu i vrat. Nakon dobijene slike se vrši 3D-3D registracija u XI sistemu, pomoću automatske i ručne registracije, tako što se preklapa trenutna CBCT slika fantoma sa referentnom slikom sa CT-a i proveravaju pozicije markera. Nakon toga se izvršiti repozicioniranje fantoma pomoću XI sistema i vizuelno provere pozicije fantoma, tako da se centar fantoma nalazi u izocentru aparata.

Tolerancija: ≤ 2 mm u slučaju da RT tretmani nisu SRS/SBRT i ≤ 2 mm za SRS/SBRT, ali da je ≤ 1 mm na dan SRS tretmana.

Koincidencija terapijskog izocentra i imidžing sistema

Namena testa: da osigura da je isti izocentar između zapreminski imidžing sistema i terapijskog izocentra.

Oprema: Penta Guide fantom ili Marker fantom ili Cube fantom, XI sistem.

Postupak: Fantom kao iz prethodnog testa, se postavlja na terapijski sto u izocentar pomoću lasera. Zatim se vrši akvizicija CBCT-a protokolom za glavu i vrat. Nakon dobijene slike se vrši 3D-3D registracija u XI sistemu, gde se proverava da li se trenutna slika podudara sa referentnom na osnovu pozicija markera, kao u prethodnom testu.

Tolerancija: ≤ 2 mm u slučaju da RT tretmani nisu SRS/SBRT i ≤ 2 mm za SRS/SBRT, ali da je ≤ 1 mm na dan SRS tretmana.

Vreme trajanja testa: 5 minuta.

Provera koincidencije mehaničkog i zračnog (MV i kV) izocentra, izocentra rotacije gentryja, kolimatora i stola

Namena testa: da osigura da je isti izocentar između imidžing sistema i terapijskog izocentra, koji uključuje proveru rotacije gentryja, kolimatora i stola

Oprema: IsoCal fantom, XI sistem.

Postupak: IsoCal fantom se postavlja na terapijski sto, tako da je centar fantoma u izocentru, namešten pomoću lasera (Slika 6.28.). Potom se vrši akvizicija MV/kV slika sa predefinisanim parametrima, kao i CBCT set slika. Nakon dobijenih slika, XI sistem automatski vrši analizu.

Tolerancija: za izocentar ± 0.5 mm, rotacija gentryja $\pm 0.3^\circ$, rotacija kolimatora $\pm 0.5^\circ$, rotacija stola $\pm 0.4^\circ$.

Vreme trajanja testa: 5 minuta.



Slika 6.28 Postavka IsoCal fantoma

6.2.3.1.3. Provera kvaliteta slike

6.2.3.1.3.1. Planarni (MV i kV) imidžing sistem

Provera artefakata

Namena testa: da se osigura da nema pojave artefakata na slici koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

Oprema: Penta-Guide fantom ili Marker fantom ili Cube fantom, XI program.

Postupak: Tokom akvizicije fatoma za prethodni test planarnog imidžinga, proveriti pojavu artefakata.

Tolerancija: bez artefakata koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

6.2.3.1.3.2. CBCT imidžing sistem

Provera artefakata

Namena testa: da se osigura da nema pojave artefakata na slici koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

Oprema: Penta-Guide fantom ili Marker fantom ili Cube fantom, XI program.

Postupak: Tokom akvizicije fatoma za prethodni test zapreminskog imidžinga, proveriti pojavu artefakata.

Tolerancija: bez artefakata koji utiču na registraciju i pozicioniranje.

6.2.3.2. Mesečne provere

6.2.3.2.1. Mehaničke provere

6.2.3.2.1.1. Planarni (MV i kV) i CBCT imidžing sistem

Verifikacija koincidencije terapijskog izocentra, imidžing sistema

Namena testa: da osigura da je isti izocentar između planarnog imidžing sistema i terapijskog izocentra.

Oprema: IsoCal fantom, dodatak za određivanje izocentra, XI sistem

Postupak: IsoCal fantom se postavlja na terapijski sto, tako da je centar fantoma u izocentru, namešten pomoću lasera (Slika 6.28.). Na glavu aparata se postavlja dodatak za određivanje izocentra. Potom se vrši akvizicija MV/kV slika sa predefinisanim parametrima, kao i CBCT set slika. Nakon dobijenih slika, XI sistem automatski vrši analizu.

Tolerancija: 0.5 mm.

Vreme trajanja testa: 5 minuta

6.2.3.2.2. Provera kvaliteta slike

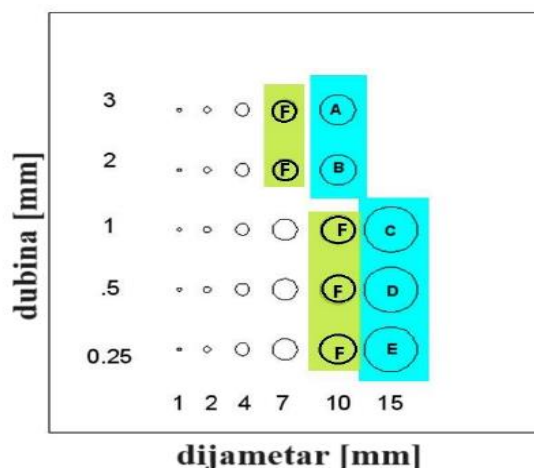
6.2.3.2.2.1. Planarni MV imidžing sistem

Test kontrastne rezolucije

Namena testa: da obezbedi da se kontrastna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: Las Vegas fantom, XI sistem.

Postupak: Las Vegas fantom se postavlja na terapijski sto, tako da se centar fantoma poravnava sa laserima (Slika 6.17.). Potom se vrši akvizicija planarnih slika svih energija pomoću XI sistema i proverava se vidljivost sfera. Potrebno je da se uoče sfere prikazane na sledećoj slici, prema korišćenoj energiji.



Slika 6.29. Tolerancija vidljivosti sfera za energije 2.5 MV: A, B, C, D, E, F; 4-8 MV: A, B, C, D, E; 10-25 MV: A, B, C, D [40]

Tolerancija: kontrastna rezulucija treba da bude bolja ili jednaka u odnosu na referentnu vrednost tokom prijemnog testiranja.

Test prostorne rezolucija

Namena testa: da obezbedi da se prostorna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: tanka žica od volframa, XI sistem.

Postupak: Postaviti žicu od volframa na terapijski sto, tako da se centar žice poravnava sa laserima (Slika 6.19.). Potom se vrši akvizicija AP planarne slike i proverava se vidljivost žice.

Tolerancija: prostorna rezulucija treba da bude bolja ili jednaka u odnosu na referentnu vrednost tokom prijemnog testiranja.

Vreme trajanja testova provere kvaliteta slike MV imidžing sistema: 15 minuta.

6.2.3.2.2.2. Planarni kV imidžing sistem

Test kontrastne rezolucije

Namena testa: da obezbedi da se kontrastna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: TOR 18FG Leeds fantom, XI sistem.

Postupak: Leeds fantom se postavlja na terapijski sto, tako da je centar fantoma pod uglom od 45° namešten na lasere i da je gornja površina fantoma u izocentru (Slika 6.20.). Zatim se vrši CBCT akvizicija predefinisanim imidžing protokolom (70 kV, 25 mA, 10 ms) u XI sistemu. Podesiti osvetljenje i kontrast na dobijenoj slici tako da se vide dva diska u kvadratima. Potom se izbroje vidljivi diskovi i provere da li su u referentnim vrednostima.

Tolerancija: minimum 12 diskova

Test prostorne rezolucija

Namena testa: da obezbedi da se prostorna rezolucija nije pogoršala sa vremenom.

Oprema: TOR 18FG Leeds fantom, XI sistem.

Postupak: Leeds fantom se postavlja na terapijski sto, tako da je centar fantoma pod uglom od 45° namešten na lasere i da je gornja površina fantoma u izocentru (Slika 6.20.) i bakarna ploča se postavlja na gornju površinu fantoma. Zatim se vrši CBCT akvizicija predefinisanim imidžing protokolom (50 kV, 50 mA, 10 ms) u XI sistemu. Podesiti osvetljenje i kontrast na dobijenoj slici tako da se vide dva diska u kvadratima. Uveličati deo za proveru prostorne rezolucija i izbrojati koliko se grupa jasno vidi, prema Slika 6.21. i proveriti da li je u granici tolerancije.

Tolerancija: Minimum 10 grupa (1.4 lp/mm)

Vreme trajanja testova provere kvaliteta slike planarnog kV imidžing sistema: 15 minuta.

6.2.3.2.3. CBCT (kV) imidžing sistema

Namena testa: da se obezbedi da se performanse imidžing sistema nisu pogoršale sa vremenom.

Oprema: Catphan604 fantom, libela, XI sistem.

Postupak: Catphan fantom se postavi na terapijski sto prema Slika 6.22. i poravnavaju se centralni markeri na fantomu sa sagitalnim laserom, kao i horizontalni laser sa markerom za podešavanje visine, tako da je centar fantoma otprilike u izocentru aparata.

Test uniformnosti

Postupak: Napravi se CBCT akvizicija sa predefinisanim parametrima za regiju glave u XI sistemu. Odabрати transversalni presek gde se nalazi modul za proveru uniformnosti (Slika 6.30.). Potom se proveravaju HU vrednosti u četiri periferne regije od interesa i centralnoj regiji od interesa. Razlika između perifernih HU vrednosti i centralne treba da bude u granici tolerancije. Zatim se ponovi postupak za CBCT imidžing protokol za pelvičnu regiju.

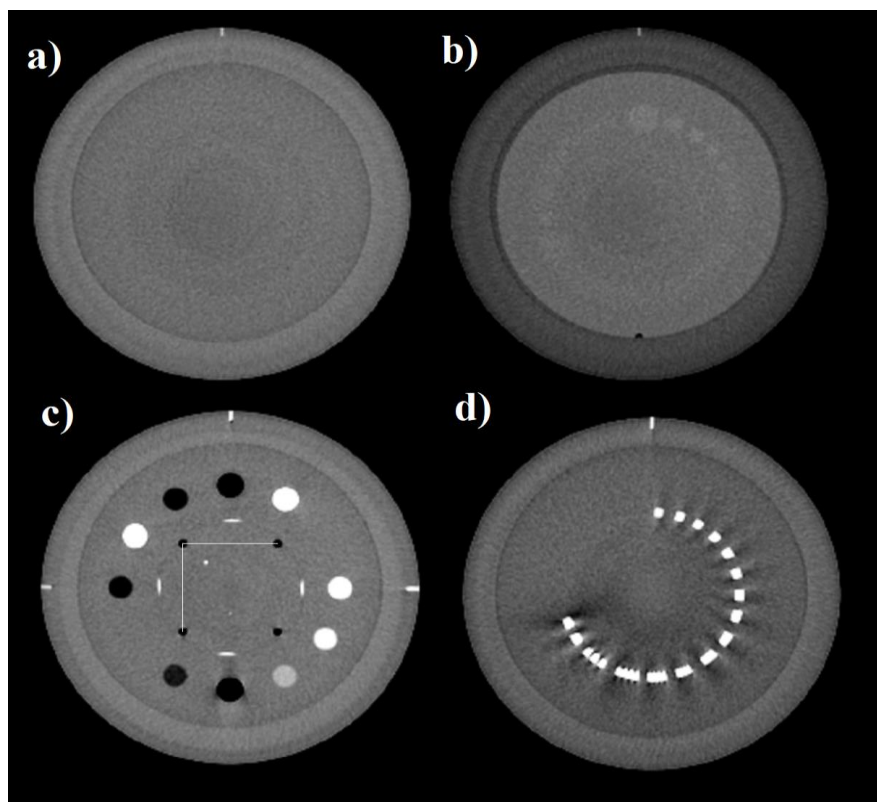
Tolerancija: ± 30 HU.

Test vidljivosti niskog kontrasta

Postupak: Iskoristiti CBCT sliku iz prethodnog testa za pelvičnu regiju. Odabрати transferzalni presek gde se nalazi modul za proveru vidljivosti niskog kontrasta (Slika 6.30.).

zatim, podesiti osvetljenje i kontrast i videti koji od kružića se mogu videti, poslednji vidljiv kružić predstavlja najmanju kontrastnu rezoluciju i proveriti da li su u granici tolerancije.

Tolerancija: za supra-slice 1% potrebno da se vidi krug od 15 mm.



Slika 6.30. Moduli za proveru kvaliteta CBCT slike XI sistem: a) modul uniformnosti, b) modul kontrastne rezolucije, c) linearnosti HU i geometrijske reozolucije i d) modul prostorne rezolucije

Test prostorne rezolucije

Postupak: Iskoristiti CBCT slike iz prethodnog testa. Odabrati transverzalni presek gde se nalazi modul za proveru prostorne rezolucije (Slika 6.30.). Izbrojati najviše vidljivih linijskih parova.

Tolerancija: ≥ 6 lp/cm (za parametre skeniranja glave) i ≥ 4 lp/cm (za parametre skeniranja karlice)

Test prostorne linearnosti (distance)

Postupak: Iskoristiti CBCT slike iz prethodnog testa. Odabrati transverzalni presek gde se nalazi modul za proveru prostorne linearnosti (Slika 6.30.). Izmeriti rastojanje između krugova kao na Slika 6.30.

Tolerancija: $50 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$.

Test linearnosti HU

Postupak: Iskoristiti CBCT slike iz prethodnog testa. Odabrati transverzalni presek gde se nalazi modul za proveru linearnosti HU (Slika 6.30.). Potom izmeriti HU vrednost za insert vazduh, LDPE i akril i proveriti da li su u granici tolerancije.

Tolerancija: $- 1000 \pm 50$ HU za vazduh, 120 ± 50 HU za akril i $- 100 \pm 50$ HU za LDPE.

Vreme trajanja testova provere kvaliteta slike CBCT imidžing sistema: 30 minuta.

6.2.3.3. Godišnje provere

6.2.3.3.1. Mehaničke provere

Kalibracija koincidencija mehaničkog i zračnog kV i MV izocentra

Namena testa: da osigura da je isti izocentar između imidžing sistema i terapijskog izocentra, koji uključuje proveru rotacije gentryja, kolimatora i stola.

Oprema: IsoCal fantom, dodatak za određivanje izocentra, XI sistem

Postupak: IsoCal fantom se postavlja na terapijski sto, tako da je centar fantoma u izocentru, namešten pomoću lasera (Slika 6.28.). Na glavu aparata se postavlja dodatak za određivanje izocentra. Potom se vrši akvizicija MV/kV slika sa predefinisanim parametrima, kao i CBCT set slika. Nakon dobijenih slika, XI sistem automatski vrši analizu.

Tolerancija: 0.5 mm.

Vreme trajanja testa: 10 minuta

6.2.3.3.2. Kvalitet snopa kV imidžing sistema

Namena testa: da se obezbedi da kvalitet snopa ne utiče na kvalitet slike.

Oprema: MagicMax sistem i multi-detektor za kV snop, XI sistem.

Postupak: Postaviti multi-detektor za kV snop u izocentar aparata i povezati ga sa svim delovima sistema, kao na Slika 6.31. Zatim se u XI sistemu odabere imidžing protokol koji se koristi klinički i napravi se akvizicija. Merenja je potrebno izvršiti minimum tri puta. Potom se proveru da su sledeći parametri u granici tolerancije: napon, debljina poluslabljenja, vreme.



Slika 6.31. Postavka opreme za proveru kvaliteta kV snopa

Potrebno je izvršiti sve korake u gore navedenom testu za ostale imidžing protokole koje se koriste klinički.

Tolerancija: $\pm 5\%$ od referentne vrednosti.

Vreme trajanja testa: 15 minuta.

6.2.3.3.3. Imidžing doza za planarni (MV i kV) i CBCT imidžing sistem

Namena testa: da se osigura da pacijenti primaju odgovarajuću imidžing dozu tokom IGRT procedura u radioterapiji.

Oprema: MagicMax sistem, multi-detektor za kV snop, jonizaciona komora DCT10-MM, CBDI fantom, XI sistem.

Postupak:

U slučaju planarnog kV imidžing sistema postupak je sledeći: Multi-detektor za kV snop se postavlja u izocentar aparata i povezuje se sa svim delovima sistema, kao što je prikazano na Slika 6.31. Potom se u XI sistemu odabere jedan imidžing protokol, napravi se akvizicija i zabeleži se rezultat. Ponoviti merenja za druge kliničke imidžing protokole i proveriti da li je doza u granici tolerancije, za sve ispitivane protokole.

U slučaju CBCT kV imidžing sistema postupak je sledeći: Postaviti CBDI fantom u izocentar aparata, postaviti jonizacionu komoru u fantom i povezati je sa Magic Max sistemom, kao na Slika 6.32. U zavisnosti koji imidžing protokol se proverava tako odabрати i dimenziju CBDI fantoma. Ako se ispituje imidžing doza za protokol glave odraslog čoveka, postaviti CBDI fantom dijametara 16 cm, ako se ispituje imidžing doza za protokole torakalne i pelvične regije, postaviti CBDI fantom dijametara 32 cm.



Slika 6.32. Postavka fantoma za proveru CBCT imidžing doze

Izmeriti CBDI vrednosti u centru fantoma i na perifernim pozicijama, tako što se u XI sistemu odabere jedan imidžing protokol i napravi akvizicija u svakoj od merenih tačaka u fantomu. Na osnovu formule $CBDI_w = \frac{1}{3}CBDI_{centar} + \frac{2}{3}CBDI_{periferija}$ (4.22) izračunati vrednost CBDI za odabrani imidžing protokol.

Ponoviti merenja za druge kliničke imidžing protokole i proveriti da li je doza u granici tolerancije, za sve ispitivane protokole.

Tolerancija: $\pm 20\%$ od referentne vrednosti doze.

Vreme trajanja testa: 30 minuta.

6.2.3.3.4. Provera rada imidžing sistema

Napraviti rezervne kopije podataka i osloboditi memoriju sistema, ukoliko je potrebno.

6.3. Merenje apsorbovane doze i kontrola kvaliteta slike CBCT imidžing protokola u radioterapiji

Merenje apsorbovane doze CBCT imidžing protokola u antropomorfnim fantomima će pružiti uvid o količini doze koja se isporuči i pacijentu prilikom tih istih imidžing protokola. Ovo merenje je, takođe, značajno iz sledećih razloga:

- 1) CBCT imidžing se svakodnevno koristi skoro kod svih pacijenata,
- 2) zapremina koja primi dozu od CBCT imidžinga je uglavnom mnogo veća od radioterapijske regije tokom istog tretmana,
- 3) ustanove nemaju optimizovane protokole već koriste predefinisane protokole proizvođača,
- 4) nedefinisani protokoli za decu i mlade pacijente.

Glavni i najvažniji princip kojim se treba rukovoditi jeste ALARA princip (engl. *As Low As Reasonable Achievable*), koji kaže da se, u našem slučaju, pacijentu smanji izlaganje jonizujućem zračenju što je manje moguće. Naravno potrebno je voditi računa o kvalitetu slike koji se dobije, s obzirom na cilj dobijanja slike i sveobuhvatnog radioterapijskog tretmana, imidžing protokol treba da se sastoji od toga koji je kvalitet slike potreban za koji radioterapijski tretmana.

6.3.1. Merenje apsorbovane doze CBCT imidžing protokola u radioterapiji

U prethodnom poglavlju je navedena kontrola kvaliteta imidžing sistema dva različita tipa linearnih akceleratora na Institutu za onkologiju Vojvodine, u kojem je prikazana i metodologija provere imidžing doze CBCT imidžing protokola preko CBDI vrednosti. Uzevši u obzir da CBDI vrednosti ne predstavljaju apsorbovanu dozu, već samo dozni indeks, kako je to i objašnjeno u četvrtom poglavlju. Apsorbovana doza CBCT imidžing protokola će se određivati preko formule $D_{w,Q} = M_Q N_{K,Q_0} [(\mu_{en}/\rho_{w,air})]_{Q_0} p_{Q_0} k_{Q,Q_0}$ (4.23) i formalizma objašnjenog u poglavlju 4.3.

Merenje apsorbovane doze CBCT imidžing protokola će biti predstavljena u daljem tekstu za tri različite anatomske regije u antropomorfnim fantomima za različite CBCT imidžing protokole, kod Varian TrueBeam i Elekta Versa HD linearnih akceleratora.

Na osnovu formalizma opisanog u poglavlju 4.3.2, apsorbovana doza kilovoltažnog CBCT imidžing sistema se računa kao apsorbovana doza u vodi preko sledeće formule [22]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{K,Q_0} [(\mu_{en}/\rho_{w,air})]_{Q_0} p_{Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (6.3.)$$

gde je M_Q očitavanje dozimetra, N_{K,Q_0} kalibracioni faktor u vazduhu za kvalitet snopa Q_0 , $[(\mu_{en}/\rho_{w,air})]_{Q_0}$ je maseni koeficijent apsorpcije energije za vodu i vazduh za kvalitet snopa Q_0 , a p_{Q_0} je korekcionni faktor koji uračunava: efekat razlike u spektru na odziv komore za poziciju komore tokom kalibracije u vazduhu i na referentnoj dubini u vodi, zamena vode vazduhom i materijalom zida komore, uticaj baze komore na odziv komore u vodi u vazduhu, uticaj na odziv komore vodootpornog, a k_{Q,Q_0} je faktor specifičan za komoru koji ispravlja razliku između referentnog kvaliteta snopa Q_0 i stvarnog kvaliteta snopa korisnika Q [22]. Ovako dobijena vrednost predstavlja apsorbovanu dozu u referentnoj tački u odsustvu jonizacione komore za mereni snop.

Radi daljeg upoređivanja, merena je i apsorbovana doza za CT protokole za planiranje u svim antropomorfnim fantomima kao i za merenje apsorbovane doze CBCT imidžing protokola. Ispitivani su protokoli za regiju glave, torakalne i pelvične regije sa parametrima akvizicije koji važe za standardna snimanja tokom CT simulacije: 140 kV, (head 197mA, 1000ms, thorax 90 mA, 500ms, pelvis 180mA, 500ms).

6.3.1.1. Određivanje merne nesigurnosti

Merna nesigurnost prilikom određivanja apsorbovane doze za pacijenta od kV imidžing snopa u radioterapiji, će biti određivana po preporuci Međunarodne agencije za atomsku energiju prema *Code of Practice TRS 398* [22]. Merna nesigurnost će biti prikazana kao kombinovana standardna nesigurnost prema formuli [22]:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (6.4.)$$

gde je u_A standardna nesigurnost tipa A i u_B standardna nesigurnost tipa B.

U slučaju kada imamo n broj merenja, posmatrane vrednosti x_i , najbolja procena vrednosti x je preko aritmetičke sredine, dok se njeno rasejanje najbolje može okarakterisati preko standardne devijacije [22]. Tada važi standardna nesigurnost tipa A i ona se određuje preko standardne devijacije srednje vrednosti [22].

U slučaju kada se nesigurnost merenja ne može odrediti ponavljanjem merenja, tada imamo standardnu nesigurnost tipa B, koja se može odrediti preko verovatnoće distribucije [22].

6.3.2. Kontrola kvaliteta slike CBCT imidžing protokola u radioterapiji

U cilju dobijanja šire slike o funkcionisanju CBCT imidžing sistema, pored provere doze CBCT imidžing protokola potrebno je i proveriti kvalitet slike istog CBCT imidžing protokola. Zbog čega će se i kvalitet slike CBCT imidžing protokola odrediti za iste CBCT imidžing protokole za koje će se odrediti i apsorbovana doza.

Kako bi se dobili objektivni rezultati kvalitet slike CBCT imidžing protokola će odrediti pomoću fantoma namenjenog za takvu vrstu provere i softvera.

Koje testove i na koji način se vrši provera kvaliteta CBCT slike zavisi od korišćenog fantoma za akviziciju i oni su navedeni u sledećem delu.

Provera kvaliteta CBCT slike pomoću CatPhan 503 fantoma obuhvata sledeće testove:

- a) Uniformnost - predstavlja razliku između merenih vrednosti u pet različitim regija slike, uniformnog dela fantoma, i to gore, dole, levo, desno i u centralnoj regiji.
- b) Prostorna rezolucija (engl. *High contrast resolution*) - proverava se preko broja vidljivih linijskih parova ili preko MTF za kritičnu frekvenciju 2%.
- c) Kontrastna rezolucija (engl. *Low contrast resolution*) - proverava se preko vrednosti za polistiren i LDPE, kako je definisano u delu za kontrolu kvaliteta XVI sistema.
- d) Šum - proverava se u centralnoj regiji uniformnog dela fantoma, kao standardna devijacija CT broja.
- e) Geometrijska distorzija - proverava vertikalnu, horizontalnu i sagitalnu skalu, kako je definisano u delu za kontrolu kvaliteta XVI sistema.

Provera kvaliteta CBCT slike pomoću CatPhan 604 fantoma obuhvata sledeće testove:

- a) Uniformnost – predstavlja razliku između merenih vrednosti u centru i četiri različite regije slike, uniformnog dela fantoma, i to gore, dole, levo i desno.
- b) Konstantnost CT broja - proverava se za inserte vazduha, LDPE i akrila.
- c) Prostorna rezolucija (engl. *High contrast resolution*) - proverava se preko MTF za kritičnu frekvenciju 10 %.
- d) Kontrastna rezolucija (engl. *Low contrast resolution*) - proverava se kao najmanji detektovani dijametar na 1% kontrasta.
- e) Šum - proverava se u centralnoj regiji uniformnog dela fantoma.
- f) Geometrijska distorzija - proverava absolutnu razliku između distanci predefinisanih meta, kako je definisano u delu za kontrolu kvaliteta XI sistema.

Radi daljeg upoređivanja kvaliteta CBCT slike, ispitivan je i kvalitet slike za CT protokole za planiranje na isti način kao i provera kvaliteta CBCT slike XVI i XI sistema. Ispitivani su protokoli za regiju glave, torakalne i pelvične regije sa parametrima akvizicije koji važe za standardna snimanja tokom CT simulacije: 140 kV, (head 197mA, 1000ms, thorax 90 mA, 500ms, pelvis 180mA, 500ms).

U Tabela 6.2. su prikazani parametri kvaliteta CBCT slike sa prijemnog testiranja oba imidžing sistema. Granice tolerancije su navedene u odeljku kontrole kvaliteta imidžing sistema, za svaki imidžing sistem ponaosob.

Tabela 6.2. Kvalitet slike prijemnog testiranja XVI i XI sistema i CT-simulatora

Protokol	XVI	XI		CT-simulator		
		Head	Pelvis	Head	Thorax	Pelvis
Test	CAT	Head	Pelvis	Head	Thorax	Pelvis
Vidljivost niskog kontrasta	2.67 %	-	15 mm	2 mm	3 mm	3 mm
Prostorna rezolucija	11 lp/cm	8 lp/cm	5 lp/cm	5 lp/cm	5 lp/cm	5 lp/cm
Uniformnost						
Gore	0.13 %	-9 HU	7 HU	2.5 HU	15.3 HU	16 HU
Dole		-12 HU	7 HU			
Levo		-10 HU	7 HU			
Desno		-13 HU	6 HU			
Geometrijska rezolucija	0.1 mm	0.1 mm	0.1 mm	-	-	-
Senzitometrija						
vazduh	-	-999 HU	-1000 HU	-1000 HU	-976 HU	-1000 HU
LDPE		-86 HU	-91 HU	-110 HU	-83 HU	-88 HU
Akril		146 HU	128 HU	139 HU	129 HU	128 HU

6.3.3. Oprema za merenje apsorbirane doze i proveru kvaliteta CBCT slike

Prilikom merenja korišćena je raznovrsna oprema i tu spadaju:

1. Antropomorfni fantomi:
 - a) CIRS Shane (Computerized Imaging Reference Systems, SAD) – fantom sadrži složenu unutrašnju anatomiju, koja pruža realističnu simulaciju anatomije glave i vrata čoveka, dimenzija: 36 cm dužina, 36 cm širine (ramena) i 22 cm debljina. Konstruisan je od nekoliko različitih materijala koji su ekvivalentni mekom tkivu, vazduhu, kosti. Fantom se sastoji od zamenljivih umetaka u koje se postavlja

jonizaciona komora, koje je moguće postaviti u četiri paralelnih otvora napravljenih u fantomu, na različitim dubinama. Slika fizičkog izgleda i CT slika CIRS Shane fantoma je prikazana na sledećoj slici.



Slika 6.33. CIRS Shane antropomorfni fantom

Fantom je moguće koristiti od akvizicije CT slike do dozimetrije verifikacije plana, čime se obuhvata kompletan proces rada RT tretmana. U ovom slučaju, koristiće se za merenje apsorbovane doze i procenu kvaliteta slike CBCT imidžing protokola za regiju glave i vrata.

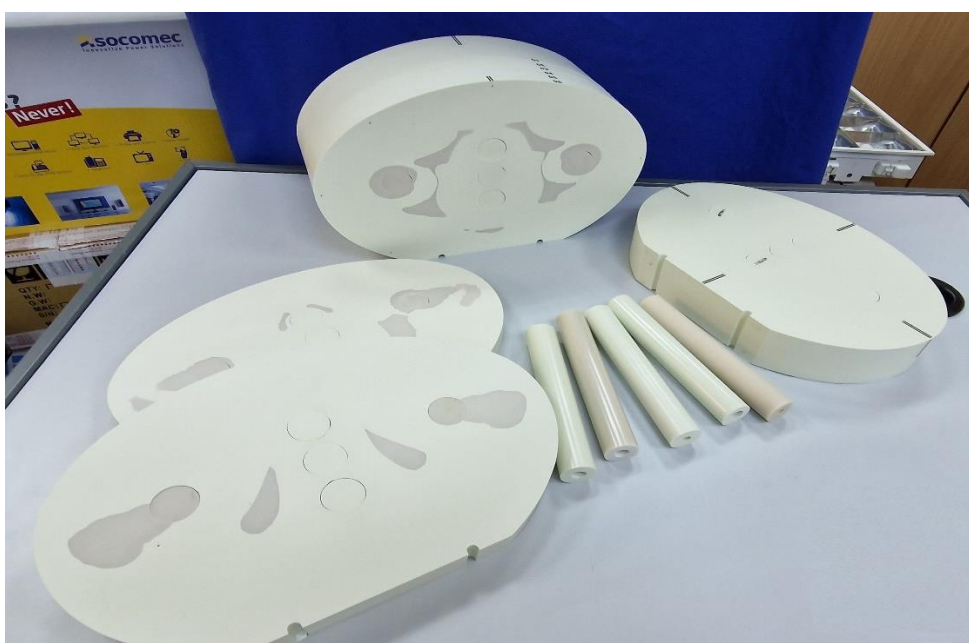
- b) CIRS Thorax (Computerized Imaging Reference Systems, SAD) - fantom ima eliptični oblik i predstavlja prosečan čovečiji torzo, dimenzija: 30 cm dužina, 30 cm širina i 20cm debljina i konstruisan je od materijala koji su ekvivalentni vodi, kostima i plućima.



Slika 6.34. CIRS Thorax antropomorfni fantom

Fantom se sastoji od zamenljivih umetaka u koje se postavlja jonizaciona komora, koje je moguće postaviti u deset paralelnih otvora napravljenih u fantomu. Slika fizičkog izgleda i CT slika CIRS Thorax fantoma je prikazana na Slika 6.34. Fantom je moguće koristiti od akvizicije CT slike do dozimetrijske verifikacije plana. Kao i prethodni, i ovaj fantom će se koristiti za merenje apsorbovane doze i procenu kvaliteta slike CBCT imidžing protokola za torakalnu regiju.

- c) CIRS Pelvis (Computerized Imaging Reference Systems, SAD) – fantom ima eliptičan oblika i predstavlja prosečan čovečiji pelvis, dimenzija: 21.4 cm dužina, 30 cm širina i 20 cm debljina i konstruisan je od materijala koji je ekvivalentan voda i trodimenzionom skeletu čovekovog pelvisa. Fantom se sastoji od zamenljivih umetaka u koje se postavlja jonizaciona komora, koje je moguće postaviti u pet paralelnih otvora napravljenih u fantomu. Slika fizičkog izgleda i CT slika CIRS Pelvis fantoma je prikazana na sledećoj slici.

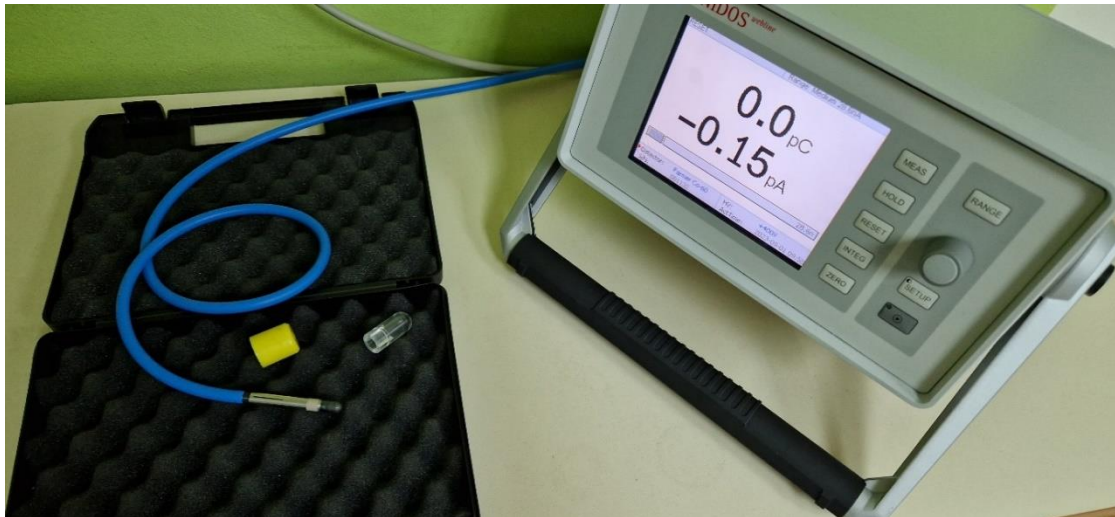


Slika 6.35. CIRS Pelvis antropomorfni fantom

Fantom je moguće koristiti od akvizicije CT slike do dozimetrijske verifikacije plana. Kao i prethodna dva fantoma, i ovaj fantom će se koristiti za merenje apsorbovane doze i procenu kvaliteta slike CBCT imidžing protokola za pelvičnu regiju.

2. Jonizacione komore i elektrometri:

- a) PTW 31010 Semiflex jonizaciona komora i UNIDOSE weblina elektrometar (PTW-Freiburg, Nemačka) – jonizaciona komora je cilindričnog oblika i tipa je komore ispunjene vazduhom koja detektuje zračenje kroz jonizaciju vazduha u samoj komori. Ovaj tip jonizacione komore ima senzitivnu zapreminu od 0.125 cm^3 (radijus 2.75 mm, dužina 6.5 mm). Zid senzitivne zapremina je napravljen od PMMA i grafita, dok je centralna elektroda od aluminijuma (dijametar 1.1 mm). Kao takva ima dobru prostornu rezoluciju, ali je i smatra dovoljno velikom za precizno merenje doze. Navedeni elektrometar je jedno-kanalni, prenosivi uređaj sa velikom preciznošću za očitavanje signala jonizacione komore. Uređaj je sposoban da očitava struju reda veličine 0.001 pA . Na sledećoj slici je prikazana navedena komora i elektrometar.



Slika 6.36. Semiflex jonizaciona komora i UNIDOSE weblina elektrometar

- b) IBA FC65-G Farmer jonizaciona komora i DOSE 1 elektrometar (IBA Dosimetry GmbH, Nemačka) – jonizaciona komora je cilindričnog oblika i tipa je komore ispunjene vazduhom koja detektuje zračenje kroz jonizaciju vazduha u samoj komori. Ovaj tip jonizacione komore ima senzitivnu zapreminu od 0.65 cm^3 (radijus 3.1 mm, dužina 23.1 mm). Zid senzitivne zapremina je napravljen od grafita, dok je centralna elektroda od aluminijuma (dijametar 1 mm). Ovakva komora je standardna komora za referentna merenja. Navedeni elektrometar je jedno-kanalni, prenosivi uređaj sa velikom preciznošću za očitavanje signala jonizacione komore. Uređaj je sposoban da očitava struju reda veličine 0.1 pA . Na sledećoj slici je prikazana navedena komora i elektrometar.



Slika 6.37. Farmer jonizaciona komora i DOSE 1 elektrometar

3. Ostali fantomi:
 - a) Catphan 503 i Catphan 604 fantomi (The Phantom Laboratory, SAD) su opisani u prethodnom poglavlju 6.2.1.
4. Softveri:

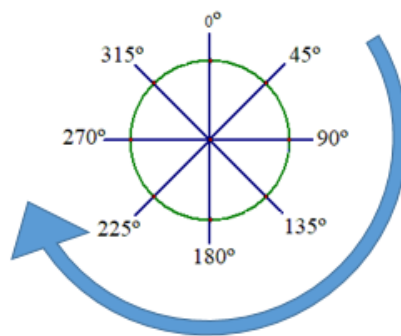
- a) Smári (The Phantom Laboratory, SAD) – je servis za automatsku analizu slike u kome postoji biblioteka fantoma, zatim je moguće definisati modaliteta imidžing sistema za koje su predefinisati testovi provere kvaliteta slike.
- b) Microsoft Excel – je program korišćen za obradu rezultata.

6.3.4. CBCT imidžing protokoli

Ispitivanje apsorbovane doze i analiza kvaliteta slike obuhvataju kliničke CBCT protokole za regiju glave i vrata, torakalnu i pelvičnu regiju. Za XVI sistem, parametri skeniranja i rekonstrukcije slike za različite CBCT protokole za regiju glave i vrata prikazani su u Tabela 6.3., za torakalnu regiju su prikazani u Tabela 6.4., dok su u Tabela 6.5. prikazani parametri skeniranja za pelvičnu regiju. Za XI sistem, parametri skeniranja i rekonstrukcije slike za CBCT protokole za regiju glave i vrata su prikazani u Tabela 6.6., za torakalnu regiju prikazani u Tabela 6.7., dok su u Tabela 6.8. prikazani parametri skeniranja za pelvičnu regiju. Na slikama Slika 6.38., Slika 6.39., Slika 6.40., Slika 6.41., Slika 6.42., Slika 6.43. su šematiski prikazani uglovi akvizicije za sve protokole, za XVI i XI sistem, respektivno.

Tabela 6.3. Elekta protokoli za regiju glave i vrata

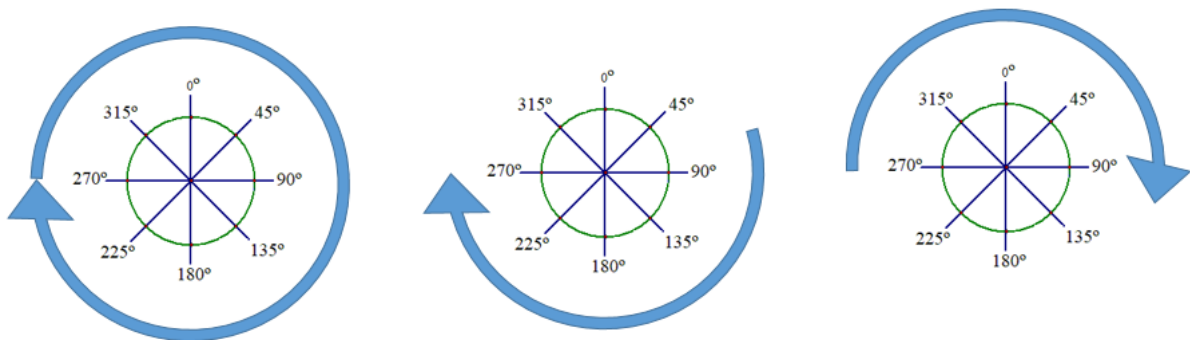
Naziv Protokola	Head and Neck	Fast Head and Neck
Napon [kV]	100	100
Struja [mA]	10	10
Vreme espozicije [ms]	10	10
Ukupna ekspozicija [mAs]	36.6	18.3
Filter	F0	F0
Ugao skeniranja [°]	200	200
Broj projekcija	366	183
Frame rate Brzina ekspozicije [fps]	5.5	5.5
Brzina gentryja [°/s]	3	6
Trajanje akvizicije [s]	67	33
wCDBI [mGy]	1	0.5
Veličina matriksa piksela	512×512	512×512
Veličina polja u izocentru dijametar [cm] dužina [cm]	27.4 23.9	27.4 23.9
Debljina preseka [mm]	3	3
Rekonstrukcioni algoritam	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)
Rekonstrukcioni filter	Wiener	Wiener



Slika 6.38. Šematski prikaz rotacije kV izvora za Head and Neck i Fast Head and Neck protokol

Tabela 6.4. Elekta protokoli za torakalnu regiju

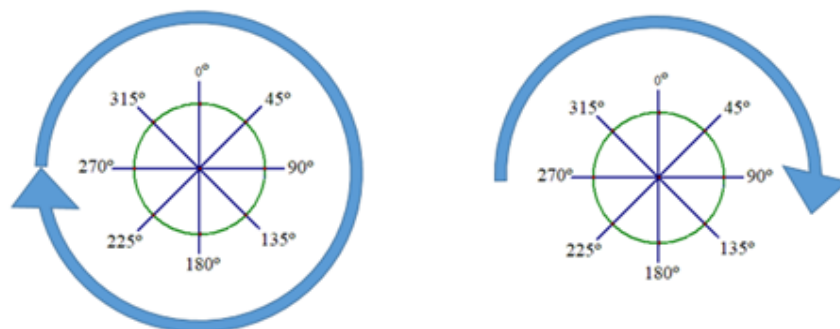
Naziv Protokola	Chest	Thorax Partial Left	Thorax Partial Right
Napon [kV]	120	120	120
Struja [mA]	20	10	10
Vreme ekspozicije [ms]	20	20	20
Ukupna ekspozicija [mAs]	264	74	74
Filter	F1 full Al	F1 full Al	F1 full Al
Ugao skeniranja [°]	360	200	200
Broj projekcija	660	370	370
Frame rate Brzina ekspozicije [fps]	5.5	5.6	5.6
Brzina gentrija [°/s]	3	3	3
Trajanje akvizicije [s]	120	67	67
wCDBI [mGy]	4.9	1.9	1.9
Veličina matriksa piksela	512×512	512×512	512×512
Veličina polja u izocentru dijametar [cm] dužina [cm]	41.7 21.9	27.4 23.9	27.4 23.9
Debljina preseka [mm]	3	3	3
Rekonstrukcioni algoritam	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)
Rekonstrukcioni filter	Wiener	Wiener	Wiener



Slika 6.39. Šematski prikaz rotacije kV izvora za Chest (levo), Thorax Partial Left (sredina) i Thorax Partial Right (desno)

Tabela 6.5. Elekta protokoli za pelvičnu regiju

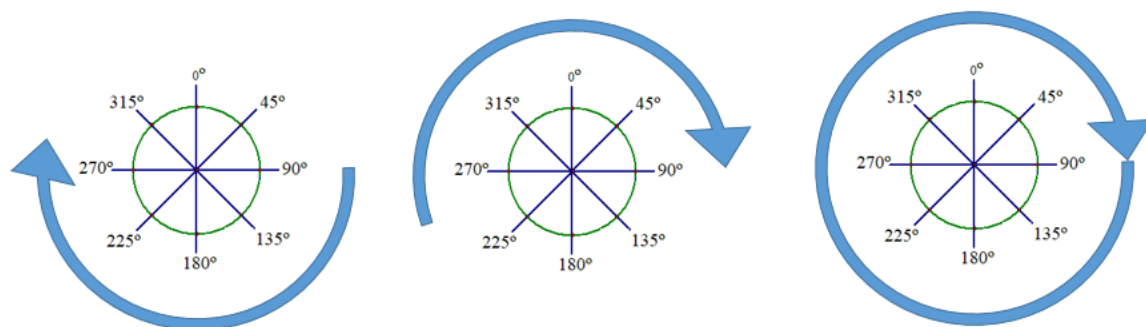
Naziv Protokola	Pelvis	Fast Pelvis	Prostate	Fast Prostate
Napon [kV]	120	120	120	120
Struja [mA]	40	40	64	64
Vreme espozicije [ms]	40	40	40	40
Ukupna ekspozicija [mAs]	1056	528	1690	845
Filter	F1 full Al	F1 full Al	F1 full Al	F1 full Al
Ugao skeniranja [°]	360	360	360	360
Broj projekcija	660	330	660	330
Frame rate Brzina ekspozicije [fps]	5.5	5.5	5.5	5.5
Brzina gentrja [°/s]	3	6	3	6
Trajanje akvizicije [s]	120	60	120	60
wCDBI [mGy]	22	11	32.2	16.1
Veličina matriksa piksela	512×512	512×512	512×512	512×512
Veličina polja u izocentru dijametar [cm] dužina [cm]	41.7 21.9	41.7 21.9	41.7 14.1	41.7 14.1
Debljina preseka [mm]	3	3	3	3
Rekonstrukcioni algoritam	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)	Feldkamp-Davis-Kress (FDK)
Rekonstrukcioni filter	Wiener	Wiener	Wiener	Wiener



Slika 6.40. Šematski prikaz rotacije kV izvora za Pelvis, Fast Pelvis, Prostate i Fast Prostate (levo)

Tabela 6.6. Varian protokoli za regiju glave i vrata

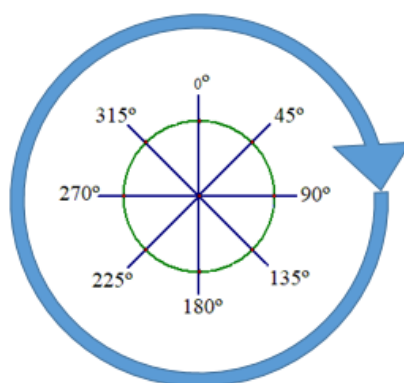
Naziv Protokola	Head half down	Head half up	Head full	Image Gently
Napon [kV]	100	100	100	80
Struja [mA]	15	15	15	10
Vreme ekspozicije [ms]	20	20	20	20
Ukupna ekspozicija [mAs]	150	150	270	180
Filter	full-Al+Ti	full-Al+Ti	full-Al+Ti	full-Al+Ti
Ugao skeniranja [°]	200	200	360	360
Broj projekcija	500	500	900	900
Frame rate Brzina ekspozicije [fps]	15	15	15	15
Brzina gentryja [°/s]	6	6	6	6
Trajanje akvizicije [s]	33	33	60	33
wCDBI [mGy]	3.17	3.17	5.7	1.69
Veličina matriksa piksela	512×512	512×512	512×512	512×512
Veličina polja u izocentru dijametar [cm] dužina [cm]	26.2 18.5	26.2 18.5	26.2 18.5	26.2 18.5
Debljina preseka [mm]	2	2	2	2
Rekonstrukcioni algoritam	Feldkamp-David-Kress (FDK)	Feldkamp-David-Kress (FDK)	Feldkamp-David-Kress (FDK)	Feldkamp-David-Kress (FDK)
Rekonstrukcioni filter	Smooth	Smooth	Smooth	Smooth



Slika 6.41. Šematski prikaz rotacije kV izvora za Head half down (levo), Head half up (sredina), Head full (desno) i Image Gently (levo) protokola

Tabela 6.7. Varian protokoli za torakalnu regiju

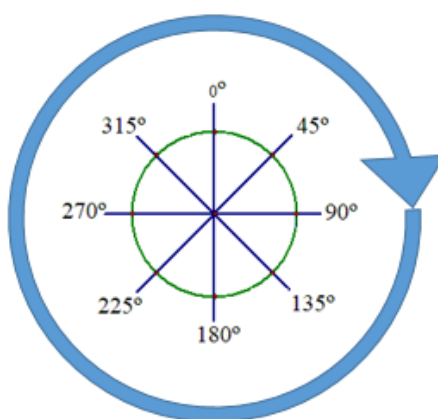
Naziv Protokola	Thorax
Napon [kV]	125
Struja [mA]	15
Vreme espozicije [ms]	20
Ukupna ekspozicija [mAs]	270
Filter	Half-Al+Ti
Ugao skeniranja [°]	360
Broj projekcija	900
Frame rate Brzina ekspozicije [fps]	15
Brzina gentryja [°/s]	6
Trajanje akvizicije [s]	60
wCDBI [mGy]	4
Veličina matriksa piksela	512×512
Veličina polja u izocentru dijametar [cm] dužina [cm]	46.5 17.5
Debljina preseka [mm]	2
Rekonstrukcioni algoritam	Feldkamp-David-Kress (FDK)
Rekonstrukcioni filter	Smooth



Slika 6.42. Šematski prikaz rotacije kV izvora za Thorax

Tabela 6.8 Varian protokoli za pelvičnu regiju

Naziv Protokola	Pelvis	Large Pelvis
Napon [kV]	125	140
Struja [mA]	60	75
Vreme ekspozicije [ms]	20	25
Ukupna ekspozicija [mAs]	1080	1688
Filter	Half-Al+Ti	Half-Al+Ti
Ugao skeniranja [°]	360	360
Broj projekcija	900	900
Frame rate Brzina ekspozicije [fps]	15	15
Brzina gentryja [°/s]	6	6
Trajanje akvizicije [s]	60	60
wCDBI [mGy]	16	36.8
Veličina matriksa piksela	512×512	512×512
Veličina polja u izocentru dijametar [cm] dužina [cm]	46.5 17.5	46.5 17.5
Debljina preseka [mm]	2	2
Rekonstrukcioni algoritam	Feldkamp- David-Kress (FDK)	Feldkamp- David-Kress (FDK)
Rekonstrukcioni filter	Smooth	Smooth



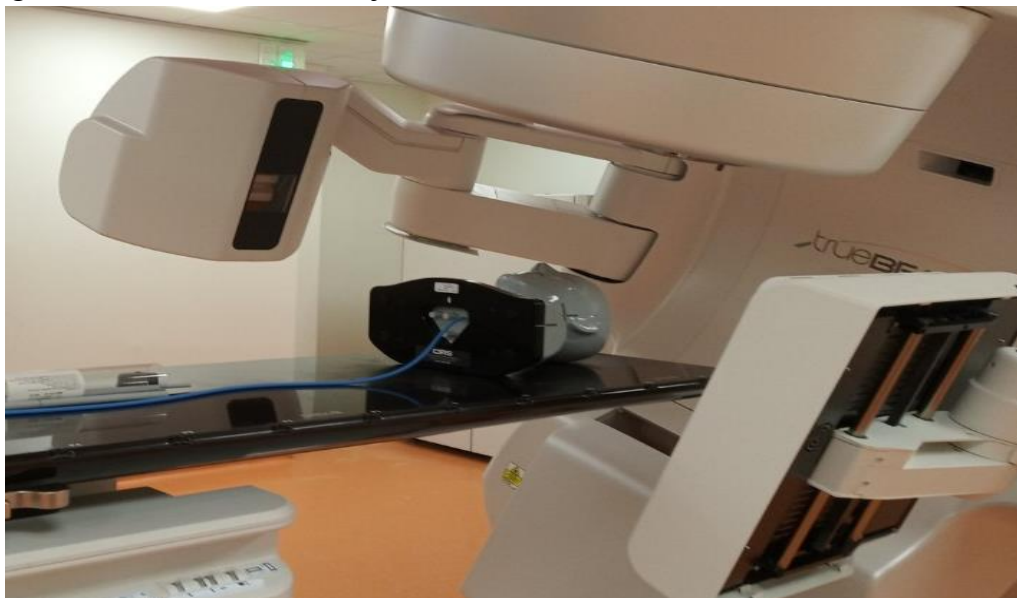
Slika 6.43. Šematski prikaz rotacije kV izvora za Pelvis, Large pelvis

6.3.5. Merenje apsorbovane doze za regiju glave i vrata

Merenje apsorbovane doze je rađeno sa Shane fantomom i 31010 Semiflex jonizacionom komorom za XVI i XI imidžing sistem sa protokolima za regiju glave i vrata koji su navedeni u Tabela 6.3. i Tabela 6.6.

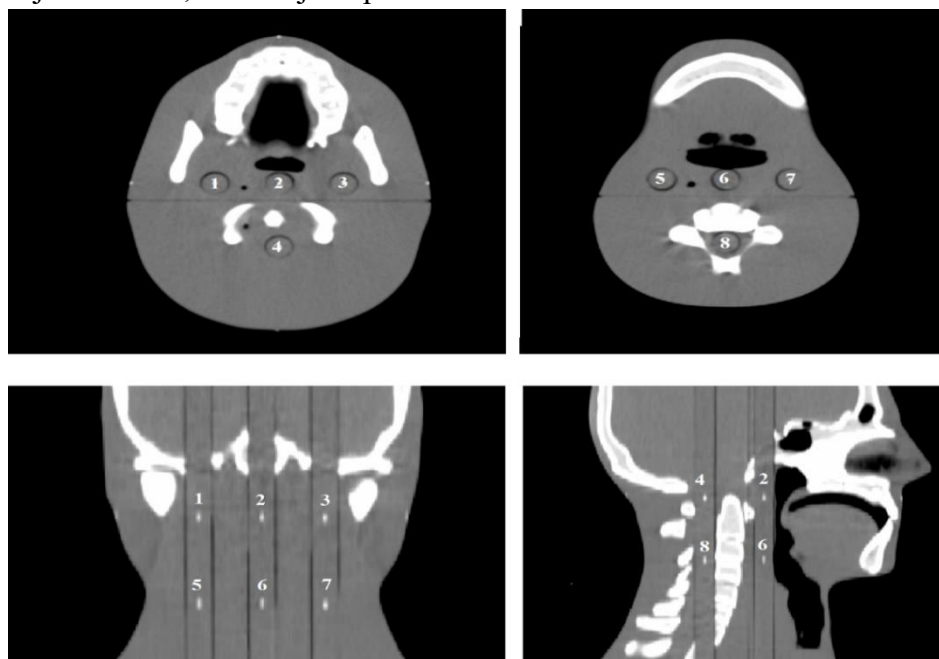
Postupak merenja doze za metu i organe od rizika u regiji glave i vrata je sledeći:

1. Shane fantom se pozicionira prema kliničkom protokolu za pozicioniranje za regiju glave i vrata, kao na sledećoj slici.



Slika 6.44. Postavka Shane fantoma prilikom merenja

2. Kalibrisana semiflex jonizaciona komora postavlja se na mesto u fantomu koje odgovara meti/izocentru-2, levoj parotidi-3, desnoj parotidi-1, produženoj moždini-4 i kičmenoj moždini-8, kao što je to prikazano na Slika 6.45.



Slika 6.45. Shane fantom sa obeleženim mestima za komoru

3. Jonizaciona komora se povezuje sa UNIDOS weblina elektrometrom pomoću koga se vrši očitavanje, na osnovu koga se izračunava doza.
4. Prilikom merenja beleže se vrednosti temperature, pritiska (spoljašnjih faktora koji utiču na merenje).
5. Za svaku poziciju komore se rade tri merenja.
6. Isti postupak je ponovljen na isti način na Elekta Versa HD i Varian TrueBeam aparatima.

6.3.6. Merenje apsorbovane doze za torakalnu regiju

Merenje apsorbovane doze je rađeno sa Thorax fantomom i FC65-G Farmer jonizacionom komorom za XVI i XI imidžing sistem sa protokolima za torakalnu regiju koji su navedeni u Tabela 6.4. i Tabela 6.7.

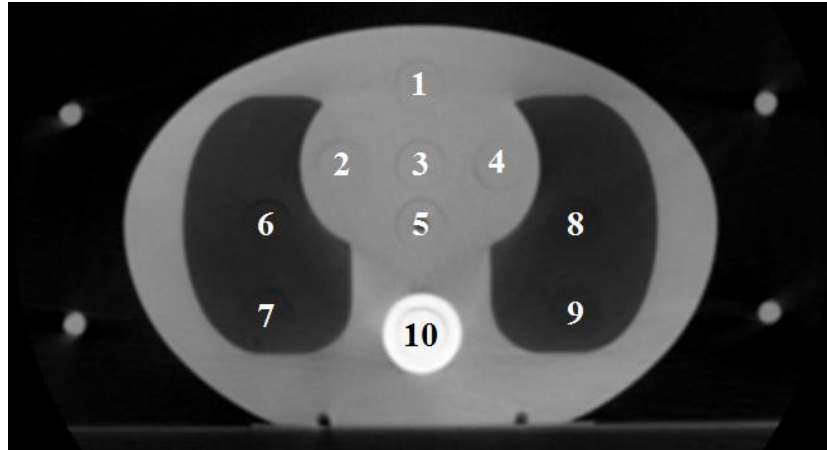
Postupak merenja doze za metu i organe od rizika u torakalnoj regiji je sledeći:

1. Thorax fantom se pozicionira prema kliničkom protokolu za pozicioniranje za torakalnu regiju, kao na sledećoj slici.



Slika 6.46. Postavka thorax fantoma prilikom merenja

1. Kalibrisana Farmer jonizaciona komora postavlja se na mesto u fantomu koje odgovara meti/izocentru-5, srcu-4, desnom plućnom krilu-6, levom plućnom krilu-8 i kičmenoj moždini-10, kao što je to prikazano na Slika 6.47.
2. Jonizaciona komora se povezuje sa DOSE 1 elektrometrom pomoću koga se vrši očitavanje, na osnovu koga se izračunava doza.
3. Prilikom merenja beleže se vrednosti temperature, pritiska (spoljašnjih faktora koji utiču na merenje).
4. Za svaku poziciju komore se rade tri merenja.
5. Isti postupak je ponovljen na isti način na Elekta Versa HD i Varian TrueBeam aparatima.



Slika 6.47. Thorax fantom sa obeleženim mestima za komoru

6.3.7. Merenje apsorbovane doze za pelvičnu regiju

Merenje apsorbovane doze je rađeno sa Pelvis fantomom i 31010 Semiflex jonizacionom komorom za XVI i XI imidžing sistem sa protokolima za pelvičnu regiju, koji su navedeni u Tabela 6.5. i Tabela 6.8.

Postupak merenja doze za metu i organe od rizika u pelvičnoj regiji je sledeći:

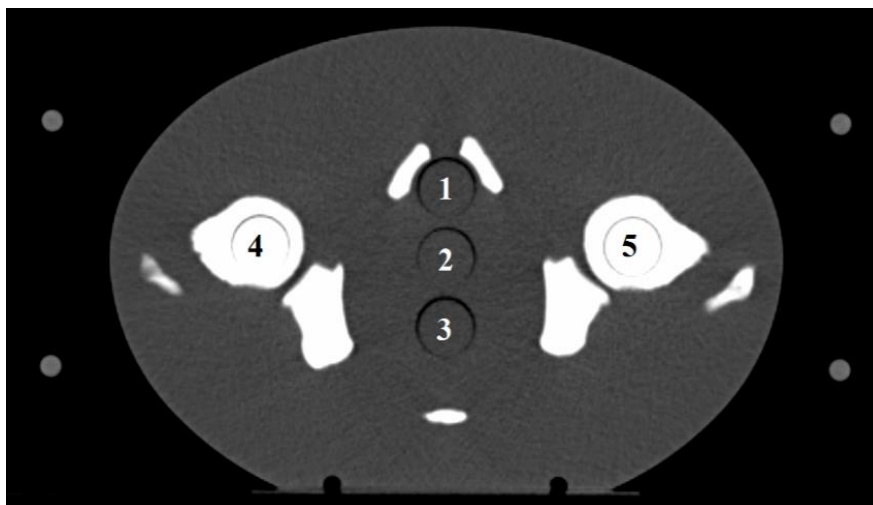
1. Pelvis fantom se pozicionira prema kliničkom protokolu za pozicioniranje za pelvičnu regiju, kao na sledećoj slici.



Slika 6.48. Postavka Pelvis fantoma prilikom merenja

2. Kalibrisana semiflex jonizaciona komora postavlja se na mesto u fantomu koje odgovara meti/izocentru-2, levoj glavi femura-3, desnoj glavi femura-5, bešici-1 i rektumu-3, kao što je to prikazano na Slika 6.49.
3. Jonizaciona komora se povezuje sa UNIDOS weblina elektrometrom pomoću koga se vrši očitavanje, na osnovu koga se izračunava doza.
4. Prilikom merenja beleže se vrednosti temperature, pritiska (spoljašnjih faktora koji utiču na merenje).
5. Za svaku poziciju komore se rade tri merenja.

6. Isti postupak je ponovljen na isti način na Elekta Versa HD i Varian TrueBeam aparatima.



Slika 6.49 Pelvis fantom sa obeleženim mestima za komoru

6.3.8. Provera kvaliteta CBCT slike imidžing sistema u radioterapiji

Provera kvaliteta CBCT slike imidžing sistema su rađena sa fantomima koji su dizajnirani za takvu vrstu provere i to sa CatPhan 503 i CatPhan 604 fantomima za XVI i XI imidžing sistem respektivno, za sve CBCT imidžing protokole koji su navedeni u poglavlju 6.3.4.

Akvizicija CBCT sa CatPhan fantomom je urađena u uskom vremenskom periodu kada je merena i apsorbovana doza kod istih CBCT protokola. Kvalitet slike je analiziran pomoću Smári servisa za testove koji su navedeni i opisani u poglavlju 6.3.2.

Postupak merenja je sledeći:

1. Postavka fantoma - postavlja se ispod glave akceleratora tako što je centar fantoma pozicioniran u izocentar kV snopa. Fantom je sa svojim drvenim kućištem postavljen na kraj stola tako da je deo gde se nalaze test moduli van stola, kao što je prikazano na Slika 6.50. Pomoću libele se vrši preciznija postavka fantoma.



Slika 6.50 Postavka Catphan 503 (levo) i Catphan 604 (desno) fantoma

2. Akvizicija fantoma sa gore navedenim CBCT protokolima.

3. Izvoz CBCT slika iz imidžing arhive i uvoz CBCT slika u Smári servisu.
4. Analiza slika u Smári servisu.
5. Isti postupak se ponavlja za svaki CBCT protokol i za svaki imidžing sistem posebno.

6.3.9. Monte Karlo simulacija apsorbovane doze

Pretragom literature pokazalo se da većina autora koristi vokselizovanu geometriju, tj geometriju fantoma skeniranog na CT. Ova metoda zahteva jak procesor i vremenski je zahtevana. Kako bi se izbegao ovaj problem a ipak došlo do verifikacije pripremljene rekonstruisane geometrije, fantom se rekonstruiše korišćenjem modelovanja *Constructive Solid Geometry* (CSG), s obzirom da daje odgovarajuće karakteristike geometrijskih traženih oblika. Sve dimenzije fantoma i organa su rekonstruisane korišćenjem podataka koje je dao proizvođač fantoma. Prema preporukama proizvođača korišćena je NIST baza podataka. Simulacija rendgen cevi je takođe moguće da se uradi u GEANT4, ali zahteva mnogo vremena. Zbog toga je ovde korišćen već verifikovan spektar X zraka, iz literature [41]. Sve simulacije urađene su upotrebom *EMLivermore*. Broj primarnih elektrona je procenjen sa statističkom nesigurnošću od ispod 2%. U svrhu verifikacije simulacione postavke i parametara, uporedili smo izračunate i izmerene procentualne dubinske doze u vodenom fantomu. Relativna razlika između izmerene i izračunate vrednosti bila je maksimalno do 3%.

6.4. Optimizacija CBCT imidžing protokola

Optimizacija je ključni princip okvira zaštite od zračenja, koja zahteva multidisciplinarni pristup [42]. Važna stavka prilikom upotrebe CBCT imidžinga jeste procena rizika u odnosu na korist za pacijenta. Značajna prednost CBCT imidžinga se ogleda u obezbeđivanje boljeg kvaliteta radioterapije, tako što se postiže preciznija i tačnija vizuelizacija mete i okolnog zdravog tkiva. Generalno rečeno, prilikom upotrebe imidžinga potrebno je pružiti samu svrhu tog imidžinga, kako bi se smanjilo nepoželjno izlaganje zračenju ili dobila neodgovarajuća klinička slika. Zbog toga je potrebna sveobuhvatna optimizacija, koja bi dovela do povećanja kliničke efikasnosti. Sveobuhvatna optimizacija imidžinga u radioterapiji uključuje sledeće oblasti: program obuke, pisane protokole, program kontrole kvaliteta, kliničku evaluaciju i reviziju, kao i izbor odgovarajuće opreme.

Upotreba imidžinga tokom radioterapijskog tretmana je uglavnom zanemarena u smislu korišćenja odgovarajućih protokola, koji podrazumevaju definisanje modaliteta koji se koristi u zavisnosti od tehnike i lokalizacije radioterapijskog tretmana, kao i trenutnog stanja pacijenta, frekvenciji njegovog korišćenja, metoda registracije, ali i ponavljanju imidžinga. Postoji znatan broj CBCT imidžing protokola koji su već definisani od strane proizvođača i podeljeni po anatomskim regijama. Međutim, prilikom odabira odgovarajućeg CBCT imidžing protokola, iako po definisanim anatomskim regijama, potrebno je uočiti razliku između pacijenata dečijeg uzrasta, mlađih pacijenata i odraslih. Ova problematika bila je i osnova nastanka ove studije, gde će tok optimizacije CBCT imidžinga u radioterapiji biti sledeći:

1. na osnovu merenja doznog indeksa za tri veličine fantoma biće određen koeficijent između te dve veličine,
2. na osnovu tog koeficijenta i izmerene apsorbovane doze u antropomorfnim fantomima biće moguće odrediti apsorbovanu dozu za svakog pacijenta na osnovu podataka o njegovim dimenzijama.

Ova optimizacija uključuje dva tipa CBCT imidžing sistema, kao i kod prethodnih merenja.

Na osnovu vrednosti doznog indeksa i apsorbovane doze moguće je proceniti apsorbovanu dozu za pacijenta, pre početka radioterapijskog tretmana, a nakon CTa za planiranje. U tom slučaju bi se mogao odrediti imidžing protokol tokom planiranja radioterapijskog tretmana, a ne neposredno pre početka radioterapijskog tretmana na samom aparatu. Pored sveobuhvatnog programa osiguranja kvaliteta, odgovarajuće opreme i tehnike, kalibracije snopa i opreme, određivanja doprinosa doze od imidžinga predstavlja važan alat za optimizaciju [43]. Na osnovu procene apsorbovane doze za pacijenta dalja optimizacija će biti usmerena na kliničkom primeru kod kraniospinalne radioterapije, što će za cilj imati optimizaciju prakse imidžing protokola na Institutu za onkologiju Vojvodine.

Pored navedenog toka optimizacije ove studije, u nastavku poglavlja biće spomenuta i strategija smanjenja imidžing doze, koja uključuje standardnu optimizaciju CBCT imidžing protokola, preko smanjenja parametara akvizicije.

6.4.1. Strategija smanjenja imidžing doze

Standardna optimizacija imidžing sistema se uglavnom odnosi na sledeće strategije, koje mogu da obuhvate:

- modalitet imidžinga – najčešći modalitet imidžinga u radioterapiji su planarni (kV i MV) i zapreminski (kV i MV) imidžing. Planarni kV imidžing može da

smanji dozu za pacijenta za red veličine manje nego kV CBCT, za dva reda veličine manje nego MV CBCT [44, 45]. Međutim, treba se imati na umu da planarni modaliteti ne mogu da pruže 3D vizuelizaciju pacijenta, a time se može narušiti preciznost i tačnost radioterapijskog tretmana, i to je njihova najveća mana- nedostatak zapremisne informacije;

- smanjenje broja projekcija - doza se linearno smanjuje sa brojem projekcija, ali i manji broj projekcija može dovesti do pojavljivanja artefakata koji narušavaju kvalitet slike [46, 47];
- varijacije u naponu i ekspoziciji – smanjenje napona smanjuje dozu sa kvadratom vrednosti, dok smanjenje struje ili vremena linearno smanjuje dozu. To znači da ako se smanji bilo koji od navedenih parametara smanjiće se i doza, ali isto tako će se smanjiti i kvalitet slike, kao što je i pokazano u studijama [48, 49, 50];
- ograničenje veličine polja – doza na organe se može smanjiti za 20% ako je udaljenost organa od ivice polja 1 cm [51, 52]. Najbolje bi bilo kada bi se veličina polja ograničila na veličinu regije od interesa (PTVa), ali u nekim slučajevima veličina PTVa zna biti izuzetno velika. Oba ispitivana imidžing sistema mogu da menjaju veličinu polja: XVI sistem ima predefinisane veličine polja (Tabela 6.1., Tabela 6.3., Tabela 6.4., Tabela 6.5.), dok se kod XI sistema veličina polja može menjati od $2 \times 2 \text{ cm}^2$ do $50 \times 50 \text{ cm}^2$ [13].
- smanjenje ugla rotacije – manji ugao rotacije smanjuje dozu proporcionalno smanjenju ugla [53], što je bitno ukoliko se na primer želi izbeći doza na sočiva, pa se koristi rotacije kV izvora tako da direktan snop ne prolazi direktno kroz sočiva.
- filtracija – korišćenje dodatnih filtera može smanjiti rasejano zračenje, poboljšati kvalitet slike, smanjiti artefakte [54].

Prema gore navedenim strategijama smanjenja doze za pacijenta, zaključujemo da se optimizacija imidžing sistema može izvrši na nekoliko načina, gde je primarni cilj dobiti sliku pacijenta određenog kvaliteta u što kraćem vremenskom intervalu, a u zavisnosti od toga koliko je potrebno da isporuka tretmana bude precizna i tačna.

6.4.2. Merenje doznih indeksa za CBCT imidžinga u radioterapiji

Dozni indeks predstavljaju značajnu veličinu u dijagnostici kada je u pitanju kvantifikovanje doze od CT procedura, a sa time i u radioterapiji kada je u pitanju CBCT imidžing. Njena značajnost se ogleda u tome da postoji tačno definisan metod merenja ove vrednosti, zbog čega je i proizvođači koriste u izveštavanju o dozi za navedenu CT ili CBCT proceduru. Na osnovu toga je lako uporediti imidžing protokole između različitih proizvođača, ali i radioterapijskih centara.

Kako je prikazano u poglavlju 4.3.1, dozni indeks se meri u pet različitih pozicija u cilindričnom fantomu na opisan način i na osnovu formule $CBDI_w = \frac{1}{3}CBDI_{centar} + \frac{2}{3}CBDI_{periferija}$ (4.22) će biti izračunata. Prilikom merenja pored spomenutog fantoma i jonizacione komore DCT10-MM biće korišćen MagicMax sistem, koji konvertuje naelektrisanje u dozu i predstavlja je u softveru napomenutog sistema. U poglavlju 6.2.2.4.3.

i 6.2.3.3.3, na Slika 6.26. je prikazana postavka merenja doznog indeksa u sklopu godišnjih provera imidžing sistema, ista postavka i metoda merenja se i ovde primenjuje.

Fantom se postavlja na terapijski sto u izocentar pomoću lasera, kao što je to slučaj sa postavkom pacijenta tokom radioterapijskog tretmana. Merenje je vršeno za CBCT imidžing protokole navedene u poglavlju 6.3.4., za oba tipa CBCT imidžing sistema i za tri različite anatomske regije.

6.4.3. Procena apsorbovane doze za pacijenta od CBCT imidžinga u radioterapiji

Vodeći se AAPM izveštajem [55] o proceni doze za pacijenta kod CT procedura na osnovu njegovih dimenzija može se doći do zaključaka i formula navedenih u nastavku poglavlja.

Na osnovu izmerenih doznih indeksa za fantome tri različita dijametra određuje se vrednost doznog indeksa na osnovu dimezija antropomorfnog fantoma, za svaki imidžing protokol, a koji ima sledeću formu:

$$D_{CBDI}^{fantom} = a \cdot e^{-b \cdot x^{fantom}} \quad (6.5.)$$

gde je x^{fantom} dijametar fantoma, a koeficijenti a i b su svojstveni za svaki imidžing protokol. To znači da je potrebno za sve imidžing protokole odrediti korelaciju između doznog indeksa i dimenzija fantoma. Potom, na osnovu dobijene korelacije određuje se dozni indeks za antropomorfni fantom na osnovu njegovih dimenzija. Dobijena vrednosti doznog indeksa za antropomorfni fantom je proporcionalno srazmerna apsorbovanoj dozi merenoj u istom fantomu, gde važi sledeća jednačina:

$$D_{CBDI}^{fantom} = k \cdot D_{ap.doza}^{fantom} \quad (6.6.)$$

gde je D_{CBDI}^{fantom} vrednost doznog indeksa za fantom, $D_{ap.doza}^{fantom}$ je apsorbovana doza merena u fantomu i k je koeficijent korelacije između ove dve vrednosti. Nakon toga, potrebno je naći vezu između apsorbovane doze u fantomu i doznog indeksa za isti fantom, za sve tačke merenja apsorbovane doze u antropomorfnom fantomu i za sve ispitivane CBCT imidžing protokole za odgovarajuće anatomske regije. Zatim, je potrebno odrediti dozni indeks za pacijenta na osnovu njegovih dimenzija ((anterior-posteriornog i lateralnog dijametra), za određeni imidžing protokol, prema formuli:

$$D_{CBDI}^{pacijent} = a \cdot e^{-b \cdot x^{pacijent}} \quad (6.7.)$$

Nakon prethodno određenih korelacija, moguće je proceniti apsorbovanu dozu od CBCT imidžinga za svakog pacijenta ponaosob, na osnovu njegovih dimenzija, prema formuli:

$$D_{ap.doza}^{pacijent} = k(D_{ap.doza}^{fantom}, D_{CBDI}^{fantom}) \cdot D_{CBDI}^{pacijent} \quad (6.8.)$$

gde je $D_{ap.doza}^{pacijent}$ apsorbovana doza u ciljanoj meti ili organu od rizika, k je koeficijent korelacija između apsorbovane doze u antropomorfnom fantomu i vrednosti doznog indeksa za isti antropomorfni fantom, y je vrednost doznog indeksa na osnovu dimezija pacijenta.

Procenom apsorbovane doze za pacijenta od CBCT imidžinga u radioterapiji na osnovu gore opisanog metoda se omogućava uvid o primljenoj dozi za svakog pacijenta ponaosob. Posebna pažnja biće posvećena i proceni apsorbovane doze za decu različitog uzrasta.

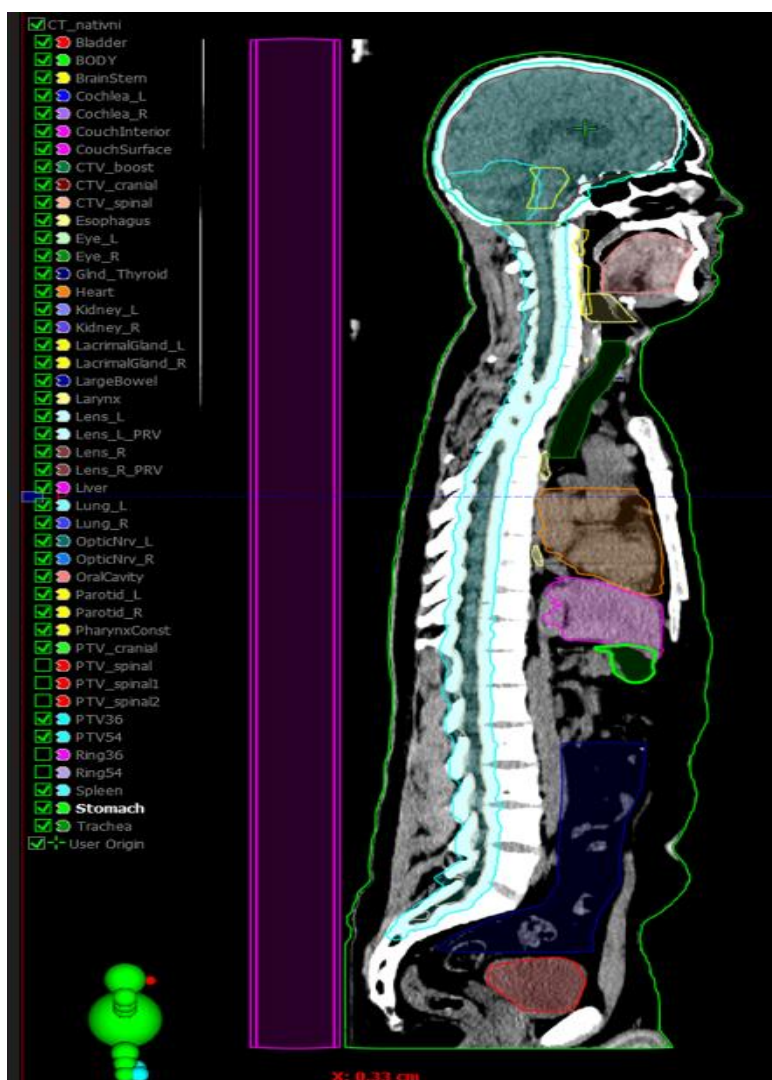
6.4.4. Optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji primenjena na kliničkom slučaju

Doza koju pacijent primi neposredno pre i/ili tokom radioterapijskog tretmana od imidžinga ne sme biti zanemarena; jeste jedna od najvažnijih rečenica u ostvarivanju bezbednijeg radioterapijskog tretmana. Radioterapijski tim koji odlučuje o upotrebi imidžinga, treba da ima uvid o dozi koju primi pacijent tokom imidžing procedure, prevashodno jer se danas imidžing svakodnevno koristi za svakog pacijenta u radioterapiji.

Prvi korak u optimizaciji prakse imidžing protokola je uspostavljanje adekvatnog osiguranja kvaliteta imidžing sistema, koji obuhvata pisane procedure kontrole kvaliteta prema međunarodnim preporukama i potrebama prakse.

Sledeći korak je definisanje odgovarajućih imidžing protokola koji uključuje odabir tipa imidžinga, frekvencije i odabir protokola u zavisnosti od lokalizacije mete.

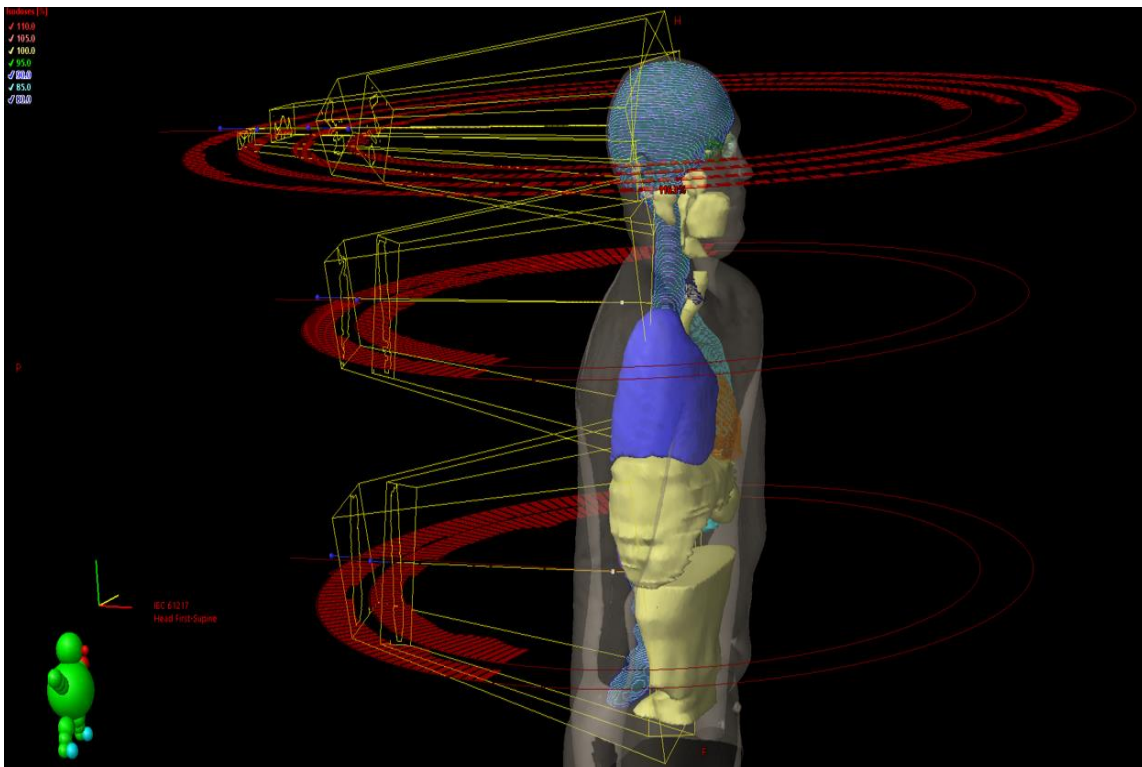
Finalni korak obuhvata kliničku evaluaciju upotrebe imidžinga u radioterapiji. Ovako izvršena optimizacija za krajnji cilj ima uspostavu bezbednog i kvalitetnijeg radioterapijskog tretmana.



Slika 6.51. Izgled planiranog volumena zračenja sa konturama organa od rizika i mete (sagitalni presek)

Jedan od najkompleksnijih i najzahtevnijih radioterapijskih tretmana je kraniospinalna iradijacija i ona se primenjuje kod pacijenata sa meduloblastomom. Ovaj tip tumora je najčešći kod dece, a zbog visoke radiosenzitivnosti najčešće primenjivani efikasni vid tretmana je radioterapija [56]. Zbog visoke stope preživljavanja [57, 56] kvalitet radioterapije je značajan zbog posledičnog poboljšanja kvaliteta života i smanjenja kasnih efekata zračenja pacijenta.

U slučaju kraniospinalne radioterapije, svaka od karika u procesu radioterapijskog tretmana je izuzetno važna. U ovom slučaju, planirani volumen zračenja obuhvata ceo centralni nervni sistem (CNS) sa marginama, tako da je u potrebe planiranja radioterapijskog tretmana potreban CT snimak pacijenta koji uključuje ceo CNS. Sagitalni presek CT slike pacijenta prikazan je na Slika 6.51., na kojoj se vide konture planiranog volumena (svetlo plava), na istoj slici, se vide i neke konture organa od rizika kao što su srce, usna duplja, jetra, tanka creva, larinks, traheja i drugi. Najčešća doza koja se primenjuje je 36 Gy u 20 frakcija sa dodatnom dozom na deo mete od 18 Gy u 10 frakcija. Postavka radioterapijskog plana koji se isporučuje na standardnom linearnom akceleratoru je prikazan na Slika 6.52. Zbog veličine ciljne mete, plan se sastoji iz 2-3 izocentra kako bi se obuhvatila celokupna meta. Svaki od izocentara sadrži uglavnom dva parcijalna kružna polja. Zbog korišćenja više izocentara u radioterapijskom planu, potrebno je voditi računa o regiji gde se spajaju (nastavljaju) zračna polja sa različitim izocentrom. U tim slučajevima može doći do toga da ta regija primi više ili manje doze, što bi imalo za posledicu podzračivanje ili prezračivanje regije. Da bi se to svelo na minimum potrebno je sve izocentre postaviti na iste vertikalne i lateralne koordinate, jedino se menja longitudinalna koordinata.



Slika 6.52. Postavka radioterapijskog plana kraniospinalne iradijacije

Klinički primer optimizacije prakse imidžing protokola na Institutu za onkologiju Vojvodine će biti prikazan kod kraniospinalne radioterapije mladog pacijenta. U ovom slučaju, zbog dužine PTV-a od 80 cm, radioterapijski plan se sastoji iz tri izocentra. Jedan

izocentar se nalazi u regiji glave, drugi u torakalnoj regiji i treći u abdominalnoj regiji pacijenta. Na Slika 6.53. se vidi postavka sva tri izocentra.



Slika 6.53. Pozicije izocentara kod kraniospinalnog radioterapijskog tretmana

Nakon gotovog plana i dozimetrijske verifikacije istog, sledi isporuka radioterapijskog tretmana. Trenutna praksa je takva da se uglavnom sve informacije vezane za imidžing određuju neposredno pre početka isporuke tretmana, odnosno neposredno pre verifikacije pozicije pacijenta za radioterapijski tretmana na linearnom akceleratoru.

Odluke u vezi imidžing protokola u radioterapiji treba da uključuju sledeće:

- Tip imidžinga: 2D imidžing, koji može biti kombinacija kV i/ili MV snopa; 3D imidžing, koji može biti CBCT (kV ili MV), CT ili ultrazvuk; i 4D imidžing, koji može biti fluoroskopija (kV ili MV) ili CBCT.
- Frekvencija imidžinga: dnevno, samo na prvoj frakciji, prve tri ili pet frakcija potom nedeljno ili češće/ređe.
- Vreme imidžinga: pre, tokom ili posle radioterapijskog tretmana.
- Metod registracije: koštana anatomija, meko tkivo ili markeri.

- Parametri skeniranja: odabir protokola na osnovu lokalizacije, koji uključuje odabir napona i ekspozicije akvizicije, uglove akvizicije, brzinu akvizicije i veličinu zračnog polja.
- Restrikcija: odrediti koji je dozvoljeni broj ponovljenog imidžinga, kolika su dozvoljena pomeranja stola bez dodatnog imidžinga ili ponovnog nameštanja pacijenta.
- Evaluacija registracije: odnosi se na proveru zapremine mete da li je u okviru PTV margine i provera anatomije pacijenta koja može da utiče na distribuciju doze ili pokrivenost mete.

Uspostavljanje standardizacije navedenih parametara, omogućiće optimizaciju prakse imidžinga.

7. Rezultati

Glavne potrebne osobine imidžing sistema u radioterapiji se ogledaju u potrebnosti, preciznosti i kvalitetu slike dobijene za relativno kratko vreme, kao i njenoj potrebi tokom tretmana, a pri tome da pacijent primi što je moguće manju dozu. Kako bi se ove osobine održavale potrebno je implementirati dobru kontrolu kvaliteta i optimizaciju imidžing sistema, čime se dobija bezbedniji radioterapijski tretman.

Uspostavljanje optimalne imidžing prakse na Klinici za radiološku terapiju, Instituta za onkologiju Vojvodine, za dva različita tipa linearnih akceleratora koji su, takođe, instalirani i u drugim centrima u Srbiji, jeste najvažniji cilj ove teze.

Prvi deo istraživanja baziran je na kontroli kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji za dva različita tipa linearnih akceleratora. U poglavlju 7.1. biće prikazani rezultati kontrole kvaliteta XVI i XI sistema linearnih akceleratora čiji je postupak naveden u poglavlju 6.2.2. i 6.2.3., respektivno. Određivanje apsorbovane doze za kV CBCT imidžing protokole pomoću antropomorfnih fantoma predstavlja bazu optimizacije ovog istraživanja i rezultati će biti prikazani u poglavlju 7.2. Kako se nijedna optimizacije imidžing protokola ne može izvršiti bez balansa između doze i kvaliteta slike, tako je u daljem delu istraživanja proveravan kvalitet kV CBCT slike imidžing sistema. U poglavlju 7.3. će biti prikazani rezultati provere kvaliteta kV CBCT slike za sve imidžing protokole za koje je određivana i apsorbovana doza u antropomorfnim fantomima.

U drugom delu teze će biti prikazani rezultati MC simulacija i njegova komparacija se eksperimentalnim merenjem apsorbovane doze (7.2.4.).

Finalni deo istraživanja se odnosi na optimizaciju prakse imidžing protokola na Institutu za onkologiju Vojvodine, gde je uključeno definisanje imidžing protokola na osnovu procene apsorbovane doze za pacijenta, kao i kliničke evaluacije. U poglavlju 7.4. će biti prikazani rezultati merenja doznih indeksa za CBCT imidžing protokole, zatim procena apsorbovane doze i definisanje imidžing protokola u kliničkom slučaju kraniospinalne radioterapije.

7.1. Kontrola kvaliteta imidžing sistema u radioterapiji

Kontrola kvaliteta se redovno sprovodi na Institutu za onkologiju Vojvodine, od strane medicinskih fizičara. U daljem tekstu prikazani su rezultati testova opisanih u poglavlju 6.2.2. i 6.2.3. za Elekta Versa HD (XVI sistem, verzija 5.0.1.) i Varian TrueBeam/VitalBeam (XI sistem, verzija 2.7.) imidžing sistema.

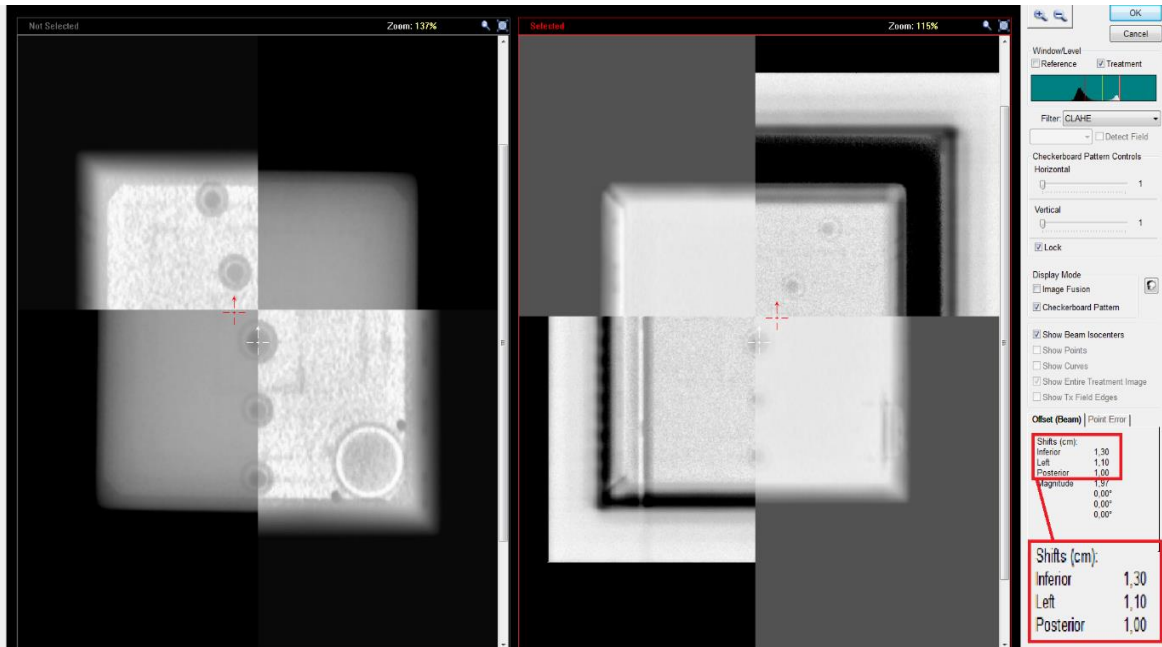
7.1.1. Elekta Versa HD- XVI imidžing sistem

7.1.1.1. Dnevne provere

Dnevne provere XVI sistema se sastoje iz sigurnosnih provera, provere geometrijske tačnosti i stabilnosti, kao i kvalitet slike koje se odnose na planarni i CBCT imidžing sistem. Vreme potrebno da se uradi dnevna provera imidžing sistema je oko 15 minuta na linearnom akceleratoru.

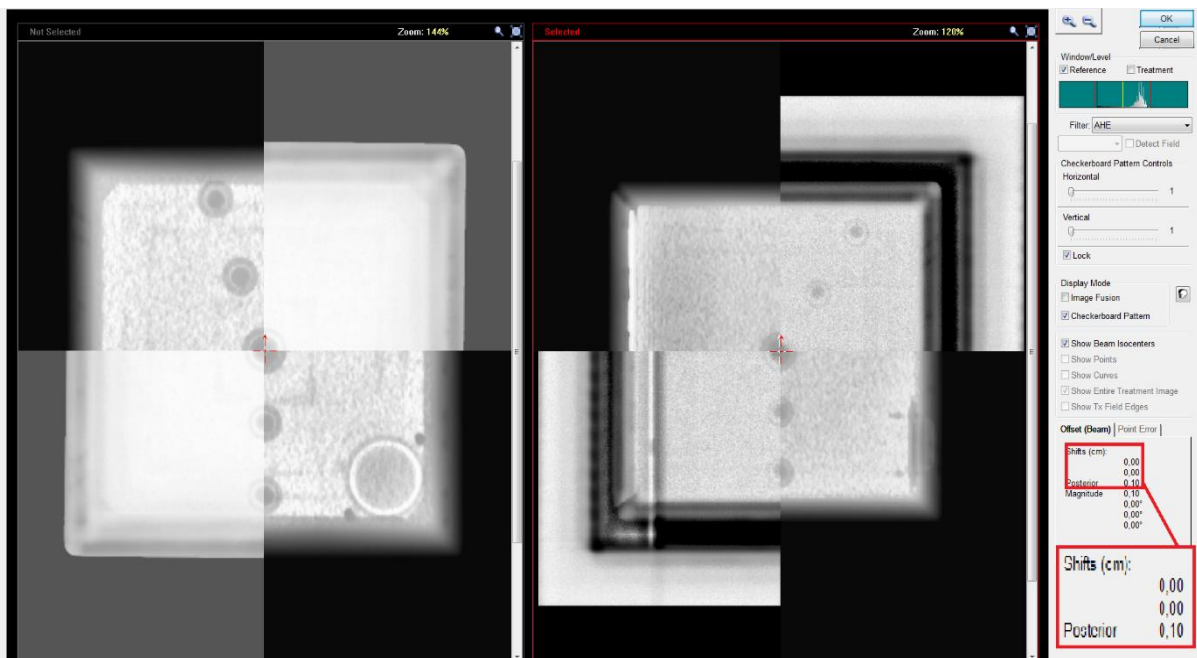
Kod sigurnosnih testova proverava se funkcionalnost rada imidžing sistema, i to se proverava funkcionalnost vrata, indikatora i monitora zračenja, vizuelna provera oštećenja, provera sistema za zaštitu od sudara i provera rada imidžing sistema.

Kod provere geometrijske tačnosti i stabilnosti imidžing sistema, proverava se registracija slike, tačnost pomeranja stola kao i koincidencija terapijskog izocentra i imidžing sistema, prema uputstvu koje je navedeno u poglavlju 6.2.2.1.2. Na Slika 7.1. je prikazano pozicioniranje/repozicioniranje Penta Guide fantoma za planarni imidžing u Mosaik sistemu. Na istoj slici se mogu videti koordinate pomeranja fantoma koje iznose -1.1 cm po x, 1.3 cm po y i 1.0 cm po z koordinatama. One bi trebale biti -1.0 cm po x, 1.4 cm po y i 1.2 cm po z koordinatama, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



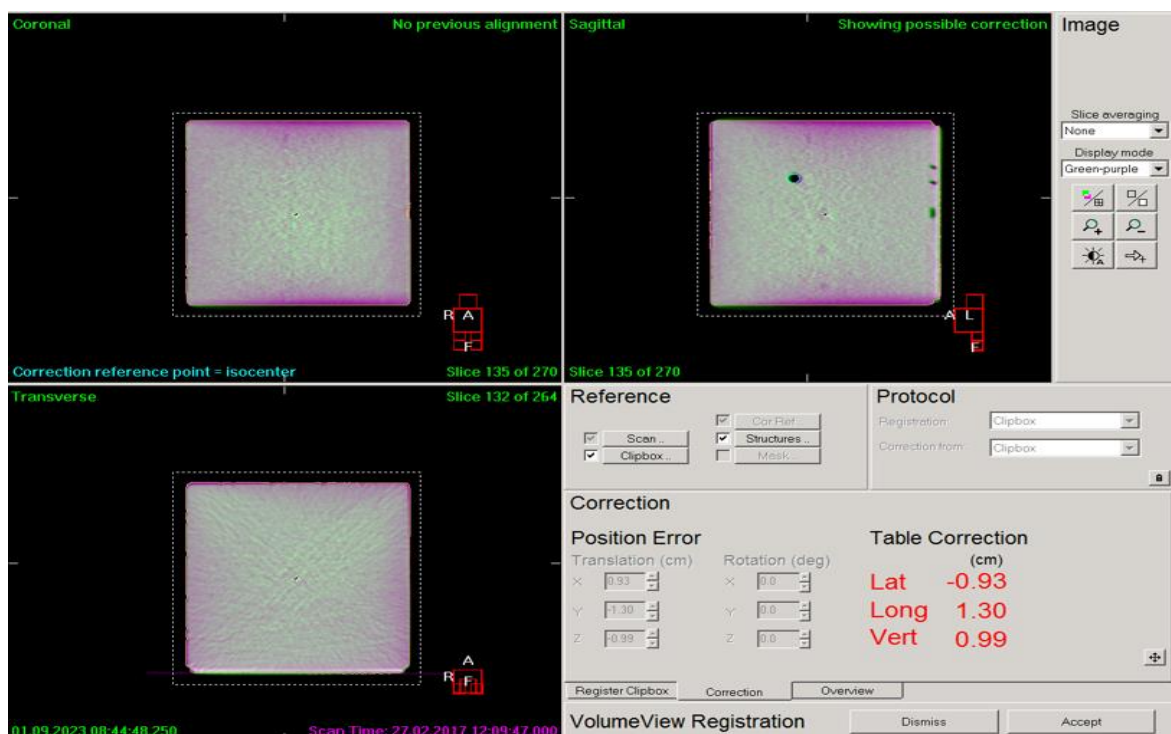
Slika 7.1. Provera pozicioniranja/repozicioniranja planarnog imidžinga

Na Slika 7.2. je prikazana koincidencija terapijskog izocentra i planarnog imidžinga u Mosaik sistemu. Na istoj slici se mogu videti odstupanja od izocentra koje iznose 0.0 za x i y koordinate i 0.1 cm za z koordinatu, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



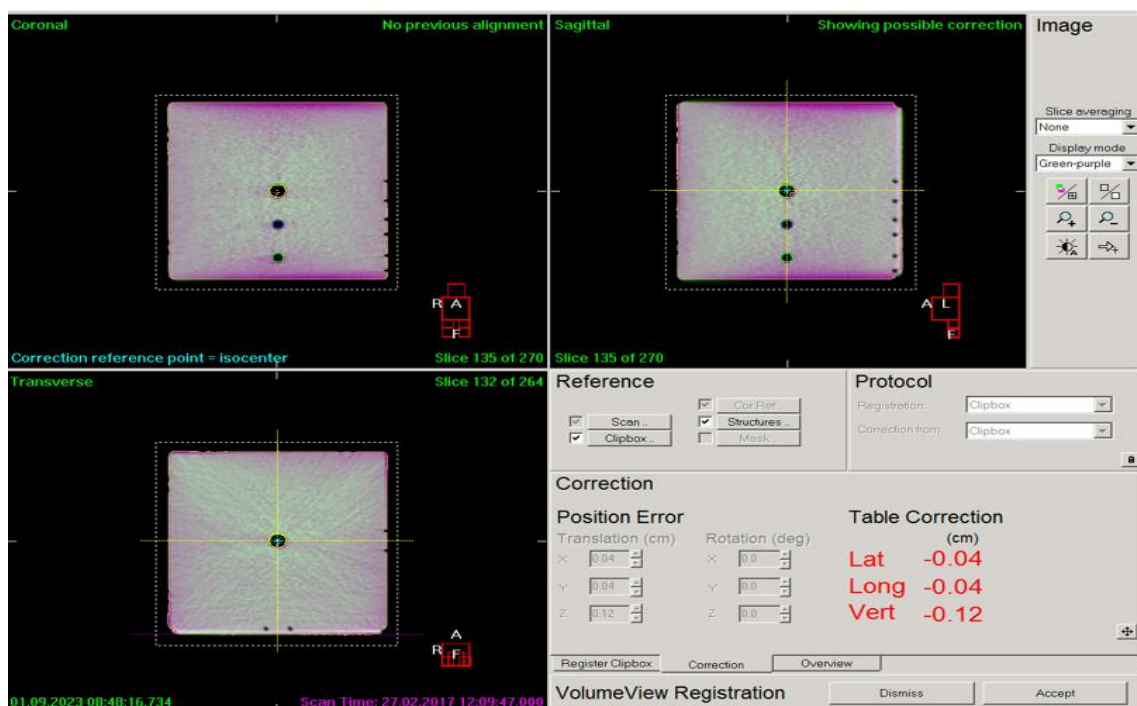
Slika 7.2. Provera koincidencije planarnog imidžinga

Na Slika 7.3. je prikazano pozicioniranje/repozicioniranje Penta Guide fantoma za CBCT imidžing u XVI sistemu. Na istoj slici se mogu videti koordinate pomeranja fantoma koje iznose -0.9 cm po x, 1.3 cm po y i 1.0 cm po z koordinatama, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



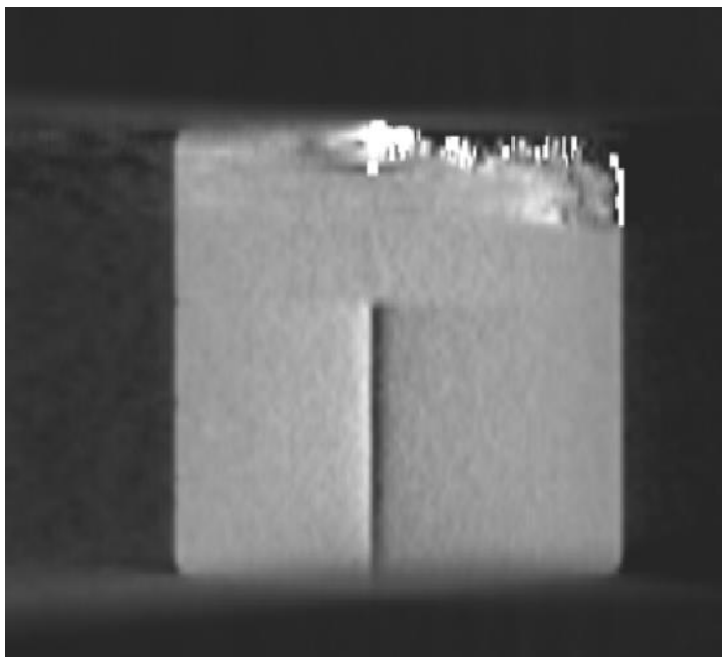
Slika 7.3. Provera pozicioniranja/repozicioniranja CBCT imidžinga

Na Slika 7.4. je prikazana koincidencija terapijskog izocentra i CBCT imidžing u XVI sistemu. Na istoj slici se mogu videti odstupanja od izocentra koje iznose 0.0 za x i y koordinate i -0.1 cm za z koordinatu, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



Slika 7.4. Provera koincidencije CBCT imidžinga

Kod provere kvaliteta imidžing sistema u sklopu dnevnih provera je potrebno proveriti pojavu artefakata, koji mogu dovesti do neadekvatne slike za klinički rad. Jedan od primera je prikazan na Slika 7.5., koji je nastao zbog kvara detektora.



Slika 7.5. Artefakt sa kV imidžing sistema sa aparata Versa HD na našoj Klinici

7.1.1.2. Nedeljne provere

Nedeljne provere XVI sistema se sastoje iz mehaničkih provera stabilnosti imidžing sistem i linearnog akceleratora. Vreme potrebno da se uradi nedeljna provera imidžing sistema je oko 15-20 minuta na linearnom akceleratoru i 15 minuta za obradu rezultata koji ne uključuju rad na linearnom akceleratoru.

Kod mehaničke stabilnosti proverava se koincidencija mehaničkog i zračnog (MV i kV) izocentra, izocentra rotacije gentryja, kolimatora i stola. Na Slika 7.6 je prikazan izveštaj nedeljne provere, gde se može videti da su svi parametri u granici tolerancije od 2 mm.

Tested device

Name	Versa2
Manufacturer	Elekta
Model	Versa HD
Serial number	153916

Phantom information

Phantom serial number	IMT-IC.0241
Central marker type	Ceramic marker

Collimator rotation isocenter

Collimator rotation isocenter / Central Fiducial/Marker

Distance Central Fiducial/Marker => Collimator rotation center (mm)	0.4695
Variations circle diameter of the collimator rotation isocenter (mm)	0.6209

Gantry rotation isocenter

Gantry rotation isocenter / Central Fiducial/Marker

Distance Central Fiducial/Marker => Gantry rotation center (mm)	1.0247
Variations circle diameter of the gantry rotation isocenter (mm)	1.3713

Couch rotation isocenter

Shift Radiation field center => Central Fiducial/Marker

	X (mm)	Y (mm)	Distance (mm)
Couch at 270°	0.6150	1.0066	1.1796
Couch at 0°	0.5039	0.1958	0.5406
Couch at 90°	1.3604	-0.1647	1.3703

Couch rotation isocenter / Radiation field center

Distance Field center => Couch rotation isocenter (mm)	1.2530
--	--------

Couch rotation isocenter / Central Fiducial/Marker

Distance Central Fiducial/Marker => Couch rotation isocenter (mm)	0.7140
Variations circle diameter of the couch rotation isocenter	1.4386

MV radiation isocenter

MV radiation isocenter / Central Fiducial/Marker

Distance Central Fiducial/Marker => MV isocenter (mm)	1.3714
Diameter of spherical volume that contains each MV radiation isocenter position (mm)	1.3713

2DkV isocenter

2DkV isocenter / Central Fiducial/Marker

Distance Central Fiducial/Marker => 2DkV isocenter (mm)	2.1140
Diameter of spherical volume that contains each 2DkV isocenter position (mm)	1.7465

2DkV isocenter / MV radiation isocenter

Distance MV radiation isocenter => 2DkV isocenter (mm)	0.9416
--	--------

kV-CBCT isocenter

kV-CBCT isocenter / Central Fiducial/Marker

Distance Central Fiducial/Marker => kV-CBCT isocenter (mm)	0.9648
--	--------

kV-CBCT isocenter / MV radiation isocenter

Distance MV radiation isocenter => kV-CBCT isocenter (mm)	0.9590
---	--------

Mechanical isocenter

Mechanical isocenter / Central Fiducial/Marker

Distance Central Fiducial/Marker => Mechanical isocenter (mm)	1.1217
Diameter of spherical volume that contains each mechanical isocenter position (mm)	1.2356

Mechanical isocenter / MV radiation isocenter

Distance MV radiation isocenter => Mechanical isocenter (mm)	0.6773
--	--------

Mechanical isocenter / 2DkV isocenter

Distance 2DkV isocenter => Mechanical isocenter (mm)	1.1098
--	--------

Mechanical isocenter / kV-CBCT isocenter

Distance kV-CBCT isocenter => Mechanical isocenter (mm)	0.3743
---	--------

Slika 7.6. Provera stabilnosti mehaničkog i zračnog izocentra

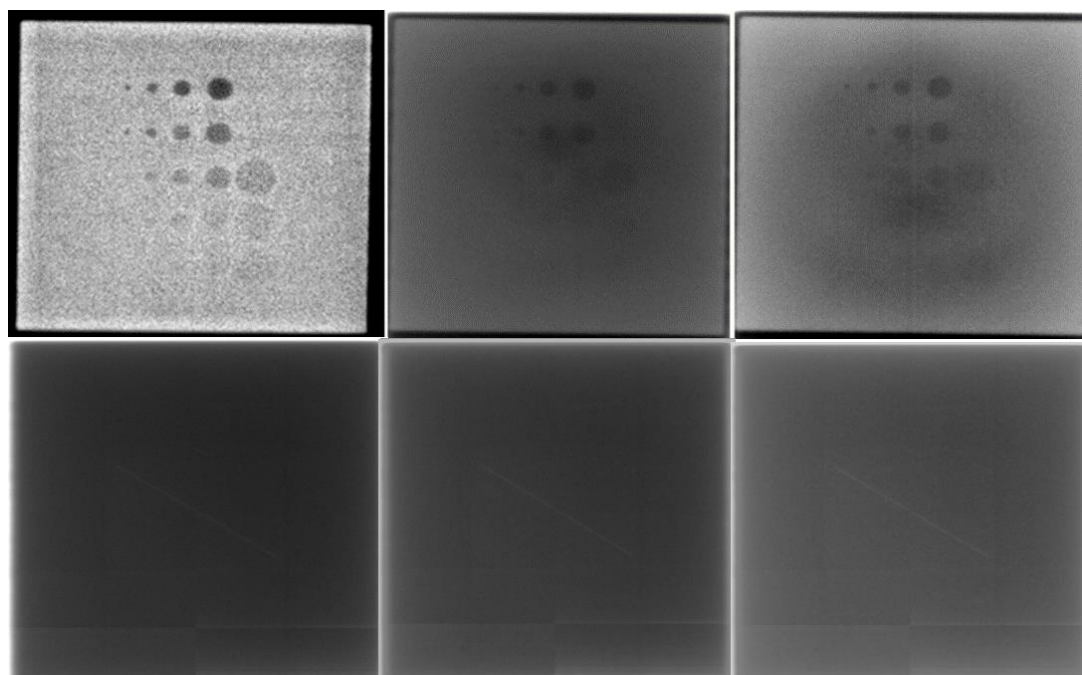
7.1.1.3. Mesečne provere

Mesečne provere XVI sistema se sastoje iz provere kvaliteta slike planarnog i CBCT imidžinga. Vreme potrebno da se uradi mesečna provera imidžing sistema je oko 2 sata, zbog čega je pored navedenog postupka provere kvaliteta slike, navedena i provera pomoću automatske analize slike jer značajno smanjuje vreme trajanja testa.

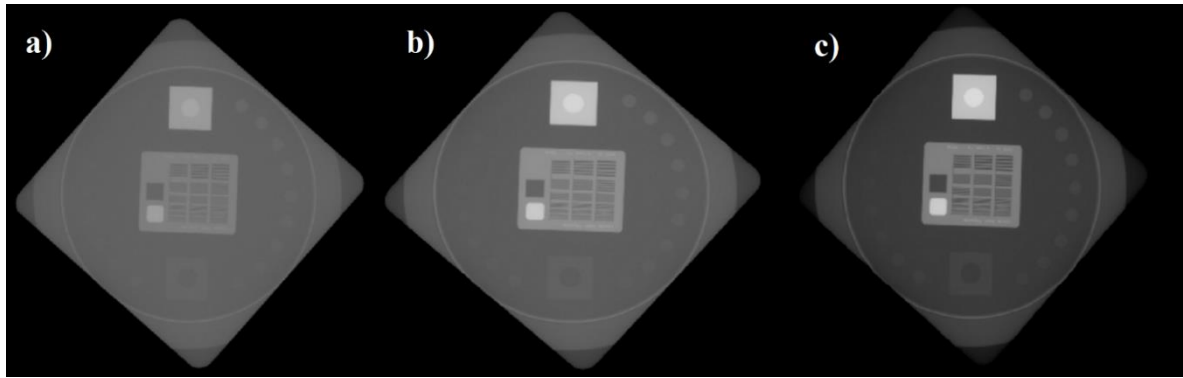
Kod provere kvaliteta slike planarnog MV i kV imidžing sistema se proverava kontrastna razolucija, prostorna rezolucija, uniformnost i šum prema postupku navedenom u poglavljima 6.2.2.3.1.1. i 6.2.2.3.1.2, respektivno za MV i kV imidžing sistem. U Tabela 7.1. prikazani su rezultati provere MV planarne slike za energije 6 MV, 10 MV i 15 MV i kV planarne slike za tri različita, najčešće korišćena imidžing protokola. Pored tabelarnih vrednosti, na Slika 7.7. i Slika 7.8 su prikazane i slike za proveru kontrastne rezolucije i prostorne rezolucije kvaliteta planarnog MV (6 MV-levo, 10 MV-sredina i 15 MV-desno)) i kV (a) *Head* protokol, b) *Chest* protokol i c) *Lateral Pelvis* protokol) imidžinga, respektivno.

Tabela 7.1. Rezultati kvaliteta MV i kV planarne slike XVI sistema

Energija	Kontrastna rezolucija	Prostorna rezolucija	Imidžing protokol	Kontrastna rezolucija	Prostorna rezolucija
MV			kV		
6 MV	ok	ok	Head	2.7%	1 lp/mm
10 MV	ok	ok	Chest	1.6%	1 lp/mm
15 MV	ok	ok	Lateral Pelvis	1.35%	1 lp/mm



Slika 7.7. Provera kvaliteta MV planarne slike (levo: 6 MV, sredina: 10 MV i desno: 15 MV)



Slika 7.8. Provera kvaliteta kV planarne slike: a) head, b) chest i c) lateral pelvis protokol

Kod provere kvaliteta slike CBCT imidžing sistema se proverava kontrastna i prostorna rezolucija, uniformnost, šum i geometrijska distorzija, prema postupku navedenom u poglavlju 6.2.2.3.1.3. Na Slika 7.9. je prikazan jedan primer izveštaj u excel formatu kvaliteta kV CBCT slike za koji je potrebna manuelna analiza parametara.

Versa2

QC performed by: **Milana Marjanovic** Date: **15/1/2021**

XVI VolumeView Imaging Quality

Spatial Resolution: Record the number of resolved line pairs per cm (lp/cm)
 Slice Averaging: **3 slices** Tolerance: **10**

	Observed (lp/cm)
Spatial Resolution	11

Uniformity and Noise: Record the mean pixel value and standard deviation with a sampling box of 1.00 cm at the centre and at a minimum of one additional position at 4.5 cm N, S, E and W from the centre.
 Slice Averaging: **3 slices** Tolerance **1.5%**

ROI	Mean Pixel Value	Standard Deviation
Centre (0.0, 0.0, 0.0)	992.94	17.08
North (0.0, 0.0, +4.5)	989.85	15.03
South (0.0, 0.0, -4.5)	987.33	14.70
West (-4.5, 0.0, 0.0)	988.88	14.81
East (+4.5, 0.0, 0.0)	988.11	14.89

Mean (High):	992.94
Mean (Low):	987.33
Uniformity:	0.56%

Low Contrast Resolution: Record the mean pixel value and standard deviation with a sampling box of 0.35 cm for the Polystyrene and LDPE inserts
 Slice Averaging: **3 slices** Tolerance **3%**

Material	Mean Pixel Value	Standard Deviation	CT #
Polystyrene	954.79	22.78	-47
LDPE	908.85	21.66	-105

LCR:	2.81%
------	-------

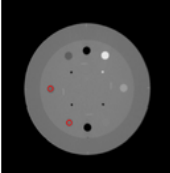

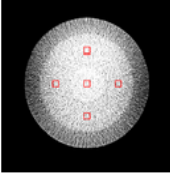
Geometric Distorsion: Measure known distances on transverse and sagittal views and compare to expected separations.
 Tolerance **2 mm**

Scaling	Measured (mm)	Expected (mm)	Δ (mm)
Transverse - Horizontal	116.9	117	-0.1
Transverse - Vertical	117.2	117	0.2
Sagittal	110.0	110	0.0

Slika 7.9. Izveštaj sa provere kvaliteta kV CBCT slike

Proveru kvaliteta kV CBCT imidžing sistema je moguće uraditi i pomoću Smári servisa koji automatski analizira sliku i u kratkom vremenskom intervalu daje rezultat prikazan na Slika 7.10., za čiju analizu je dovoljna jedna akvizicija CatPhan fantoma. Vreme koje je potrebno za akviziciju i analizu je oko 10 minuta, gde je uključeno i vreme za transport CBCT slike iz XVI sistema u Smári servis.

ELEKTA CAT (CBCT) ●

3D Low contrast visibility	<input type="button" value="+ Add Comment"/>	1.5 %		Image number: 42 - 41 - 40 Module ID: CTP404 KVp: 120 MA: 20 Time: 20 ms Recon FOV: 270 mm recon filter Scan mode: UnknownImages
3D Spatial Resolution	<input type="button" value="+ Add Comment"/>	6.00 lp/cm		Image number: 68 - 67 - 66 Module ID: CTP528 KVp: 120 MA: 20 Time: 20 ms Recon FOV: 270 mm recon filter Scan mode: UnknownImages
3D Uniformity	<input type="button" value="+ Add Comment"/>	1.400		Image number: 112 - 111 - 110 Module ID: CTP486 KVp: 120 MA: 20 Time: 20 ms Recon FOV: 270 mm recon filter Scan mode: UnknownImages
Geometric distortion	<input type="button" value="+ Add Comment"/>	0.0 mm		

Slika 7.10. Provera kvalitet kV CBCT slike pomoću Smári servisa

7.1.1.4. Godišnje provere

Godišnje provere XVI imidžing sistema se sastoje iz mehaničkih provera, provere kvaliteta kV snopa, doze kV imidžing sistema i provere rada imidžing sistema koji proverava raspoloživu memoriju sistema. Vreme potrebno za izvođenje ove provere je oko 80 minuta.

Mehaničke provera uključuju proveru koincidencije mehaničkog i MV zračnog snopa, kao i koincidenciju MV i kV zračnih snopa, koja treba da bude manja od 1 mm i 0.5 mm, respektivno. Rezultat ove provere je prikazan na Slika 7.11, gde se vidi da se nalazi u granici navedene tolerancije.

XVI MV-kV Isocentre Coincidence

kV-MV radiation isocentre: Use the ball bearing phantom to record the shift coordinates from the current ball bearing position to MV isocentre and the kV isocentre. The difference between these two shifts represents the coincidence between the kV and MV isocentres.

Tolerance 0.5 mm

Isocentre	MV Radiation Isocentre (Flexmap wizard 'Difference') (mm)		
Lateral X	0.64	mm to	B
Longitudinal (Y)	0.42	mm to	G
Height (Z)	0.38	mm to	C

Isocentre	kV Radiation Isocentre (Ballbearing Bill) (mm)		
Lateral X	0.30	mm to	A
Longitudinal (Y)	0.40	mm to	G
Height (Z)	0.40	mm to	C

Δ (mm)
0.34
0.02
-0.02

For IEC 61217, +Longitudinal = G-direction, +Lateral = B=direction, +Height = Up (Ceiling)

ATM accuracy:

Isocentre	Annual Offset	XVI calculated shifts	Direction	XVI after correction	Direction
Lateral X	15mm	15	mm	0.3	mm
Longitudinal (Y)	15mm	15.6	mm	0.4	mm
Height (Z)	15mm	15.4	mm	0.4	mm

Slika 7.11. Izveštaj sa provera koincidencije mehaničkog, MV i kV zračnog izocentra

U sklopu provere kvalitet snopa kV imidžing sistema se proverava tačnost i ponovljivost radnih parametara sistema, kao što su napon, vreme ekspozicije i debljina poluslabljenja. U Tabela 7.2. i Tabeli 7.3. su prikazani rezultati radnih parametara kV imidžing sistema za tri različita, najčešće korišćena klinička imidžing protokola, sa očekivanim vrednostima, relativnim odstupanjem i koeficijentom varijacije.

Tabela 7.2. Tačnosti i ponovljivosti napona i vremena rendgenske cevi za tri različita imidžing protokola

Imidžing protokol	Napon [kV]			Srednja vrednost [kV]	Očekivan napon [kV]	Relativno odstupanje [%]	Koeficijent varijacije [%]
Head	96.5	97.3	96.1	96.6(6)	100	3.4	0.6
Chest	120.7	120.7	120.9	120.77(12)	120	-0.6	0.1
Lateral Pelvis	120.4	120.7	120.9	120.7(3)	120	-0.6	0.2
Imidžing protokol	Vreme [ms]			Srednja vrednost [ms]	Očekivano vreme [ms]	Relativno odstupanje [%]	Koeficijent varijacije [%]
Head	26.2	26.3	26.4	26.30(10)	20	-32	0.4
Chest	45.8	45.8	45.8	45.83(6)	40	-15	0.1
Lateral Pelvis	44.5	44.4	44.4	44.43(6)	40	-11	0.1

Tabela 7.3. Provera debljine poluslabljenja rendgenske cevi za tri različita imidžing protokola

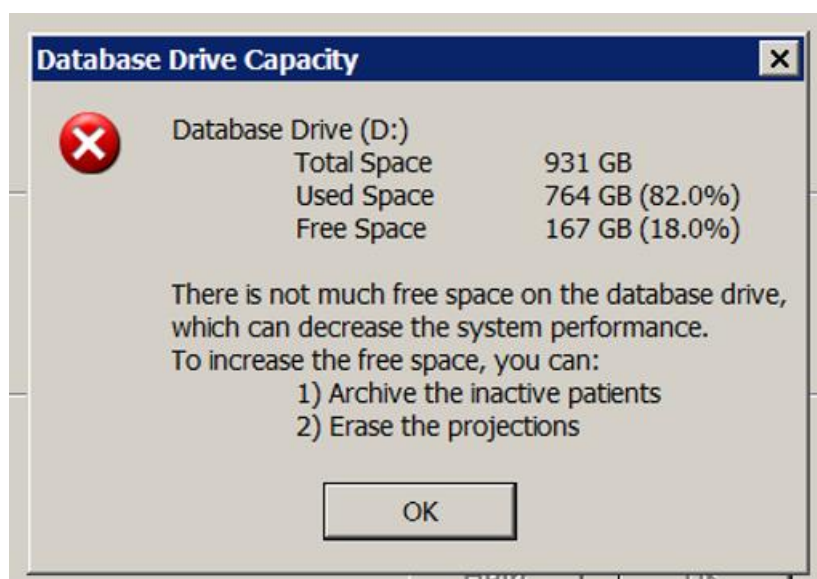
Imidžing protokol	HVL [mmAl]	Očekivan HVL [mmAl]	Relativno odstupanje [%]
Head	6.2	6.8	8.8
Chest	8.2	8.4	2.4
Lateral Pelvis	8.2	8.4	2.4

Provera doze kV imidžing sistema uključuje proveru doze planarnog i zapreminskog XVI imidžinga prema postupku opisanom u poglavlju 6.2.2.4.3. U Tabela 7.4. su prikazani rezultati doze za planarne i zapreminske imidžing protokole koji se koriste u kliničke svrhe. Takođe, u istoj tabeli navedene su i nominalne vrednosti doze za oba tipa imidžinga, kao i relativno odstupanje.

Tabela 7.4. Doza od kV planarnih i CBCT imidžing protokola sa nominalnim vrednostima

Imidžing protokol-planar	Doza [mGy]	Nominalna doza [mGy]	Relativno odstupanje [%]	Imidžing protokol-CBCT	Doza [mGy]	Nominalna doza [mGy]	Relativno odstupanje [%]
Head	0.02	0.01	-100	Head&Neck	0.27	1.0	73
Chest	0.31	0.25	-24	Chest	3.9	4.9	-26
Lateral Pelvis	0.36	0.33	-9	Fast Pelvis	9.7	11	12

Pored provere rada imidžing sistema na dnevnom nivou, na godišnjem nivou je potrebno proveriti stanje memorije i arhivirati dosadašnje podatke, kao i osloboditi memoriju XVI sistema. Na Slika 7.12. je prikazan upozorenje XVI sistema na trenutno stanje memorije.



Slika 7.12. Upozorenje za stanje memorije XVI sistema

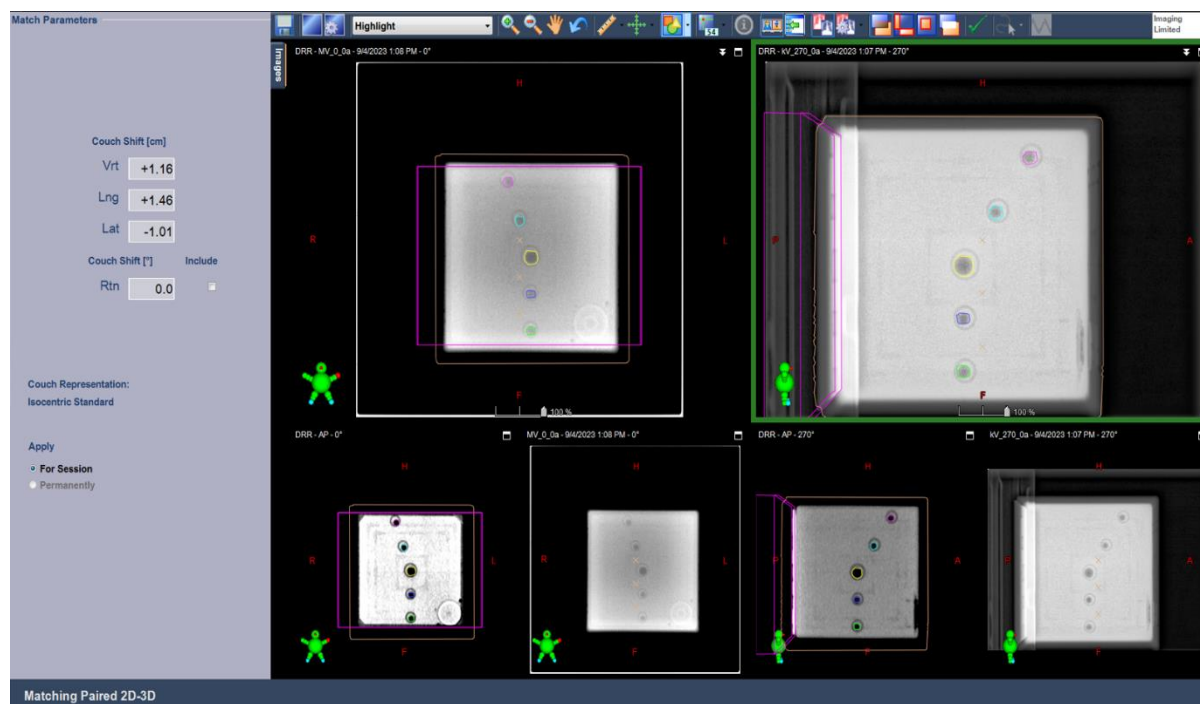
7.1.2. Varian TrueBeam/VitalBeam- XI imidžing sistem

7.1.2.1. Dnevne provere

Dnevne provere XI sistema se sastoje iz sigurnosnih provera, provera geometrijske tačnosti i stabilnosti, kao i kvalitet slike koje se odnose na planarni i CBCT imidžing sistem. Vreme potrebno da se uradi dnevna provera imidžing sistema je oko 15 minuta na linearnom akceleratoru.

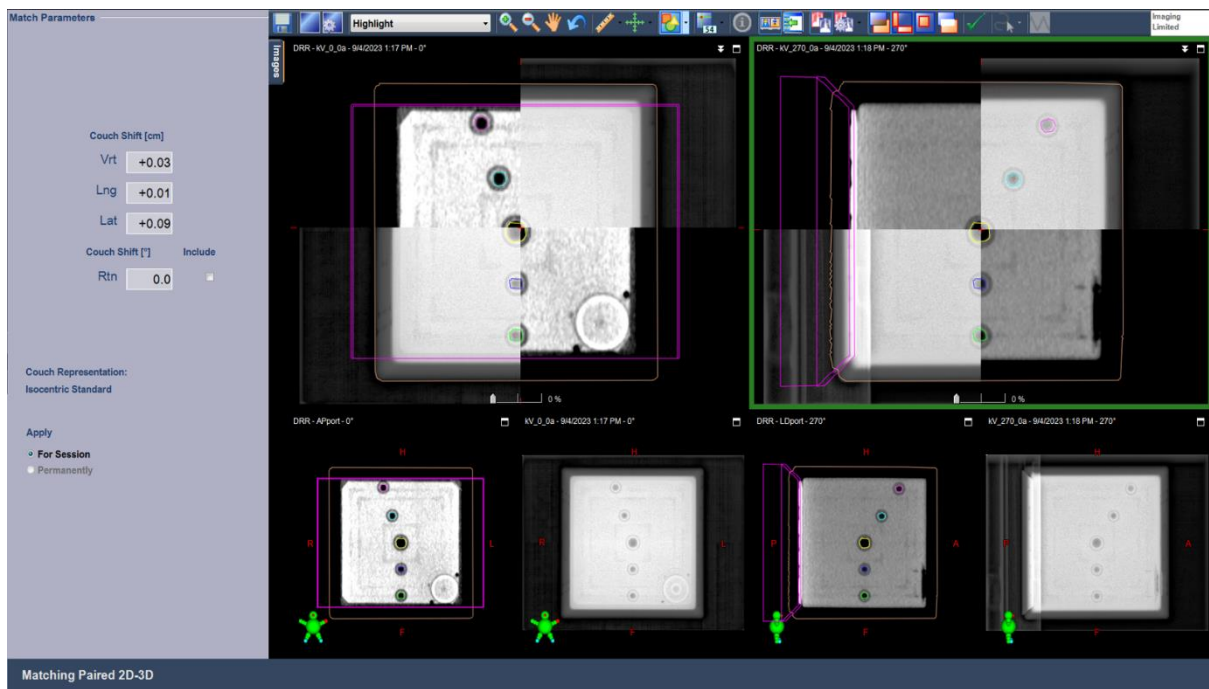
Kao kod XVI sistema, i kod XI sistema sigurnosnim testovima proverava se funkcionalnost rada imidžing sistema, i to se proverava funkcionalnost vrata, indikatora i monitora zračenja, vizuelna provera oštećenja, provera sistema za zaštitu od sudara i provera rada imidžing sistema.

Kod provere geometrijske tačnosti i stabilnosti imidžing sistema, proverava se registracija slike, tačnost pomeranja stola kao i koincidencija terapijskog izocentra i imidžing sistema, prema uputstvu koje je navedeno u poglavlju 6.2.3.1.2. Na Slika 7.13. je prikazano pozicioniranje/repozicioniranje Penta Guide fantoma za planarni imidžing u XI sistemu. Na istoj slici se mogu videti koordinate pomeranja fantoma koje iznose -1.0 cm po x , 1.5 cm po y i 1.2 cm po z koordinatama. One bi trebale biti -1.0 cm po x , 1.4 cm po y i 1.2 cm po z koordinatama, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



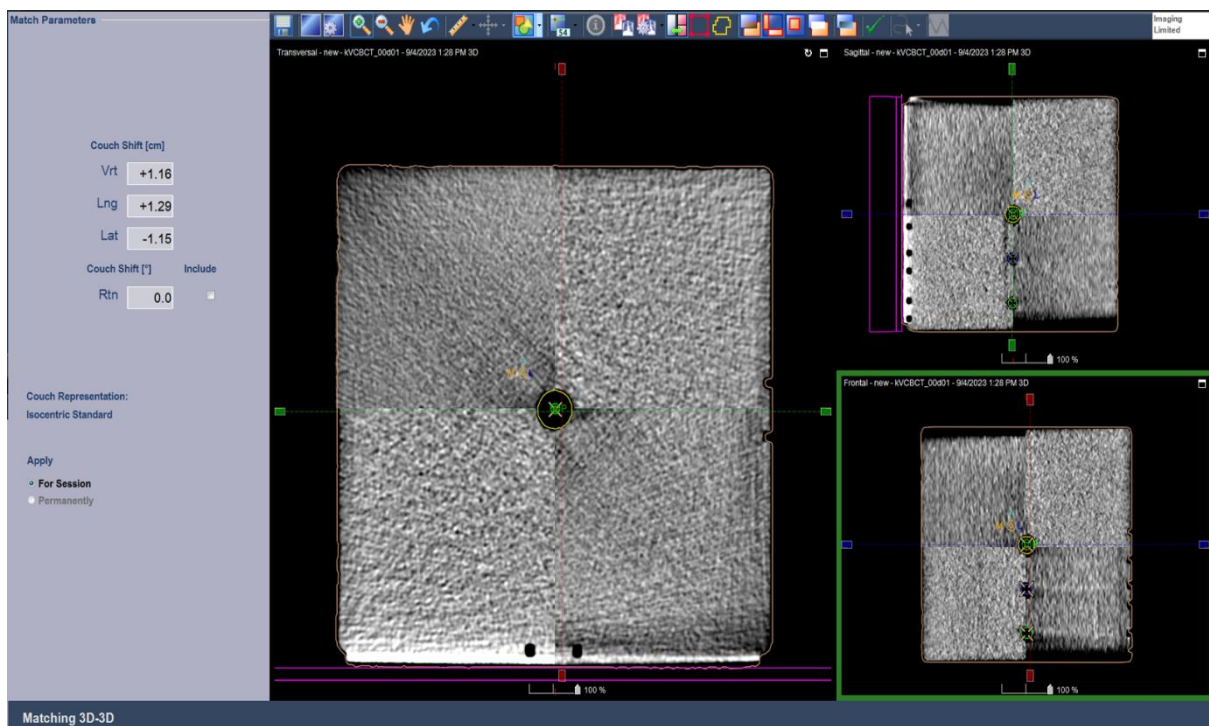
Slika 7.13. Provera pozicioniranja/repozicioniranja planarnog imidžinga

Na Slika 7.14. je prikazana koincidencija terapijskog izocentra i planarnog imidžinga u XI sistemu. Na istoj slici se mogu videti odstupanja od izocentra koja iznose 0.1 za x i y koordinate i 0.0 cm za z koordinatu, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



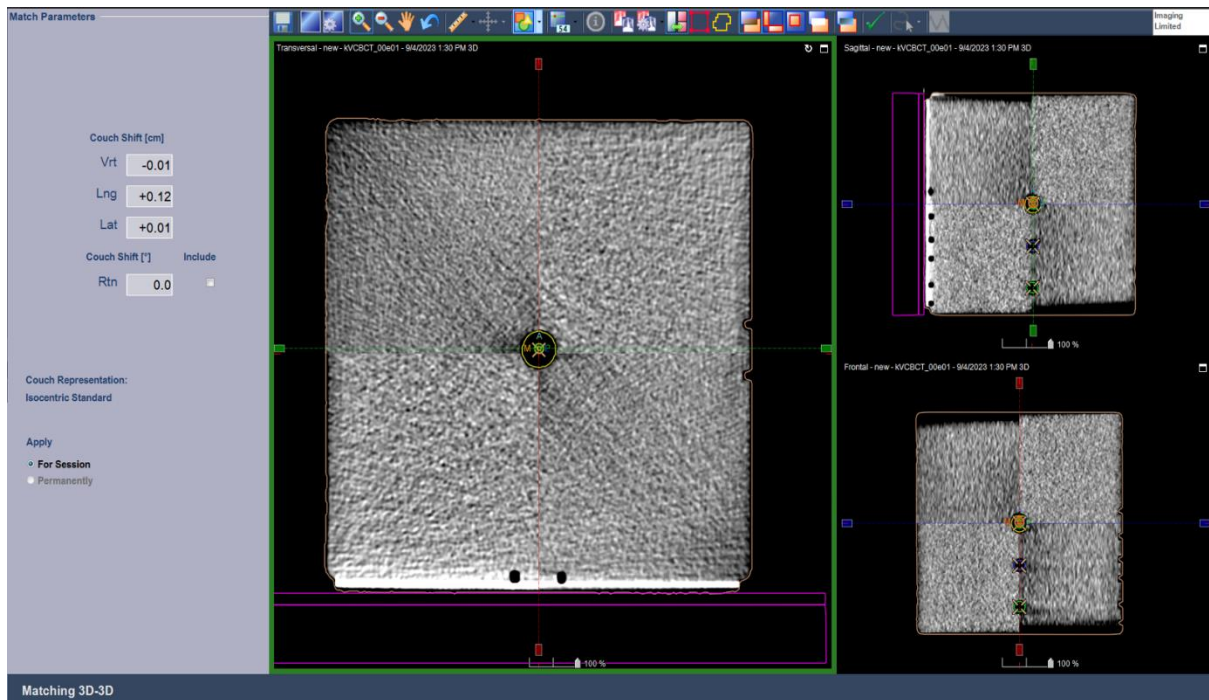
Slika 7.14. Provera koincidencije planarnog imidžinga

Na Slika 7.15. je prikazano pozicioniranje/repozicioniranje Penta Guide fantoma za CBCT imidžing u XI sistemu. Na istoj slici se mogu videti koordinate pomeranja fantoma koje iznose -1.2 cm po x , 1.3 cm po y i 1.2 cm po z koordinatama, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



Slika 7.15. Provera pozicioniranja/repozicioniranja zapremninskog imidžinga

Na Slika 7.16. je prikazana koincidencija terapijskog izocentra i CBCT imidžing u XI sistemu. Na istoj slici se mogu videti odstupanja od izocentra koje iznose 0.0 za x i z koordinate i 0.1 cm za y koordinatu, što se slaže sa vrednošću tolerancije od 2 mm.



Slika 7.16. Provera koincidencije za zapreminski imidžing sistem

Kod provere kvaliteta imidžing sistema u sklopu dnevnih provera je potrebno proveriti pojavu artefakata, koji mogu dovesti do neadekvatne slike za klinički rad. Kod XI sistema još nije uočeno neko veće pogoršanje kvaliteta slike koje bi dovele do zamene detektora ili nekog drugog dela imidžing sistema koji utiče na kvalitet slike.

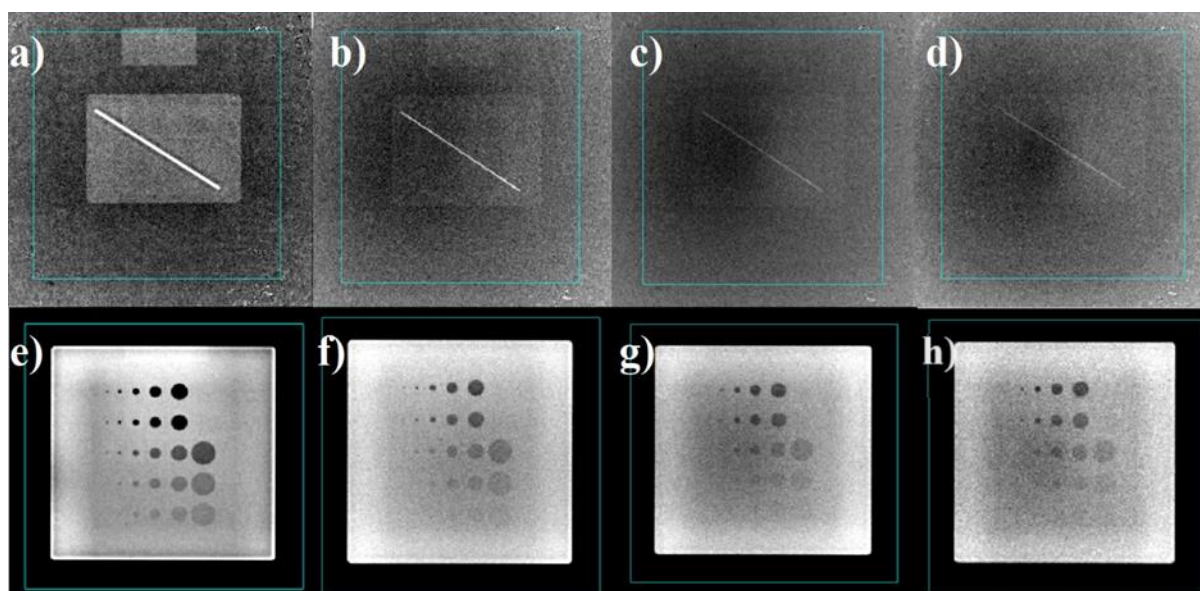
7.1.2.2. Mesečne provere

Mesečne provere XI sistema se sastoje iz provere kvaliteta slike planarnog i zapreminskog imidžing sistema. Vreme potrebno da se uradi mesečna provera imidžing sistema je oko 2 sata, zbog čega je pored navedenog postupka provere kvaliteta slike, navedena i provera pomoću automatske analize slike jer značajno smanjuje vreme trajanja testa.

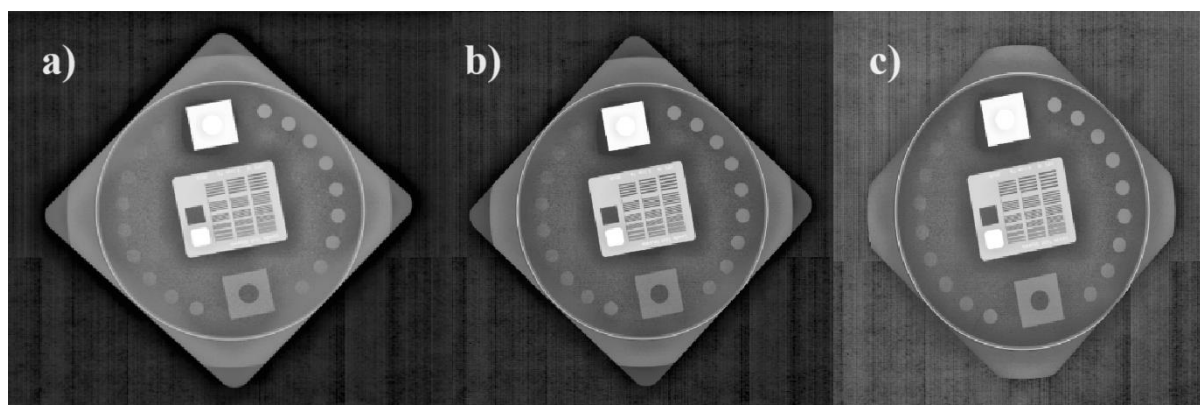
Kod provere kvaliteta slike planarnog MV i kV imidžing sistema se proverava kontrastna razolucija, prostorna rezolucija, uniformnost i šum prema postupku navedenom u poglavljima 6.2.2.3.1.1. i 6.2.2.3.1.2, respektivno za MV i kV imidžing sistem. U Tabela 7.5. prikazani su rezultati provere MV planarne slike za energije 2.5 MV, 6 MV, 10 MV i 15 MV i kV planarne slike za tri različita, najčešće korišćena imidžing protokola. Pored tabeliranih rezultata, na Slika 7.17. su prikazane i slike za proveru prostorne rezolucije (prvi red: a) 2.5 MV, b) 6 MV, c) 10 MV i d) 15 MV) i kontrastne rezolucije (drugi red: e) 2.5 MV, f) 6 MV, g) 10 MV i h) 15 MV) kvaliteta planarnog MV imidžinga. Dok su na Slika 7.18. (a) *Head*, b) *Thorax arms up* i c) *Pelvis* protokol) prikazane slike za proveru prostorne i kontrastne rezolucije kvaliteta planarnog kV imidžinga.

Tabela 7.5. Rezultati kvaliteta MV i kV planarne slike XI sistema

Energija	Kontrastna rezolucija	Prostorna rezolucija	Imidžing protokol	Kontrastna rezolucija	Prostorna rezolucija
MV			kV		
2.5 MV	ok	ok	Head	0.81 %	9 lp/mm
6 MV	ok	ok	Thorax arms up	0.81 %	10 lp/mm
10 MV	ok	ok	Pelvis	0.81 %	7 lp/mm
15 MV	ok	ok			



Slika 7.17. Provera kvaliteta MV planarne slike XI sistema (2.5 MV: a) i e), 6 MV: b) i f), 10 MV: c) i g), 15 MV: d) i h))



Slika 7.18. Provera kvaliteta kV planarne slike XI sistema (a) Head, b) Thorax arms up i c) Pelvis protokol)

Kod provere kvaliteta slike CBCT imidžing sistema se proverava kontrastna i prostorna rezolucija, uniformnost i geometrijska distorzija, prema postupku navedenom u poglavlju 6.2.2.3.1.3. U Tabela 7.6. je prikazan rezultat kvaliteta kV CBCT slike TrueBeam linearnog akceleratora za koji je potrebna manuelna analiza parametara.

Tabela 7.6. Provera kvaliteta kV CBCT slike

Test/Protokol	Head	Pelvis
Vidljivost niskog kontrasta	-	6 mm
Prostorna rezolucija	7 lp/ cm	5 lp/cm
Uniformnost		
Gore	21 HU	24 HU
Dole	23 HU	12 HU
Levo	29 HU	26 HU
Desno	18 HU	7 HU
Geometrijska rezolucija	0.2 mm	0.0 mm
Senzitometrija		
vazduh	-992 HU	-999 HU
LDPE	-116 HU	-111 HU
akril	97 HU	105 HU

Kao i kod prethodnog sistema, tako i za ovaj, proveru kvaliteta kV CBCT imidžing sistema je moguće uraditi i pomoću Smári servisa koji automatski analizira sliku i u kratkom vremenskom intervalu daje rezultat prikazan na Slika 7.19., za čiju analizu je dovoljna jedna akvizicija CatPhan fantoma, za svaki imidžing protokol. Vreme koje je potrebno za akviziciju i analizu je oko 10 minuta, gde je uključeno i vreme za transport CBCT slike iz XI sistema u Smári servis.

Cone Beam CT Summary ● HEAD PELVIS

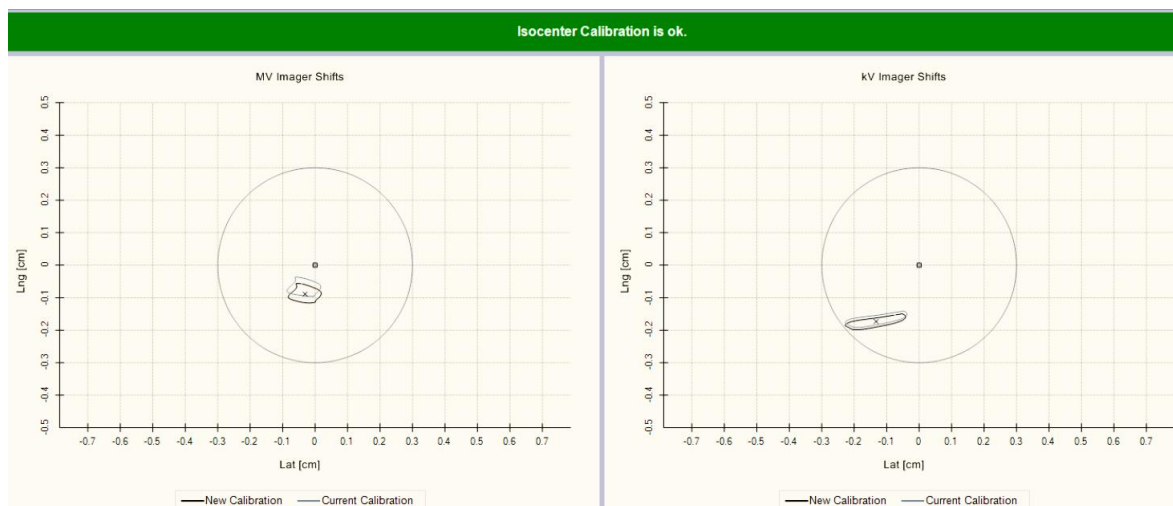
Geometric distortion + Add Comment	0.08 mm	0.19 mm
Spatial resolution + Add Comment	7.55 lp/cm	4.63 lp/cm
Contrast (Detail at 1% contrast level) + Add Comment	8 mm	5 mm
HU constancy + Add Comment	6 HU	5 HU
Uniformity + Add Comment	6.5 HU	8.4 HU
Noise + Add Comment	27.8 HU	6.3 HU

Slika 7.19. Provera kvalitet kV CBCT slike pomoću Smari servisa

7.1.2.3. Godišnje provjere

Godišnje provjere XVI imidžing sistema se sastoje iz mehaničkih provjera, provjere kvaliteta kV snopa, doze kV imidžing sistema i provjere rada imidžing sistema koji proverava raspoloživu memoriju sistema. Vreme potrebno za izvođenje godišnjih provjera kvaliteta imidžing sistema je 60 minuta.

Mehaničke provjere uključuju kalibraciju mehaničkog i MV i kV zračnog snopa, čija razlika treba da bude manja od 0.5 mm. Rezultat ove provjere je prikazan na Slika 7.20., gde se vidi da se nalazi u granici navedene tolerancije.



Slika 7.20. Rezultat kalibracije mehaničkog, MV i kV zračnog izocentra

Kako je navedeno i za prethodni sistem, kvalitet snopa kV imidžing sistema obhvata proveru tačnosti i ponovljivost radnih parametara sistema za: napon, vreme ekspozicije i debljinu poluslabljenja. U Tabela 7.7. i Tabela 7.8. su prikazani rezultati radnih parametara kV imidžing sistema za tri različita, najčešće korišćena klinička imidžing protokola, sa očekivanim vrednostima, relativnim odstupanjem i koeficijentom varijacije.

Tabela 7.7. Tačnosti i ponovljivosti napona i vremena rendgenske cevi za tri različita imidžing protokola

Imidžing protokol	Napon [kV]			Srednja vrednost [kV]	Očekivan napon [kV]	Relativno odstupanje [%]	Koeficijent varijacije [%]
	Head	85.3	85.6	85.5	85.47(15)	85	-0.6
Thorax arms up	100.7	100.8	101.2	100.9(3)	100	-0.9	0.3
Pelvis	96.0	95.9	96.1	96.00(10)	95	-1.1	0.1
Imidžing protokol	Vreme [ms]			Srednja vrednost [ms]	Očekivano vreme [ms]	Relativno odstupanje [%]	Koeficijent varijacije [%]
	Head	50.1	50.3	50.1	50.17(12)	50.3	-0.3

Thorax arms up	50.3	50.2	50.3	50.27(6)	50.2	-0.5	0.1
Pelvis	50.0	50.0	50.1	50.03(6)	50.0	-0.1	0.1

Tabela 7.8. Provera debljine poluslabljenja rendgenske cevi za tri različita imidžing protokola

Imidžing protokol	HVL [mmAl]	HVL iz specifikacije [mmAl]	Relativno odstupanje [%]
Head	4.0	3.43	-16.6
Thorax arms up	4.8	4.07	-20.4
Pelvis	4.7	3.86	-21.8

I kod ovog imidžing sistema, provera doze kV imidžing sistema uključuje proveru doze planarnog i zapreminskog XVI imidžing sistema prema postupku opisanom u poglavlju 6.2.3.3.3. U Tabela 7.9. su prikazani rezultati doze za planarne i zapreminske imidžing protokole koji se koriste u kliničke svrhe. Takođe, u istoj tabeli navedene su i nominalne vrednosti doze za oba tipa imidžinga, kao i relativno odstupanje.

Tabela 7.9. Doza od kV planarnih i kV CBCT kliničkih imidžing protokola sa nominalnim vrednostima

Imidžing protokol-planar	Doza [mGy]	Nominalna doza [mGy]	Relativno odstupanje [%]	Imidžing protokol-CBCT	Doza [mGy]	Nominalna doza [mGy]	Relativno odstupanje [%]
Head	0.12	0.09	-33.3	Head half down	3.7	3.17	-17
Thorax arms up	0.19	0.25	24	Thorax	4.9	4.0	-23
Pelvis	0.49	0.62	20.9	Pelvis	19.6	15.98	-23

Pored provere rada imidžing sistema na dnevnom nivou, na godišnjem nivou je potrebno proveriti stanje memorije i arhivirati dosadašnje podatke, kao i osloboditi memoriju XI sistema.

7.2. Određivanje apsorbovane doze CBCT imidžing protokola u radioterapiji

Prema opisanom postupku merenja apsorbovane doze iz poglavlja 6.3.5., 6.3.6. i 6.3.7. i na osnovu formule $D_{w,Q} = M_Q N_{K,Q_0} [(\mu_{en}/\rho_{w,air})]_{Q_0} p_{Q_0} k_{Q,Q_0}$ (4.23) je moguće odrediti apsorbovanu dozu od CBCT imidžing protokola navedenih u poglavlju 6.3.4. Određivanje apsorbovane doze je uključivalo merenje u antropomorfnim fantomima za regiju glave i vrata, torakalnu i pelvičnu regiju, za dva različita imidžing sistema. Dve različite jonizacione komore (Farmer i Semiflex) su korišćene prilikom merenja i oba su kalibrisane u kV snopu u vazduhu za kvalitet snopa kao kod kV imidžing sistema linearnog akceleratora. Zbog toga, korekcionni faktor k_{Q,Q_0} je uzet kao jediničan. Za korekciju na razliku u apsorpciji energije za različite materijale su korišćeni faktori koji uračunavaju razliku između vazduha i vode, potom razliku između vode i mekog tkiva, kao i razliku između vode i tkiva pluća i razliku između vode i kost za kvalitet snopa kV imidžing sistema linearnog akceleratora. Navedeni faktori su korišćeni iz Ma and Sauntjers [58] i Andreao i saradnika [59]. Korekcionni faktor p_{Q_0} se razlikuje za svaku komoru i korišćeni su eksperimentalni rezultati od Czarencki i saradnika [60].

Pored merenja u fantomima, urađena je i MK simulacije doze za tri načešće korišćena XVI imidžing protokola.

Merna nesigurnost je izražena preko proširene i kombinovane standardne nesigurnosti sa intervalom poverenja od 95%. Merna nesigurnost očitavanja elektrometra je računata kao standardna nesigurnost tipa A, gde su korišćena tri sukcesivna merenja i zbog malog broja merenja korišćena je t-Studentova raspodela, gde važi da je faktor pokrivenosti 4.3.

Merne nesigurnosti očitavanja temperature, pritiska, kalibracionog faktora i korekcionnih faktora računati kao standardna nesigurnost tipa B. Kod temperature i pritiska je korišćena pravougaona raspodela, dok je kod kalibracionog faktora uzeta vrednost iz sertifikata, a kod korekcionnih faktora uzeta je vrednost iz gore navedenih literatura.

7.2.1. Regija glave i vrata

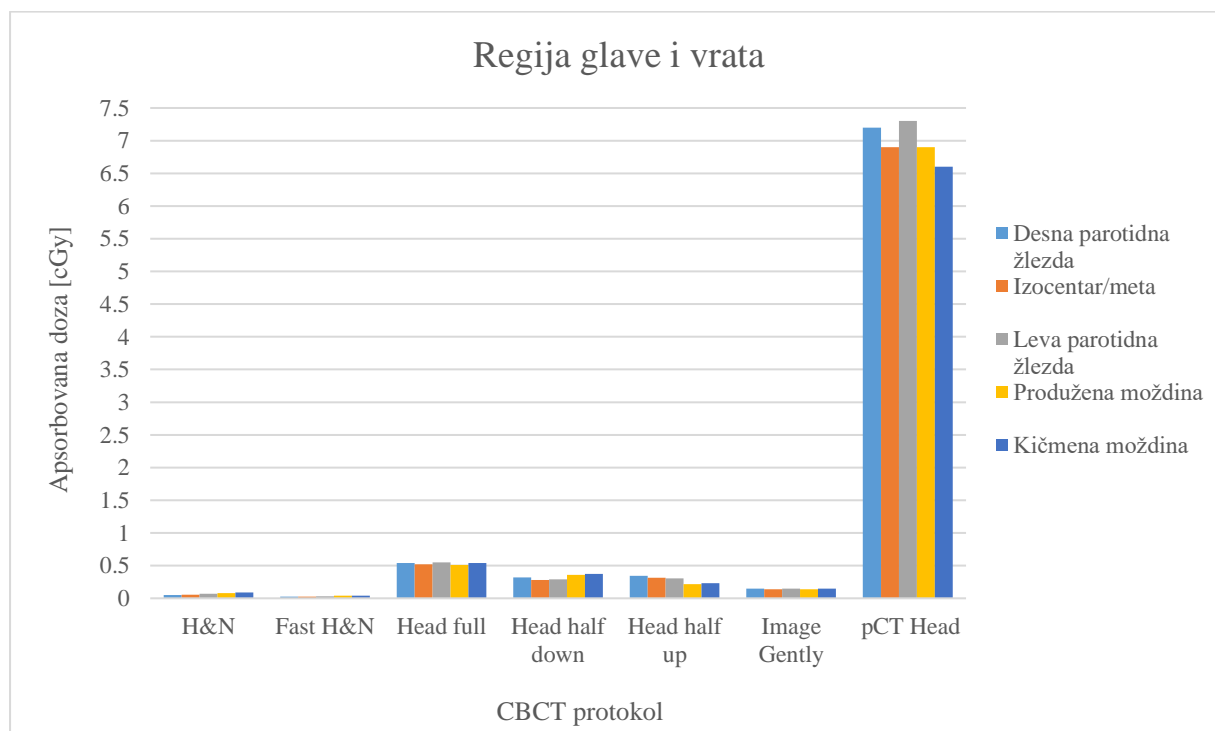
U Tabela 7.10. su prikazane srednje vrednosti apsorbovane doze sa mernom nesigurnošću u izocentru/meti i prethodno definisanim organima od rizika (poglavlje 6.3.5) za CBCT imidžing protokole XVI i XI sistema, sa parametrima navedenim u Tabela 6.3. i Tabela 6.6., kao i CT za planiranje (pCT) sa definisanim standardnim parametrima snimanja.

Kod protokola za XVI sistem, koristeći *Head and Neck* protokol, vrednosti apsorbovanih doza nalaze se u opsegu od 0.05 cGy do 0.09 cGy, dok se za protokol *Fast Head and Neck* vrednosti nalaze u opsegu od 0.03 cGy do 0.04 cGy. Kod protokola za XI sistem, koristeći *Head full* protokol, vrednosti apsorbovanih doza se nalazi u opsegu od oko 0.5 cGy do 0.6 cGy, dok se za protokole *Head half down*, *Head half up* i *Image Gently* vrednosti nalaze u opsegu od 0.3 cGy do 0.4 cGy, od 0.2 cGy do 0.3 cGy i od 0.14 cGy do 0.15 cGy, respektivno. Vrednosti apsorbovane doze za pCT iznose od oko 7 cGy za sve merene pozicije.

Tabela 7.10. Apsorbovana doza sa mernom nesigurnošću za regiju glave i vrata

Pozicija komore	XVI sistem		XI sistem				pCT
	H&N	Fast H&N	Head full	Head half down	Head half up	Image Gently	Head protocol
	Doza [cGy]						
Desna parotidna žlezda	0.051(4)	0.0251(13)	0.54(2)	0.318(13)	0.345(14)	0.147(6)	7.2(3)
Izocentar/meta	0.053(7)	0.0263(18)	0.52(2)	0.282(12)	0.316(13)	0.139(6)	6.9(3)
Leva parotidna žlezda	0.070(3)	0.0322(19)	0.55(2)	0.288(12)	0.307(13)	0.150(6)	7.3(3)
Produžena moždina	0.082(10)	0.039(2)	0.51(2)	0.361(15)	0.216(9)	0.136(6)	6.9(3)
Kičmena moždina	0.089(6)	0.0412(19)	0.54(2)	0.374(15)	0.230(10)	0.148(6)	6.6(3)

Radi jednostavnije analize rezultata, grafički prikaz apsorbovane doze CBCT protokola za merene organe od rizika i metu, za regiju glave i vrata, kao i za pCT protokol je prikazan na Slika 1.1 Slika 7.21.



Slika 7.21. Grafički prikaz apsorbovane doze za regiju glave i vrata prema poziciji merenja i prema CBCT i CT protokolu

7.2.2. Torakalna regija

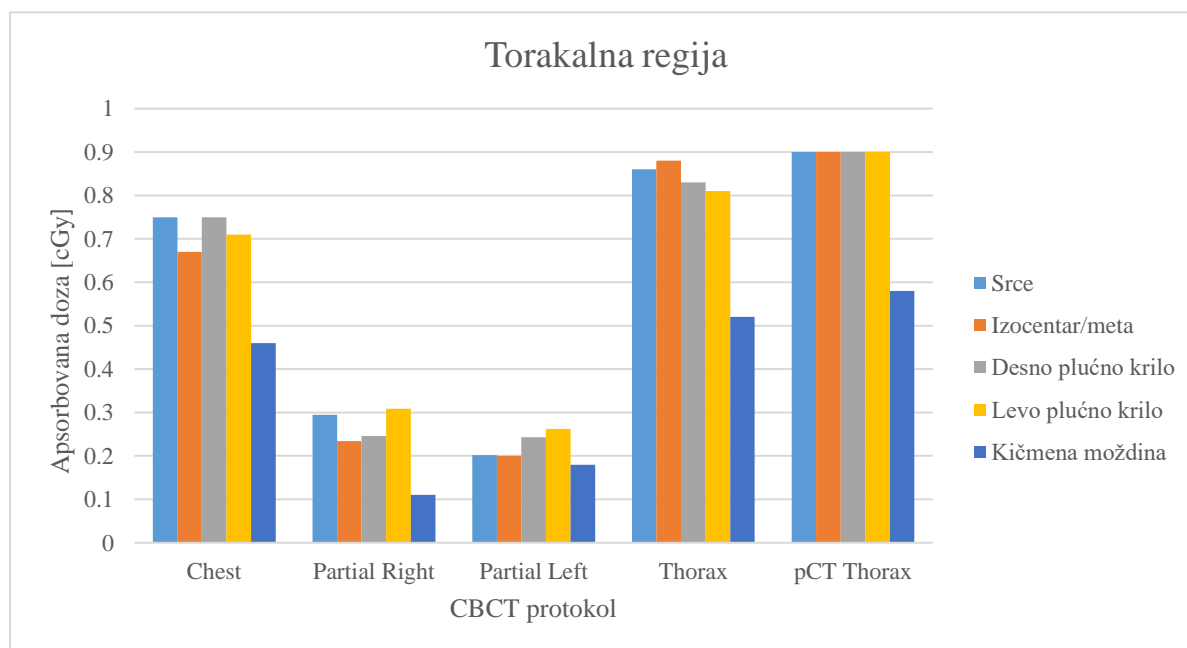
U Tabela 7.11., su prikazane srednje vrednosti apsorbovane doze sa mernom nesigurnošću u meti i prethodno definisanim organima od rizika (poglavlje 6.3.6.) za CBCT imidžing protokole XVI i XI sistema, sa parametrima navedenim u Tabela 6.4. i Tabela 6.7., kao i CT za planiranje (pCT) sa definisanim parametrima snimanja.

Kod protokola za XVI sistem, koristeći *Chest* protokol, vrednosti apsorbovanih doza se nalazi u opsegu od 0.5 cGy do 0.8 cGy, dok se za parcijalne protokole vrednosti nalaze u opsegu od 0.2 cGy do 0.3 cGy i od 0.1 cGy do 0.3 cGy, za *Thorax Partial Left* i *Thorax Partial Right*, respektivno. Kod protokola za XI sistem, koristeći *Thorax* protokol, vrednosti apsorbovanih doza se nalazi u opsegu od 0.5 cGy do 0.9 cGy. Vrednosti apsorbovane doze za pCT iznose od 0.6 cGy do 0.9 cGy.

Tabela 7.11. Apsorbovana doza sa mernom nesigurnošću za torakalnu regiju

Pozicija komore	XVI sistem			XI sistem	pCT
	Chest	Partial Right	Partial Left	Thorax	Thorax
	Doza [cGy]				
Srce	0.75(7)	0.295(11)	0.202(8)	0.86(3)	0.9(2)
Izocentar/meta	0.67(7)	0.234(13)	0.20(3)	0.88(3)	0.9(2)
Desno plućno krilo	0.75(4)	0.246(16)	0.243(14)	0.83(3)	0.9(2)
Levo plućno krilo	0.71(5)	0.309(16)	0.262(15)	0.81(3)	0.9(2)
Kičmena moždina	0.46(3)	0.11(2)	0.180(11)	0.52(2)	0.58(14)

Radi jednostavnije analize rezultata, grafički prikaz apsorbovane doze CBCT protokola za merene organe od rizika i metu, za torakalnu regiju, kao i za pCT protokol je prikazano na Slika 7.22.



Slika 7.22. Grafički prikaz apsorbovane doze za torakalnu regiju prema poziciji merenja i prema CBCT i CT protokolu

7.2.3. Pelvična regija

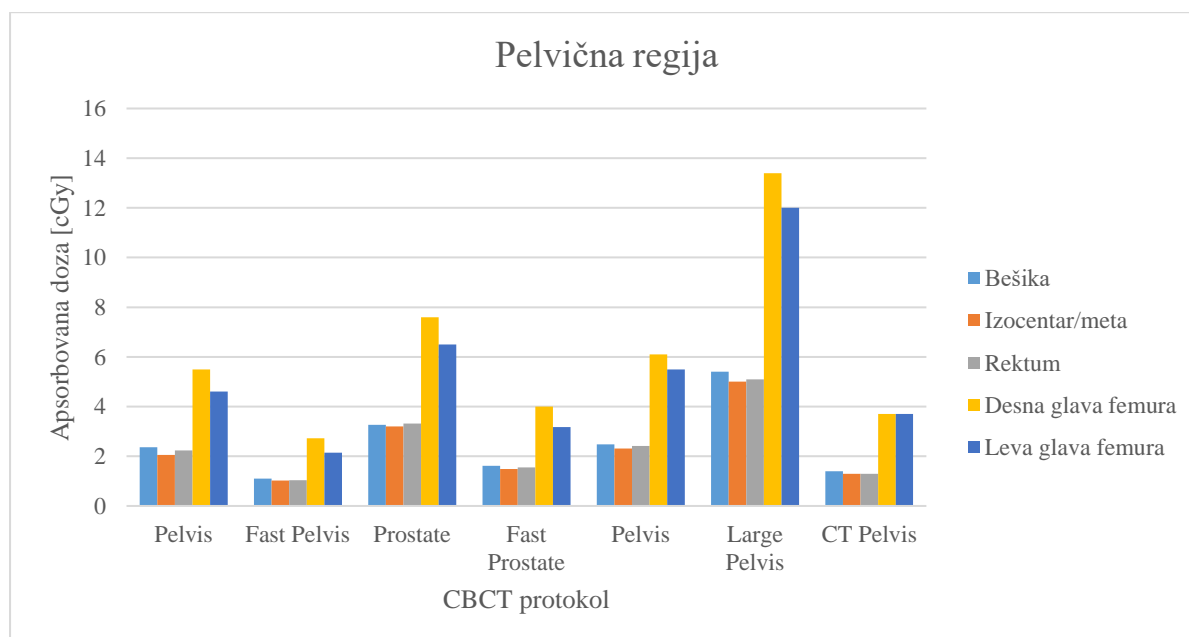
U Tabela 7.12. su prikazane srednje vrednosti apsorbovane doze sa mernom nesigurnošću u meti i prethodno definisanim organima od rizika (poglavlje 6.3.7) za CBCT imidžing protokole XVI i XI sistema, sa parametrima navedenim u Tabela 6.5. i Tabela 6.8., kao i CT za planiranje (pCT) sa definisanim parametrima snimanja.

Kod protokola za XVI sistem, koristeći *Pelvis* i *Fast Pelvis* protokol, vrednosti apsorbovanih doza se nalazi u opsegu od 2.1 cGy do 5.5 cGy i od 1 cGy do 2.7 cGy, respektivno. Za *Prostate* i *Fast Prostate* protokole vrednosti se nalaze u opsegu od 3.2 cGy do 7.6 cGy i od 1.5 cGy do 4 cGy, respektivno. Kod protokola za XI sistem, koristeći *Pelvis* i *Large Pelvis* protokol, vrednosti apsorbovanih doza se nalaze u opsegu od 2.3 cGy do 6.1 cGy i od 5 cGy do 13.4 cGy. Vrednosti apsorbovane doze za pCT iznose od 1 cGy do 1.4 cGy.

Tabela 7.12. Apsorbovana doza sa mernom nesigurnošću za pelvičnu regiju

Pozicija komore	XVI sistem				XI sistem		pCT
	Pelvis	Fast Pelvis	Prostate	Fast Prostate	Pelvis	Large Pelvis	Pelvis
	Doza [cGy]						
Bešika	2.36(10)	1.10(5)	3.27(2)	1.62(7)	2.48(10)	5.4(2)	1.4(3)
Izocentar/meta	2.06(10)	1.02(4)	3.20(14)	1.49(6)	2.31(9)	5.0(2)	1.3(3)
Rektum	2.23(10)	1.04(4)	3.32(14)	1.55(6)	2.42(10)	5.1(2)	1.3(3)
Desna glava femura	5.5(2)	2.73(12)	7.6(3)	4.00(17)	6.1(2)	13.4(5)	3.7(9)
Leva glava femura	4.6(2)	2.15(9)	6.5(3)	3.18(13)	5.5(2)	12.0(5)	3.7(8)

Radi jednostavnije analize rezultata, grafički prikaz apsorbovane doze CBCT protokola za merene organe od rizika i metu, za torakalnu regiju, kao i za pCT protokol je prikazano na Slika 7.23.



Slika 7.23. Grafički prikaz apsorbovane doze za pelvičnu regiju prema poziciji merenja i prema CBCT i CT protokolu

7.2.4. MC simulacija apsorbovane doze

U Tabela 7.13. su prikazani rezultati apsorbovane doze dobijene Monte Karlo simulacijom za XVI CBCT *Head and Neck*, *Chest*, *Pelvis* protokole prema metodi opisanoj u poglavlju 6.3.9.

Tabela 7.13. Apsorbovana doza dobijena Monte Karlo simulacijom sa greškom ispod 2%

Protokol	Head&Neck		Chest		Pelvis
Pozicija	Doza [cGy]	Pozicija	Doza [cGy]	Pozicija	Doza [cGy]
Desna parotidna žlezda	0.045	Srce	0.79	Bešika	2.72
Izocentar	0.052	Izocentar	0.68	Izocentar	2.40
Leva parotidna žlezda	0.066	Desno plućno krilo	0.84	Rektum	2.64
Produžena moždina	0.074	Levo plućno krilo	0.84	Desna glava femura	6.07
Kičmena moždina	0.067	Kičmena moždina	1.70	Leva glava femura	6.05

7.3. Provera kvaliteta CBCT slike imidžing sistema u radioterapiji

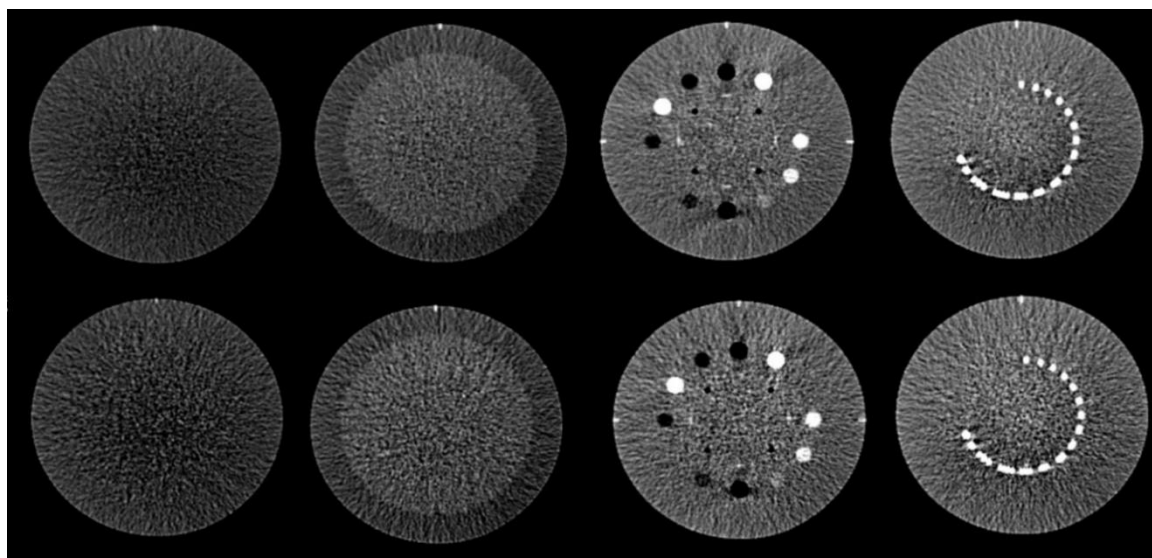
Prema opisanom postupku merenja kvaliteta CBCT slike iz poglavlja 6.3.8 je moguće odrediti kvalitet slike CBCT imidžing protokola navedenih u poglavlju 6.3.4. Provera kvaliteta slike CBCT imidžing protokola je uključivalo akviziciju CatPhan 503 i CatPhan 604 fantoma sa svim istraživanim CBCT protokolima i analizu tih slika pomoću Smári servisa, za dva različita imidžing sistema. Smári servis analizira slike prema preporukama proizvođača, kako je objašnjeno u poglavlju 6.3.2, što znači da postoji razlika u analizi između XVI i XI sistema. Zbog nemogućnosti direktnog upoređenja kvaliteta slike dva različita imidžing sistema, u nastavku su prikazane i slike CatPhan 604 fantoma napravljene sa svim ispitivanim imidžing protokolima.

7.3.1. Regija glave i vrata

Rezultati kvaliteta slike preko Smári servisa kod *Head and Neck* i *Fast Head and Neck* protokola je prikazan u Tabela 7.14. Na sledećoj slici su prikazani preseći različitih modula koji se koriste za analizu kvaliteta slike za oba malopre navedena imidžing protokola XVI sistema.

Tabela 7.14. Kvalitet slike za regiju glave i vrata za XVI sistem

Test/Protokol	Head and Neck	Fast Head and neck
Vidljivost niskog kontrasta	2.2%	3.6%
Prostorna rezolucija	3 lp/cm	3 lp/cm
Uniformnost	3 %	2.7 %
Šum	2.4 HU	3.3 HU
Geometrijska rezolucija	0.0 mm	0.0 mm

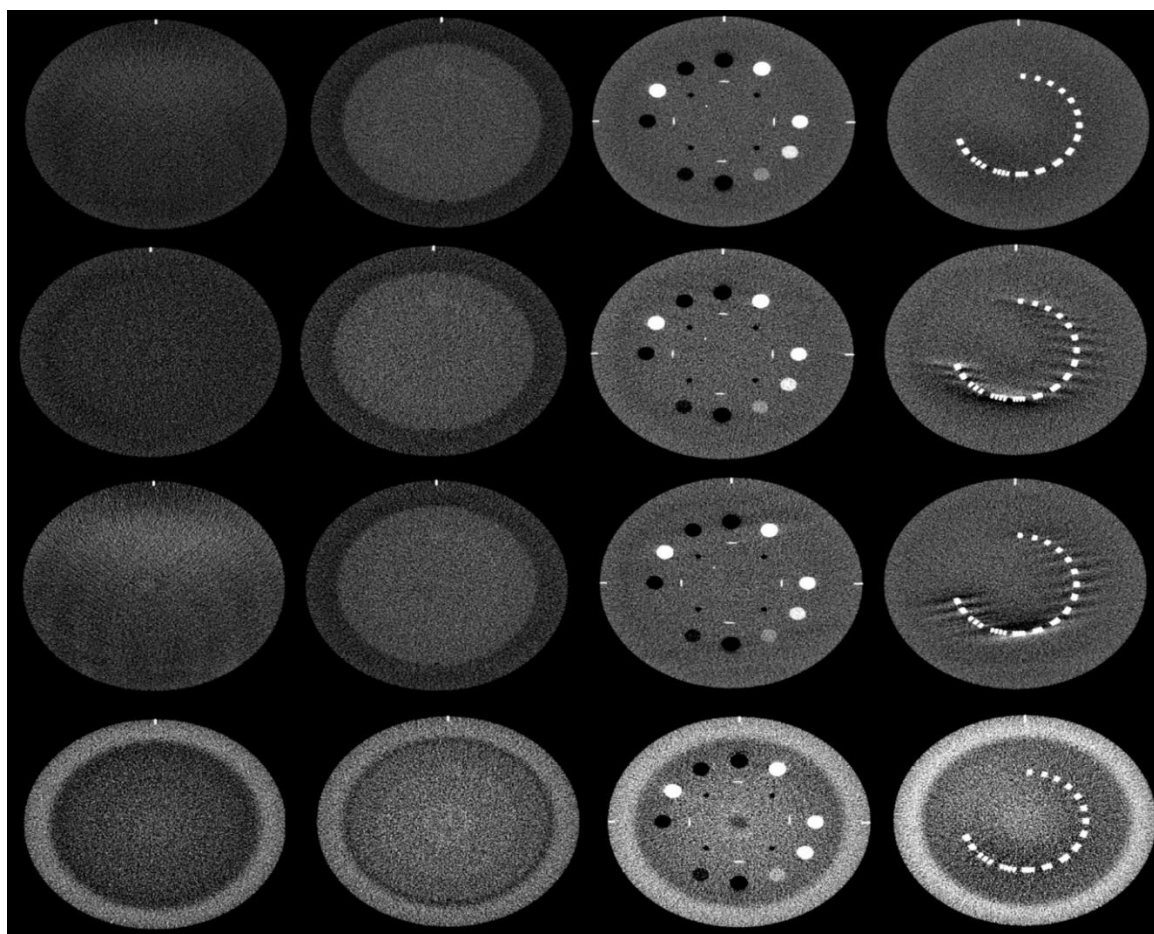


Slika 7.24. CBCT preseći za svaki modul (gore: *Head and Neck* protokol, dole: *Fast Head and Neck* protokol)

Rezultati kvaliteta slike kod *Head full* i *Head half down* i *up* i *Image Gently* protokola je prikazan u Tabela 7.15. Na sledećoj slici su prikazani preseći različitih modula koji se koriste za analizu kvaliteta slike za sve gore navedene imidžing protokole XI sistema

Tabela 7.15. Kvalitet slike za regiju glave i vrata za XI sistem

Test/Protokol	Head full	Head half down	Head half up	Image Gently
Vidljivost niskog kontrasta	7 mm	8 mm	15 mm	0 mm
Prostorna rezolucija	7.8 lp/cm	7.6 lp/cm	7.3 lp/cm	6.1 lp/cm
Uniformnost	5.9 HU	6.5 HU	25.1 HU	30.3 HU
Geometrijska rezolucija	0.1 mm	0.1 mm	0.1 mm	0.1 mm
Šum	21.1 HU	27.8 HU	33.3 HU	61.5 HU
Senzitometrija				
Vazduh	-1000 HU	-999 HU	-999 HU	-1000 HU
LDPE	-110 HU	-106 HU	-112 HU	-108 HU
akril	122 HU	120 HU	110 HU	156 HU



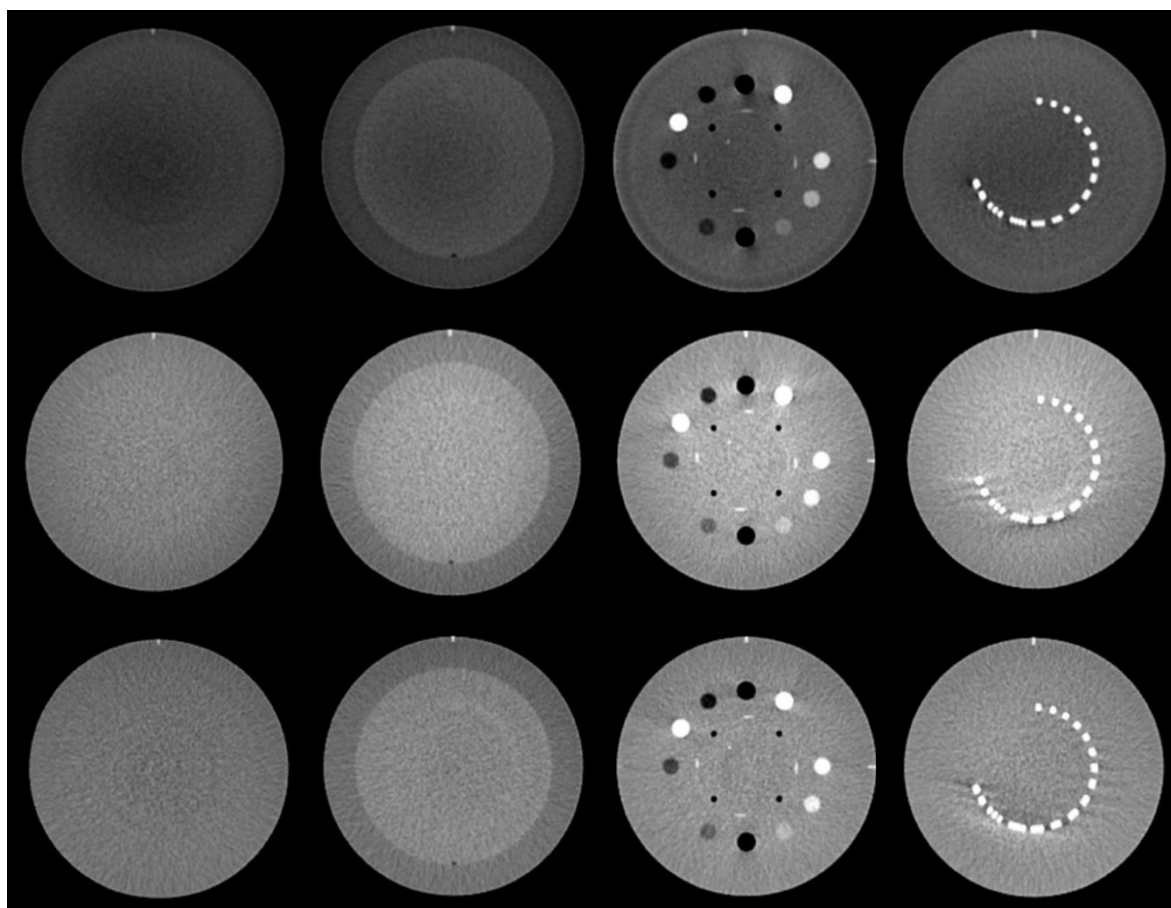
Slika 7.25. CBCT preseći za svaki modul (prvi red: Head full, drugi red: head half down, treći red: head half up, četvrti red: image gently)

7.3.2. Torakalna regija

Rezultati kvaliteta slike kod *Chest*, *Thorax Partial Left* i *Right* protokola je prikazan u Tabela 7.16. Na sledećoj slici su prikazani preseći različitih modula koji se koriste za analizu kvaliteta slike za sve gore navedene imidžing protokole XVI sistema

Tabela 7.16. Kvalitet slike za torakalnu regiju za XVI sistem

Protokol	Chest	Thorax Pariatl Left	Thorax Partial Right
Vidljivost niskog kontrasta	0.8 %	1.8 %	0.8 %
Prostorna rezolucija	4 lp/cm	3 lp/cm	3 lp/cm
Uniformnost	2.7 %	3.6 %	2.9 %
Šum	0.94 HU	1.9 HU	3 HU
Geometrijska rezolucija	0.0 mm	0.0 mm	0.0 mm

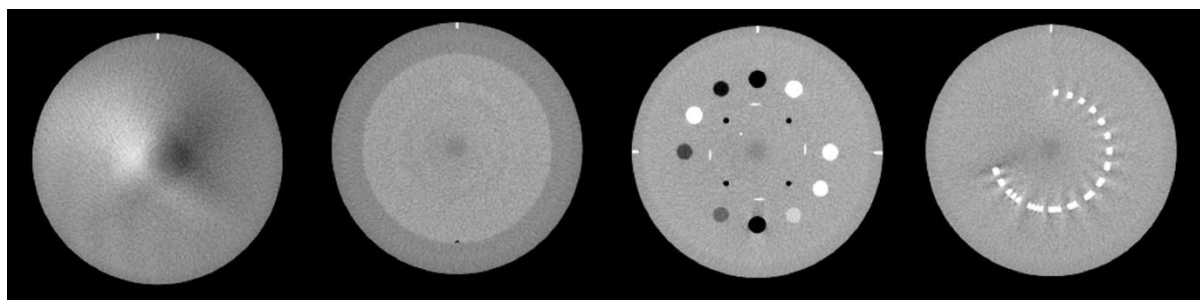


Slika 7.26. CBCT preseći za svaki modul (prvi red: *Chest*, drugi red: *Thorax Partial Left*, treći red: *Thorax Partal Right*)

Rezultati kvaliteta slike kod *Thorax* protokola je prikazan u Tabela 7.17., dok su na sledećoj slici prikazani preseći različitih modula koji se koriste za analizu kvaliteta slike za gore naveden imidžing protokol XI sistema.

Tabela 7.17. Kvalitet slike za torakalnu regiju za XI sistem

Test/Protokol	Thorax
Vidljivost niskog kontrasta	8 mm
Prostorna rezolucija	4.6 lp/ cm
Uniformnost	38.1 HU
Geometrijska rezolucija	0.2 mm
Šum	65.4 HU
Senzitometrija vazduh	-1000 HU
LDPE	-110 HU
akril	108 HU



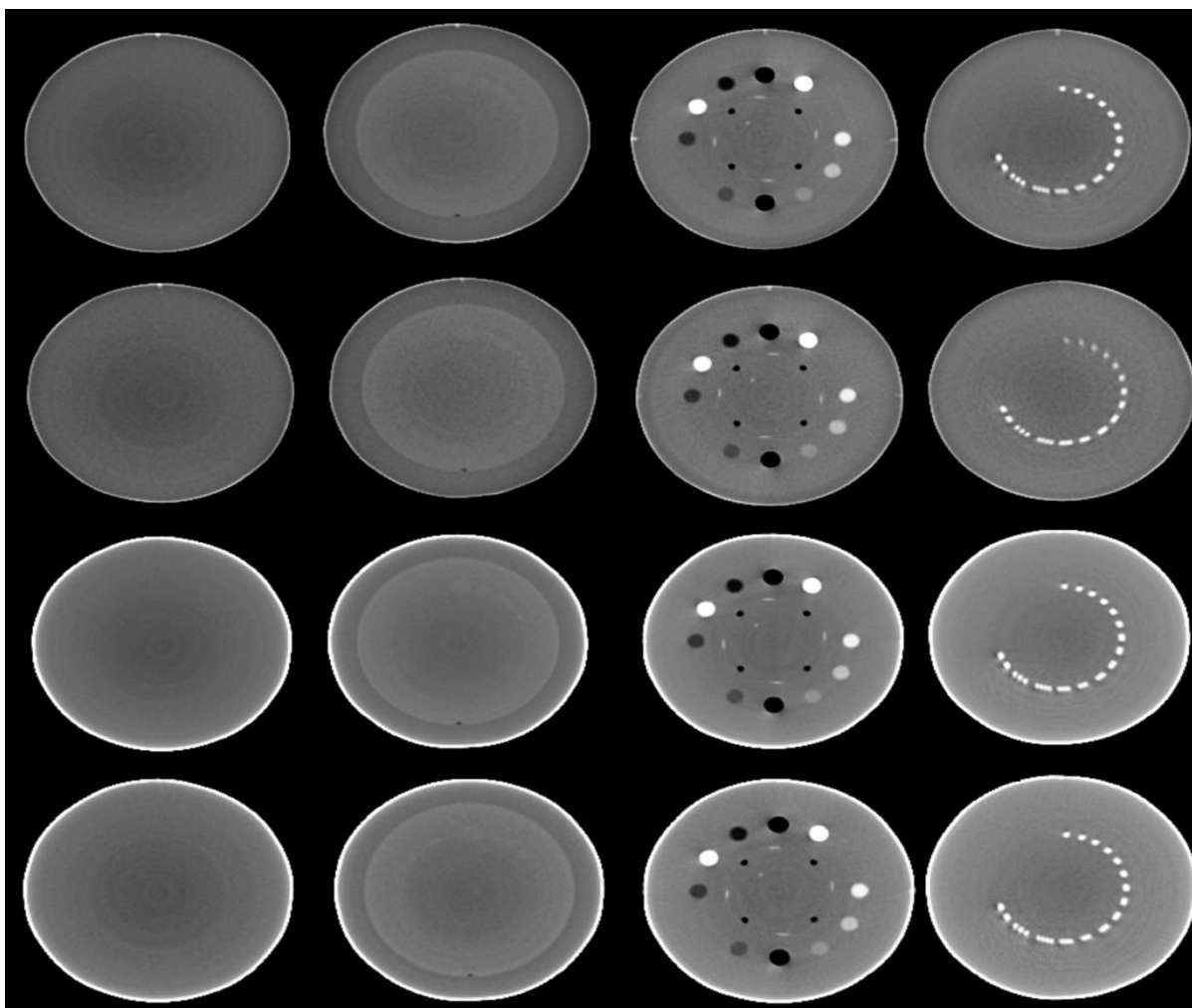
Slika 7.27. CBCT preseki za svaki modul (Thorax)

7.3.3. Pelvična regija

Rezultati kvaliteta slike kod *Pelvis*, *Fast Pelvis*, *Prostate* i *Fast Prostate* protokola je prikazan u Tabela 7.18. Na sledećoj slici su prikazani preseki različitih modula koji se koriste za analizu kvaliteta slike za sve gore navedene imidžing protokole XVI sistema.

Tabela 7.18. Kvalitet slike za pelvičnu regiju za XVI sistem

Protokol	Pelvis	Fast Pelvis	Prostate	Fast Prostate
Vidljivost niskog kontrasta	0.6 %	0.5 %	0.5 %	0.6 %
Prostorna rezolucija	3 lp/cm	3 lp/cm	4 lp/cm	3 lp/cm
Uniformnost	2.7 %	2.4 %	3.6 %	3.3 %
Šum	0.71 HU	0.73 HU	0.92 HU	0.90 HU
Geometrijska rezolucija	0.0 mm	0.0 mm	0.0 mm	0.0 mm

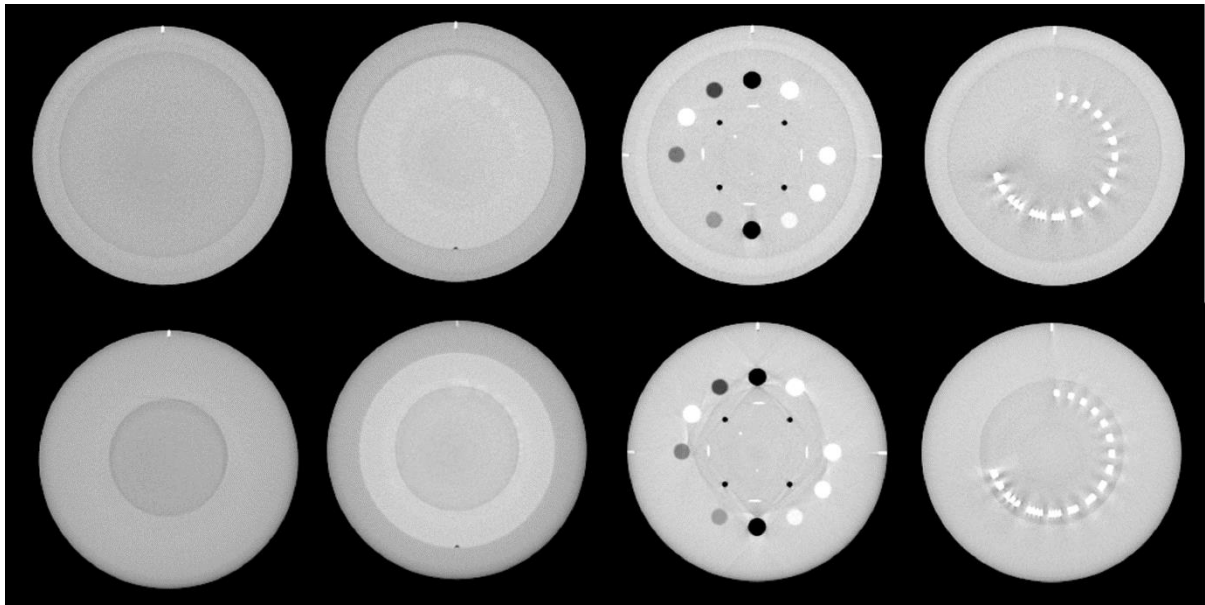


Slika 7.28. CBCT preseki za svaki modul (prvi red: Pelvis, drugi red: Fast Pelvis, treći red: Prostate, četvrti red: Fast Prostate)

Rezultati kvaliteta slike kod *Pelvis* i *Large Pelvis* protokola je prikazan u Tabela 7.19. Na sledećoj slici su prikazani preseki različitih modula koji se koriste za analizu kvaliteta slike za sve gore navedene imidžing protokole XI sistema.

Tabela 7.19. Kvalitet slike za pelvičnu regiju za XI sistem

Test/Protokol	Pelvis	Large Pelvis
Vidljivost niskog kontrasta	5 mm	3 mm
Prostorna rezolucija	4.6 lp/cm	4.4 lp/cm
Uniformnost	8.4 HU	10.8 HU
Geometrijska rezolucija	0.2 mm	0.2 mm
Šum	6.3 HU	4.8 HU
Senzitometrija		
vazduh	-1000 HU	-1000 HU
LDPE	-105 HU	-89 HU
akril	116 HU	119 HU



Slika 7.29. CBCT preseki za svaki modul (prvi red: Pelvis, drugi red: Large Pelvis)

7.4. Optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji

Optimizacija protokola podrazumeva u prvom redu smanjenje doze odnosno svih parametara koji mogu da utiču na istu, a koju prime tkiva pacijenta u snopu, ali sa ograničenjem da se kvalitet dobijene slikovne informacije ne degradira. Najzastupljenije je u dijagnostičkom imidžingu, ali ništa manje bitan nije ni u radioterapiji ni u nuklearnoj medicini, kao i ostalim granama koje koriste izvore jonizujućeg zračenja za formiranje medicinske slike.

7.4.1. Merenje doznog indeksa CBCT imidžing sistema u radioterapiji

U Tabela 7.20. i Tabela 7.21. su prikazane srednje vrednosti doznog indeksa sa mernom nesigurnošću za CBCT imidžing protokole XVI i XI sistema, respektivno. Parametri CBCT imidžing protokola su navedenim u poglavlju 6.3.4. Međutim, dozni indeksi su mereni samo za najčešće korišćene kliničke protokole, prema formuli $CBDI_w = \frac{1}{3}CBDI_{centar} + \frac{2}{3}CBDI_{periferija}$ (4.22.). U navedenim tabelama pored oteženog doznog indeksa, navedeni su i otežani dozni indeks koji se prikazuje na ekranu tokom akvizicije (referentni) i odnos oteženog doznog indeksa i ukupne ekspozicije, radi daljeg upoređivanja, kao i relativno odstupanje između referentne i merene vrednosti doznog indeksa.

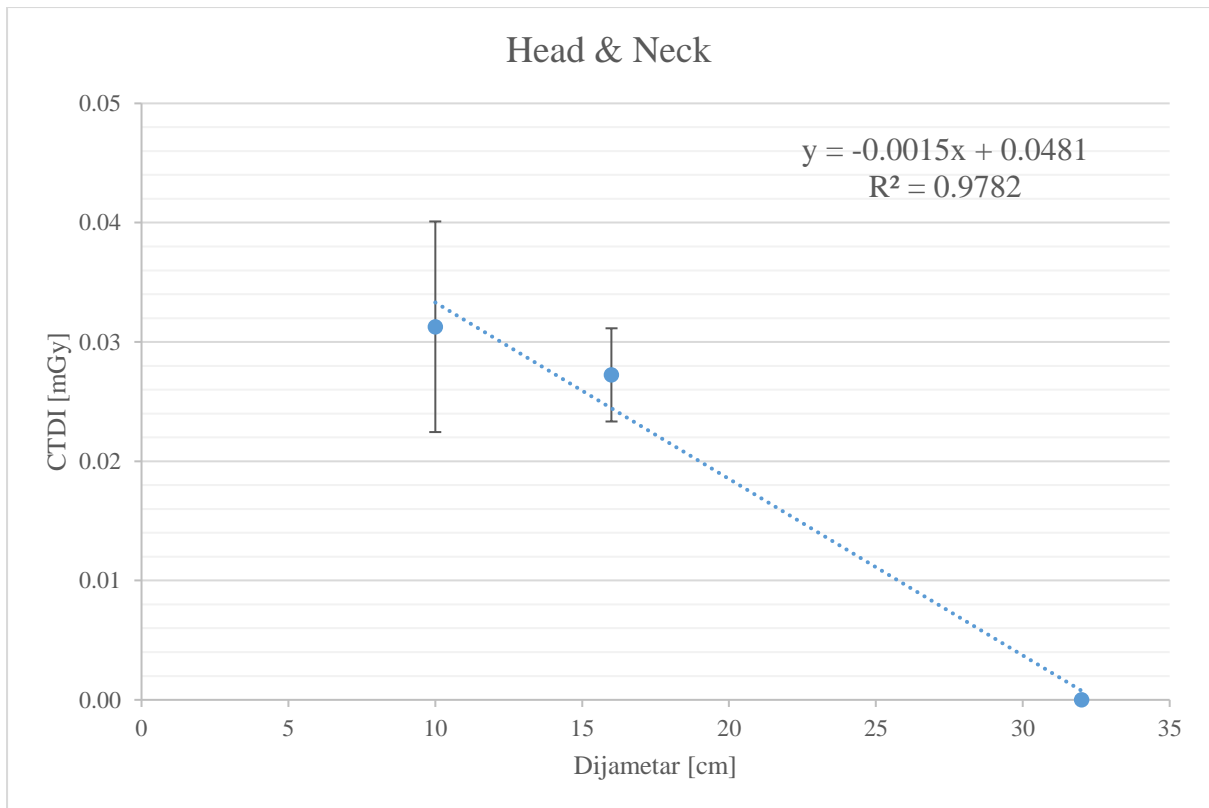
Tabela 7.20. Srednje vrednosti doznog indeksa sa mernom nesigurnošću (interval poveranja 95%) za XVI imidžing sistem

CBCT protokol	Dijametar [cm]	Otežani dozni indeks [cGy]	Otežani dozni indeks/mAs [cGy/mAs]	Otežani dozni indeks-referentni [cGy]	Relativno odstupanje [%]
Head & Neck	10	0.031(9)	0.0009	-	
	16	0.027(4)	0.0007	0.1	73
	32	0	0	-	
Chest	10	1.18(8)	0.004	-	
	16	0.86(6)	0.003	-	
	32	0.39(10)	0.0015	0.49	20.4
Fast Pelvis	10	2.61(8)	0.005	-	
	16	2.05(7)	0.004	-	
	32	0.97(9)	0.0018	1.1	11.8
Fast Prostate	10	4.20(5)	0.005	-	
	16	3.247(14)	0.004	-	
	32	1.579(10)	0.0019	1.61	1.9

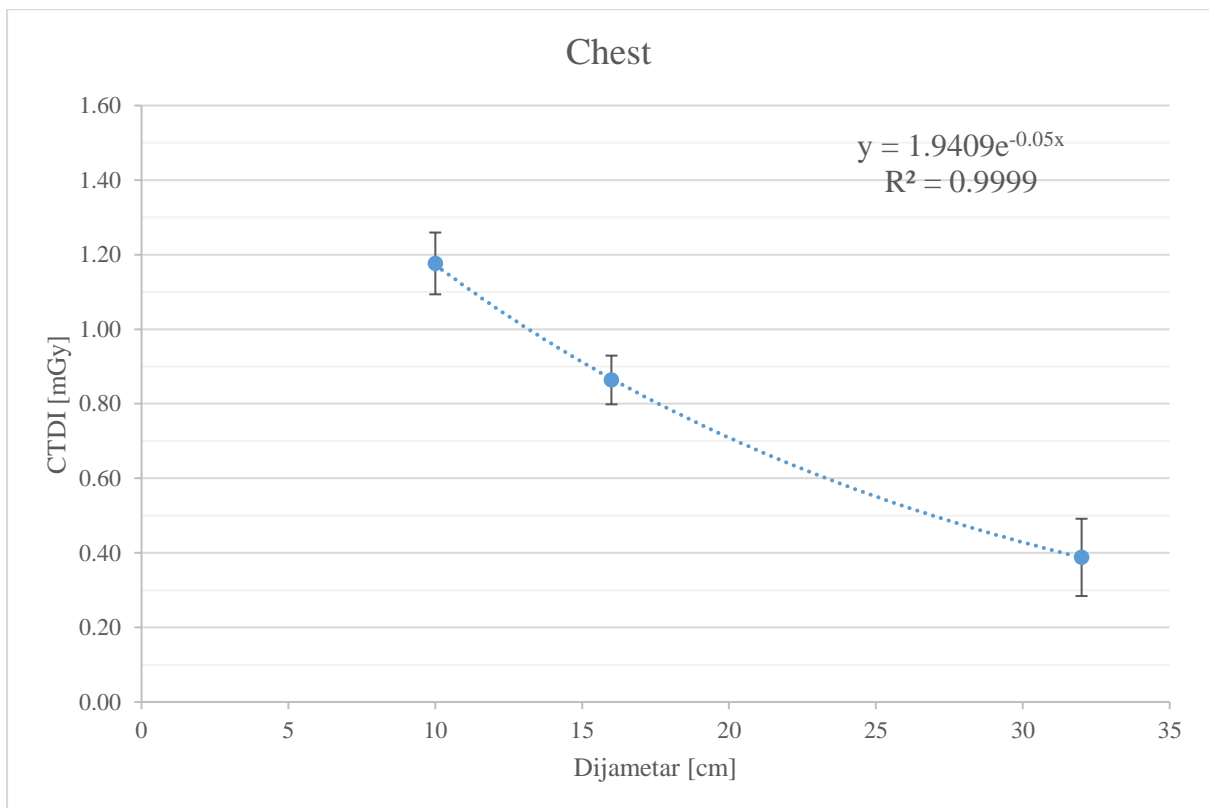
Tabela 7.21. Srednje vrednosti doznog indeksa sa mernom nesigurnošću (interval poveranja 95%) za XI imidžing sistem

CBCT protokol	Dijametar [cm]	Otežani dozni indeks [cGy]	Otežani dozni indeks/mAs [cGy/mAs]	Otežani dozni indeks- referentni [cGy]	Relativno odstupanje [%]
Head full	10	0.089(3)	0.003	-	
	16	0.68(3)	0.003	0.57	-19.3
	32	0.221(16)	0.0009	-	
Head half down	10	0.473(12)	0.003	-	
	16	0.37(2)	0.002	0.317	-16.7
	32	0.13(5)	0.0009	-	
Image Gently	10	0.28(2)	0.0016	-	
	16	0.149(17)	0.0008	0.169	11.8
	32	0.039(10)	0.0002	-	
Thorax	10	1.626(18)	0.006	-	
	16	1.20(3)	0.004	-	
	32	0.49(3)	0.0018	0.4	-22.5
Pelvis	10	5.84(3)	0.005	-	
	16	4.37(2)	0.004	-	
	32	1.96(5)	0.0018	1.6	-22.5
Large Pelvis	10	12.49(5)	0.012	-	
	16	9.151(16)	0.008	-	
	32	4.297(19)	0.004	3.68	-16.8

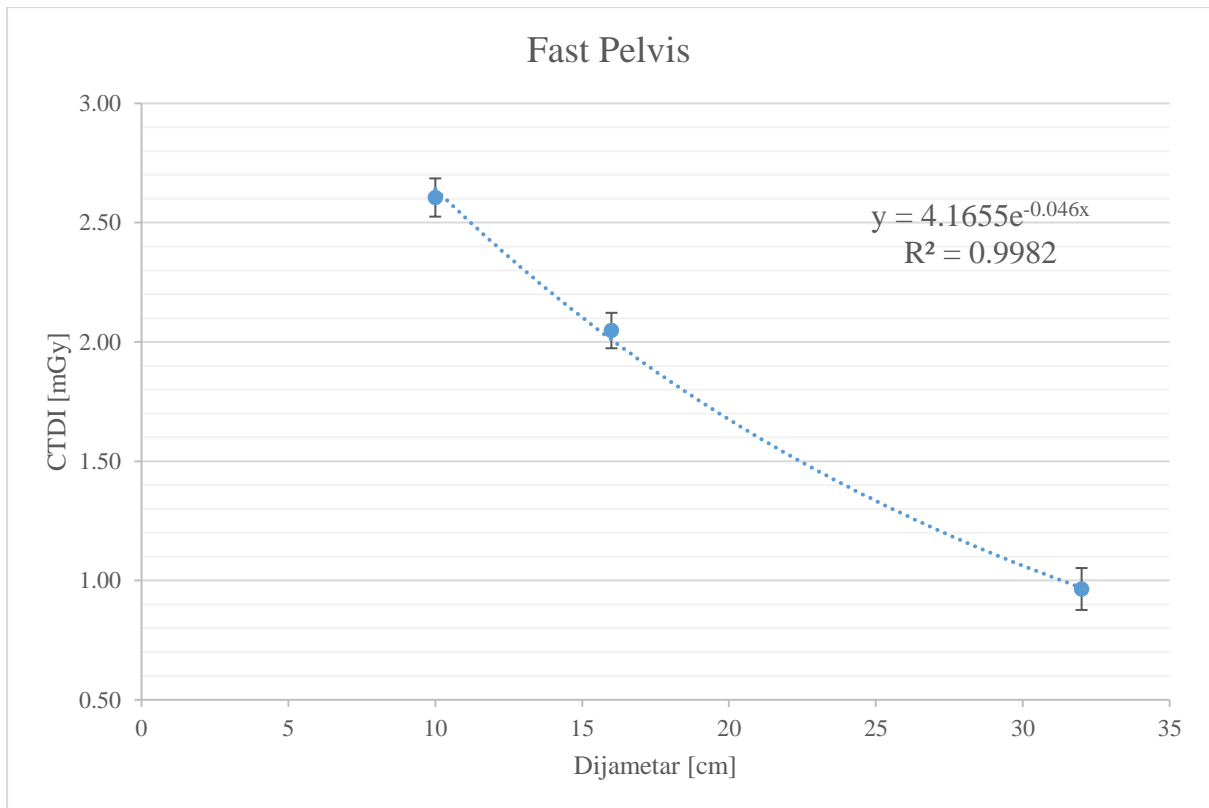
Radi dalje procene doze od CBCT imidžinga i optimizacije, dozni indeksi će biti prikazani grafički zajedno sa funkcijom fita i koeficijentnom korelacije, sa mernom nesigurnošću u intervalu poverljivosti od 95% (t-studentova raspodela, $k=4.3$). Navedene funkcije fita će se koristiti za procenu doza pacijenta u zavisnosti od njegovih dimenzija.



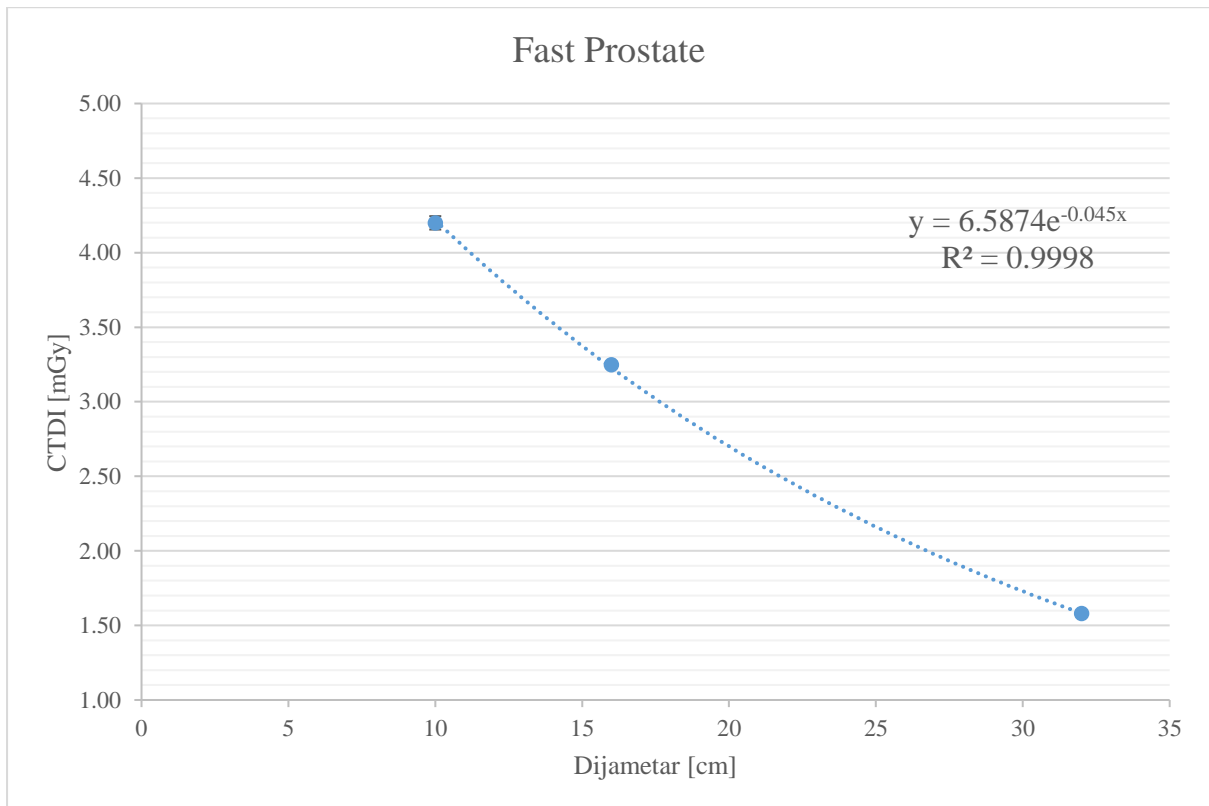
Slika 7.30. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Head & Neck protokol XVI sistema



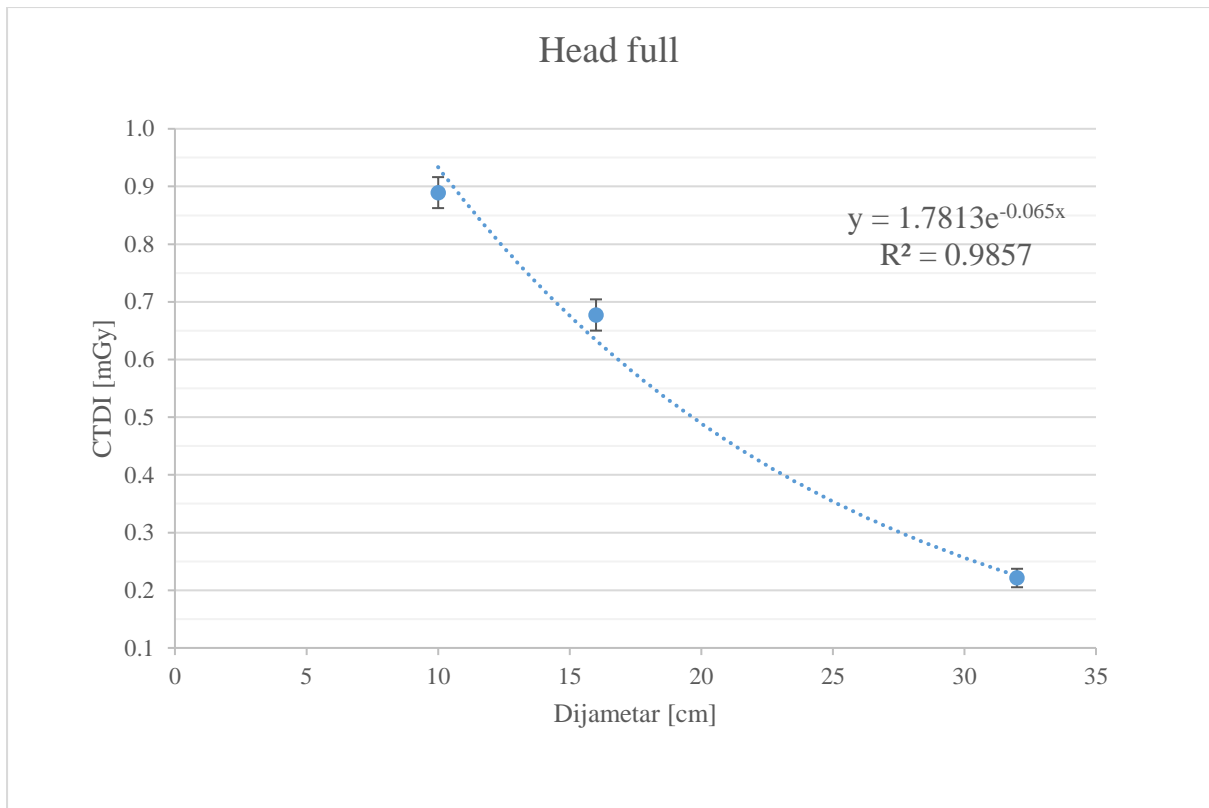
Slika 7.31. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Chest protokol XVI sistema



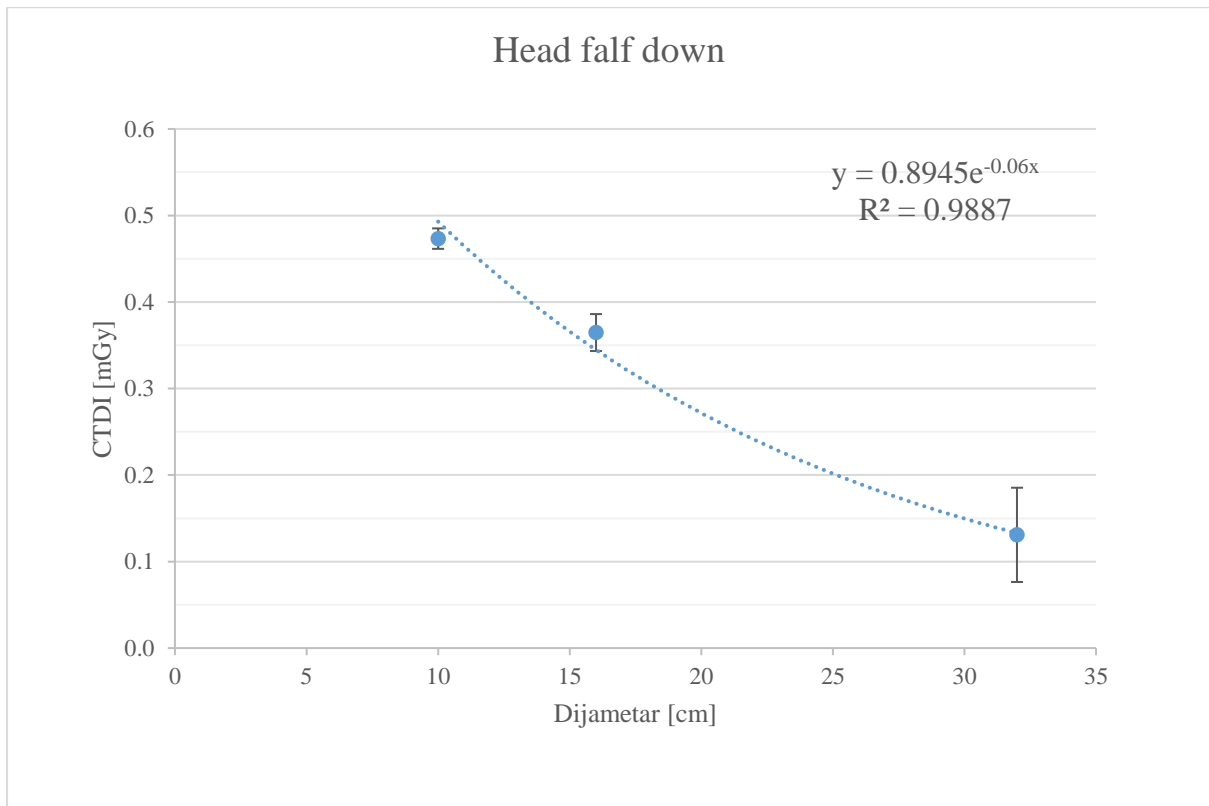
Slika 7.32. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Fast Pelvis protokol XVI sistema



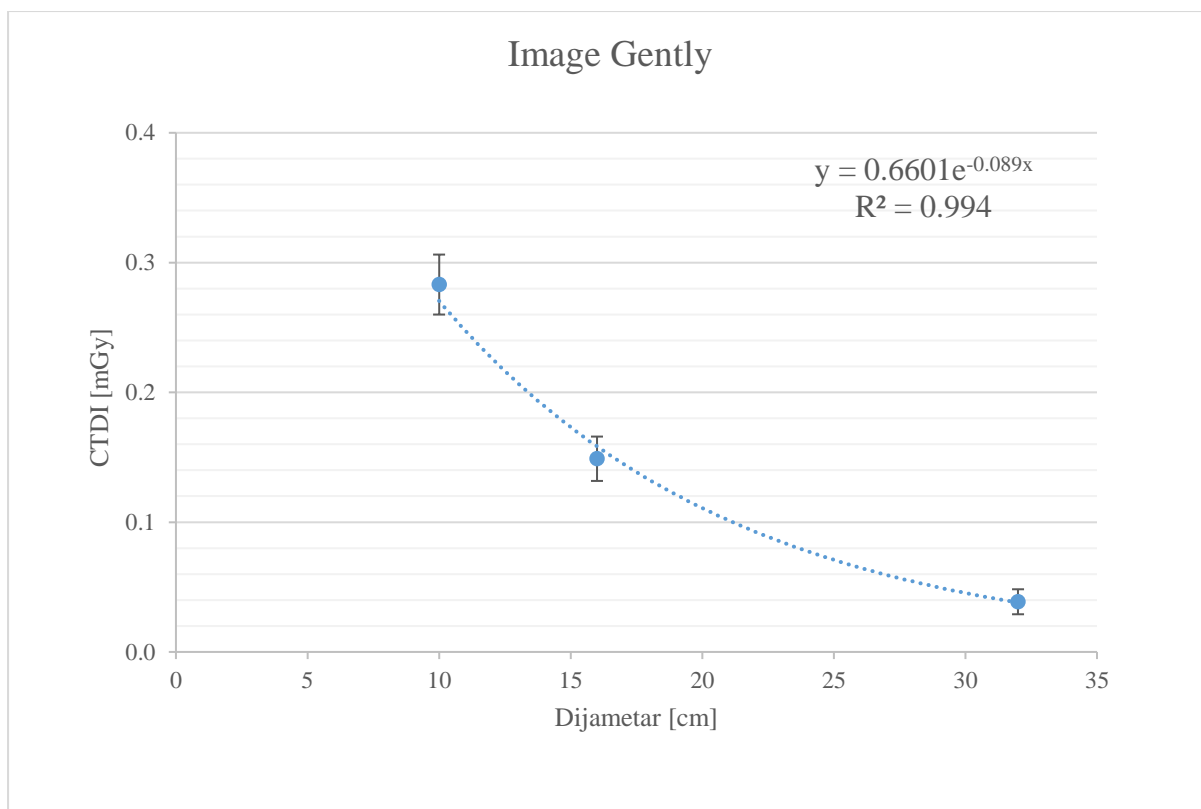
Slika 7.33. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Fast Prostate protokol XVI sistema



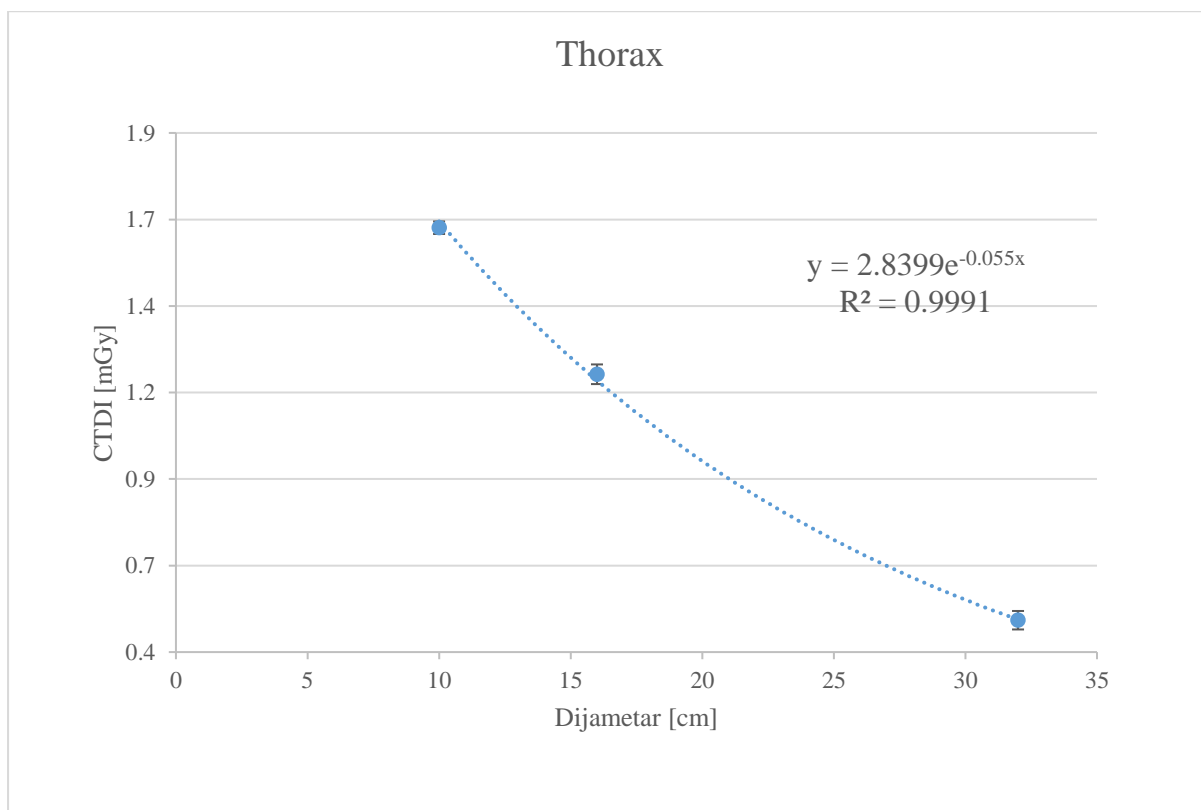
Slika 7.34. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Head full protokol XI sistema



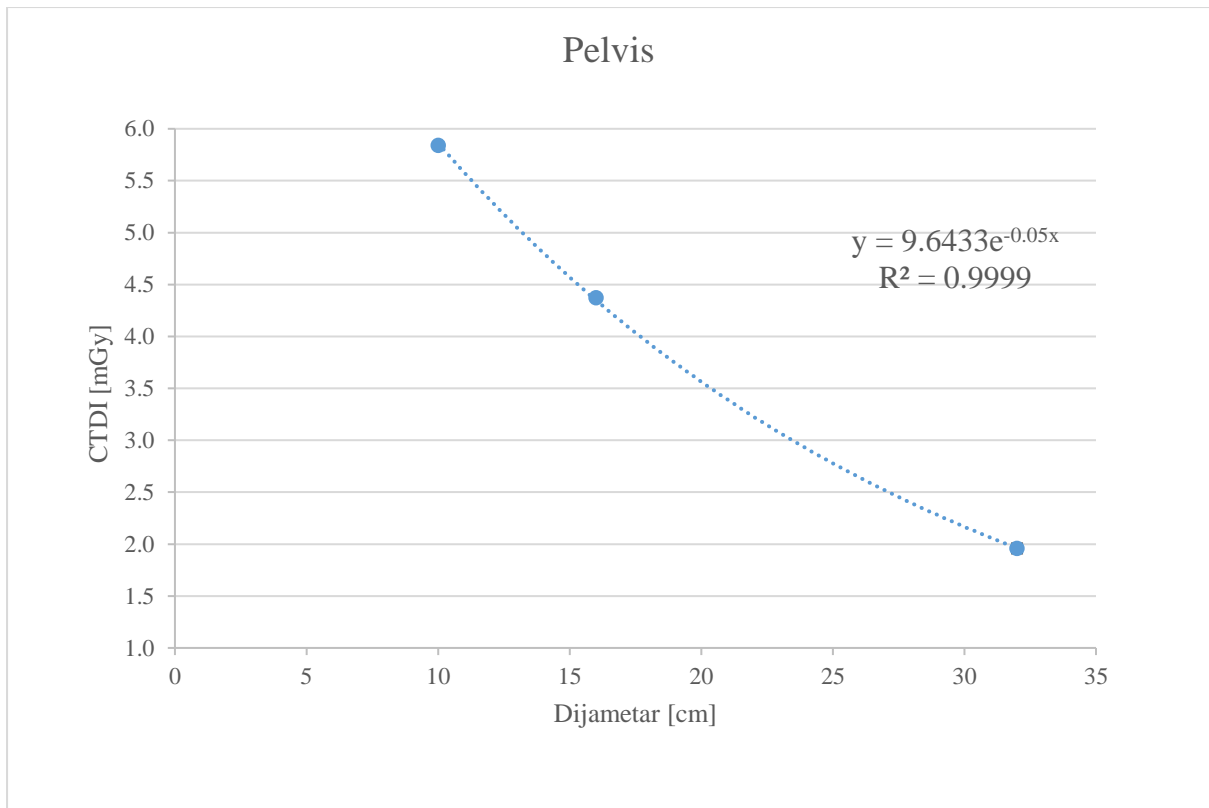
Slika 7.35. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Head half down protokol XI sistema



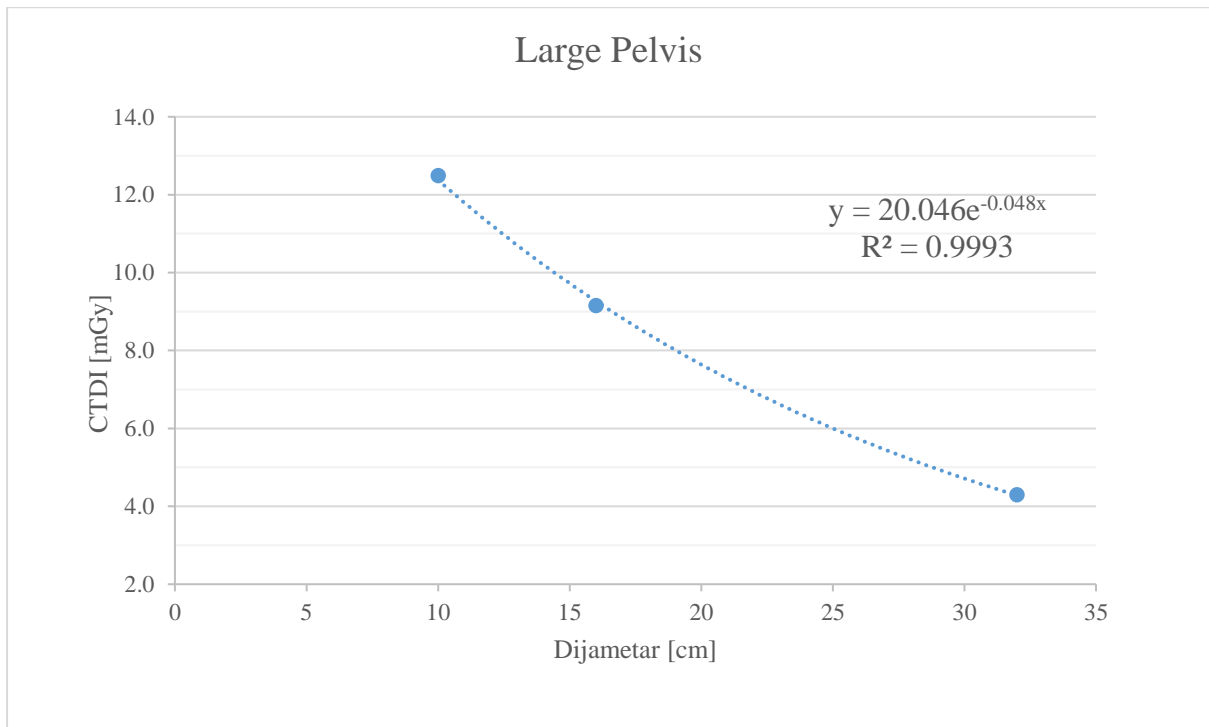
Slika 7.36. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Image Gently protokol XI sistema



Slika 7.37. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Thorax protokol XI sistema



Slika 7.38. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Pelvis protokol XI sistema



Slika 7.39. Odnos doznog indeksa i dijametra fantoma za Large Pelvis protokol XI sistema

7.4.2. Procena apsorbovane doze za pacijenta od CBCT imidžing sistema u radioterapiji

Koristeći metodu opisanu u poglavlju 6.4.3, može se proceniti apsorbovana doza za pacijenta na osnovu dimenzija pacijenta, merenih doznih indeksa i apsorbovanih doza u antropomorfnim fantomima. Procena apsorbovane doze se dobija pomoću kreiranog *EXCEL FILE* koji se sastoji iz svih gore navedenih merenja.

Ime i prezime pacijenta: ID:

Broj frakcija:

AP dijametar: LAT dijametar:

Efektivni dijametar:

Imidžing sistem: XVI=1, XI=2

Regija: glava i vrat=1, toraks=2, pelvis=3

CBCT imidžing protokol:

XVI: Head&Neck=1, Chest=2, Fast Pelvis=3, Fast Prostate=4;
XI: Head full=5, Head half down=6, Image Gently=7, Thorax=8, Pelvis=9, Large Pelvis=10

PROCENA APSORBOVANE DOZE:

Dozni indeks za pacijenta [cGy]:

organ od rizika ili izocentar/meta	doza po frakciji [cGy]	ukupna doza [cGy]
desna parotidna žlezda	0,06	1,13
izocentar/meta	0,06	1,18
leva parotidna žlezda	0,08	1,56
produžena moždina	0,09	1,82
kičmena moždina	0,10	1,98

Slika 7.40. Procena apsorbovane doze za pacijenta

Na osnovu gore navedenog *EXCEL FILE*, moguće je za svakog pacijenta proceniti apsorbovanu dozu od imidžing sistema na osnovu njegovih dimenzija za jednu CBCT akviziciju ili tokom celokupnog radioterapijskog tretmana. Da bi se procenila apsorbovana doza, prvo se određuje dozni indeks za pacijenta na osnovu njegovih dimenzija.

U Tabela 7.22. i Tabela 7.23. je prikazana procena apsorbovane doze u izocentru za pacijente uzrasta novorođenčeta, deteta od 1, 5, 10 i 15 godina starosti prema procenjenom efektivnom dijametri [55] za XVI i XI imidžing sisteme, respektivno. Rezultati su prikazani preko kombinovane i proširene merene nesugurnosti za interval poverenja od 95%.

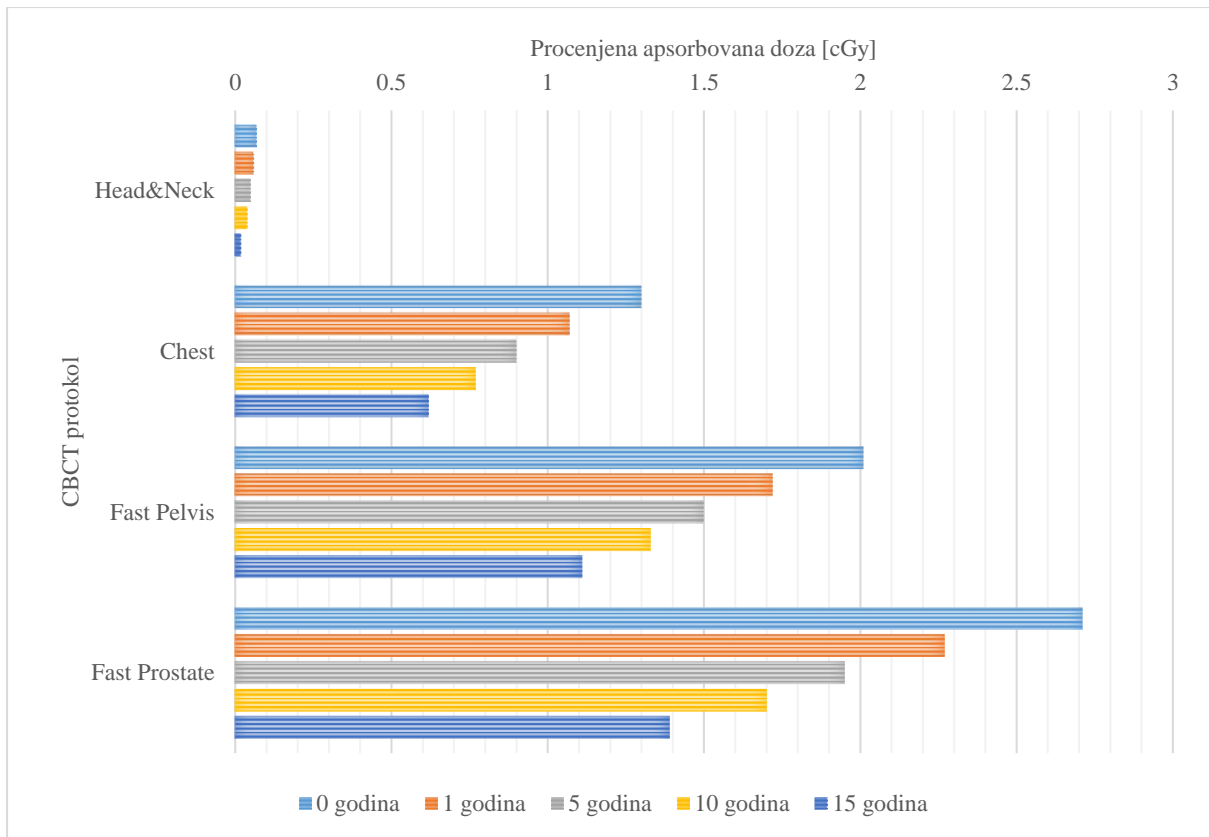
Tabela 7.22. Procena apsorbovane doze u izocentru za pacijente različitog uzrasta za CBCT protokole XVI sistema

Godine pacijenta	Efektivni dijametar [cm]	Procenjena apsorbovana doza [cGy]			
		Head&Neck	Chest	Fast Pelvis	Fast Prostate
0	11.2	0.07(6)	1.30(9)	2.01(5)	2.71(14)
1	15.1	0.06(6)	1.07(9)	1.72(5)	2.27(14)
5	18.5	0.05(6)	0.90(9)	1.50(5)	1.95(14)
10	21.6	0.04(6)	0.77(9)	1.33(5)	1.70(14)
15	26	0.02(6)	0.62(9)	1.11(5)	1.39(14)

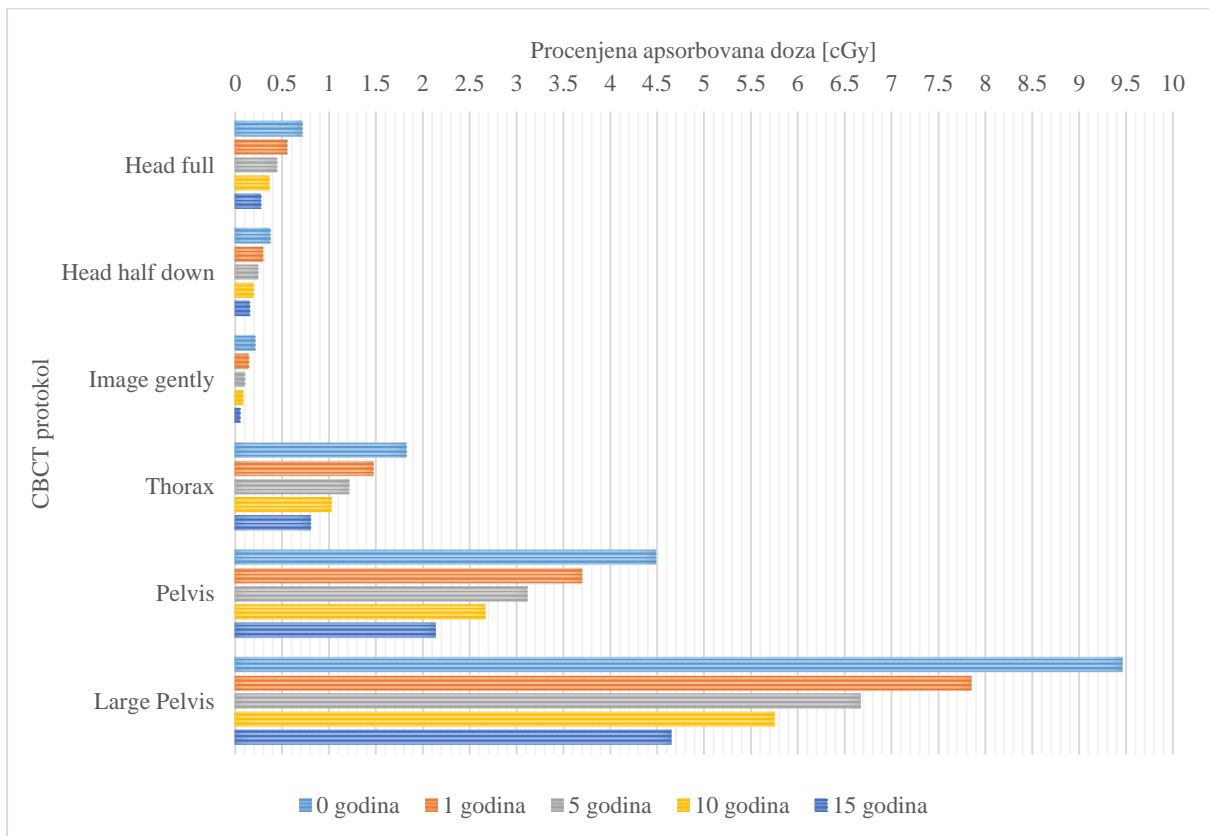
Tabela 7.23. Procena apsorbovane doze u izocentru za pacijente različitog uzrasta za CBCT protokole XI sistema

Godine pacijenta	Efektivni dijametar [cm]	Procenjena apsorbovana doza [cGy]					
		Head full	Head half down	Image gently	Thorax	Pelvis	Large Pelvis
0	11.2	0.72(5)	0.38(5)	0.22(5)	1.83(3)	4.49(5)	9.46(5)
1	15.1	0.56(5)	0.30(5)	0.15(5)	1.48(3)	3.70(5)	7.85(5)
5	18.5	0.45(5)	0.25(5)	0.11(5)	1.22(3)	3.12(5)	6.67(5)
10	21.6	0.37(5)	0.20(5)	0.09(5)	1.03(3)	2.67(5)	5.75(5)
15	26	0.28(5)	0.16(5)	0.06(5)	0.81(3)	2.14(5)	4.65(5)

Radi dalje analize rezultata iz prethodne dve tabele, na Slika 7.41. i Slika 7.42. su grafički prikazani rezultati procene apsorbovane doze za dečije uzraste od 0, 1, 5, 10 i 15 godina, za XVI i XI CBCT protokole, respektivno.



Slika 7.41. Procenjena apsorbovana doza kod XVI CBCT protokola za decu različitog uzrasta



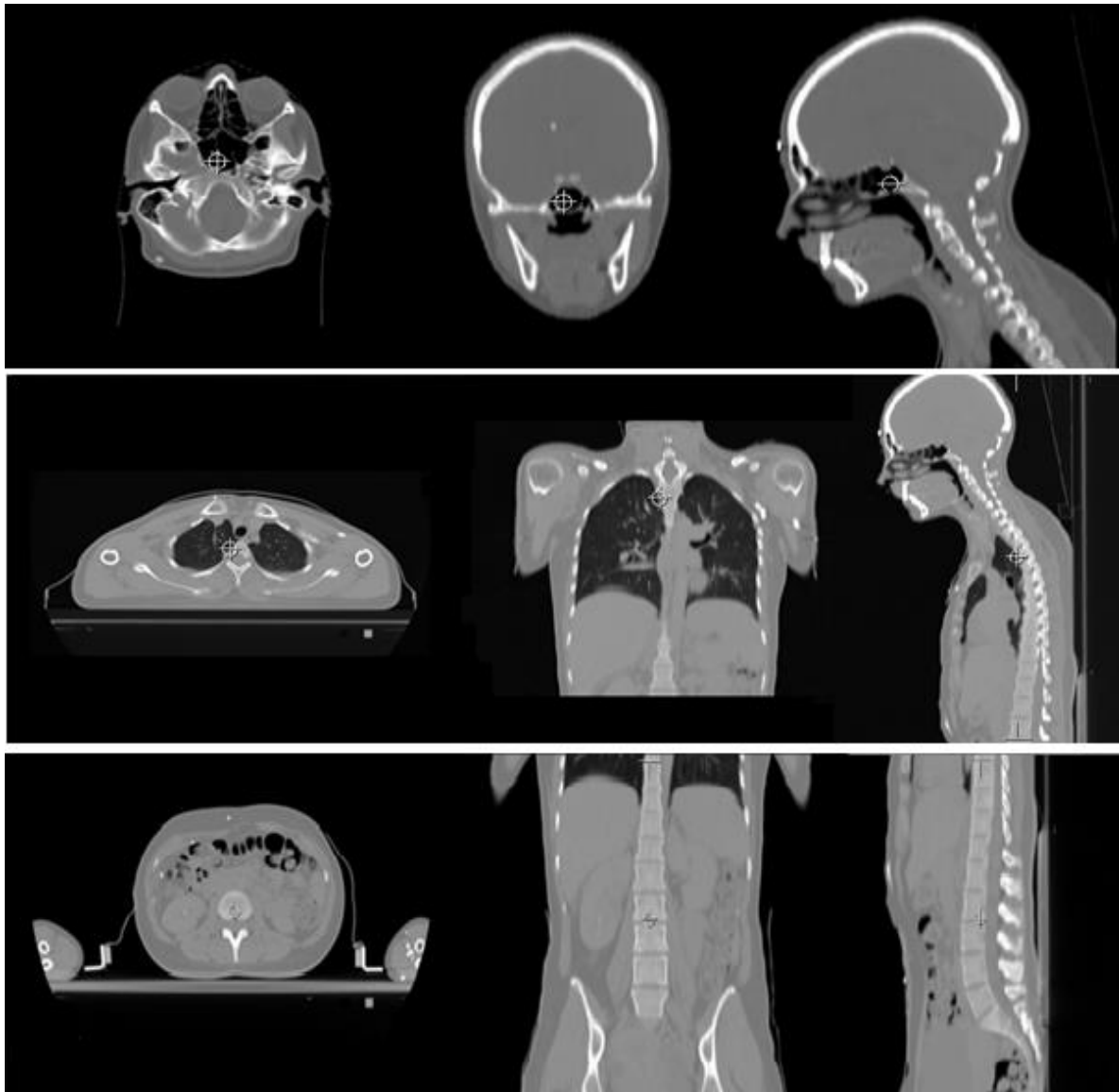
Slika 7.42. Procenjena apsorbovana doza kod XI CBCT protokola za decu različitog uzrasta

7.4.3. Optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji primenjena na kliničkom slučaju

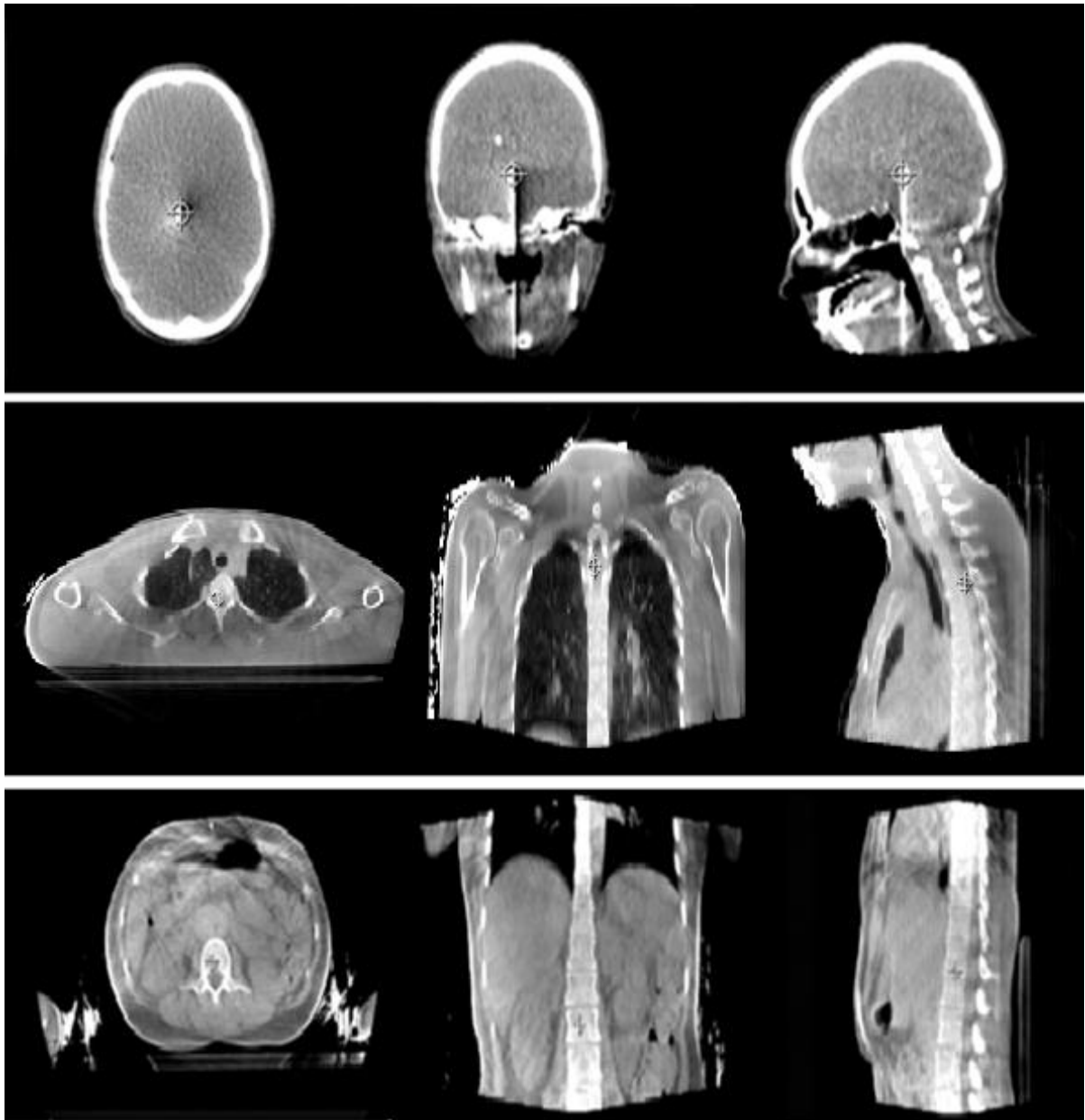
Neposredno pre početka radioterapijskog tretmana radiološki tehničar u saradnji sa lekarom bira imidžing protokol i više preklapanje i evaluaciju sa pCT-om. Na osnovu navedenih parametara u poglavlju 6.4.4, kod kraniospinalne radioterapije imidžing praksa je sledeća:

- Tip imidžinga: 3D kV CBCT
- Frekvencija imidžinga: dnevno
- Vreme imidžinga: pre radioterapijskog tretmana, za svaki izocentar posebno
- Metod registracije: koštana anatomija
- Parametri skeniranja: za regiju glave: parcijalni *Head* protokol, za torakalnu regiju: *Chest/Thorax* protokol, za abdominalnu regiju: *Fast Pelvis/Pelvis* protokol.
- Restrikcija: dozvoljen broj ponovljenog imidžinga: nije dozvoljeno ponavljanje imidžinga bez odobrenja lekara i medicinskog fizičara, dozvoljena pomeranja stola: pri rotaciji do 3° (uz dodatnu proveru anatomije pacijenta), do veličine PTV margine za translatorna pomeranja (koja je uglavnom 10 mm).
- Evaluacija registracije: provera zapremine mete da je u granici PTV margine i provera anatomije pacijenta.

Kod XVI imidžing sistema za regiju glave se uglavnom bira *Head&Neck*, za torakalnu regiju *Chest* protokol, dok za abdominalnu regiju *Fast Pelvis* protokol. U slučaju pacijenta sa efektivnim dijametrom regije glave od 17.1 cm, torakalne i abdominalne regije od 26.8 cm i 26.6 cm, respektivno. Procenjena apsorbovana doza u izocentru za regiju glave sa *Head&Neck* protokolom je 0.05 cGy, za torakalnu regiju sa *Chest* protokolom je 0.60 cGy, dok je za abdominalnu regiju sa *Fast Pelvis* protokolom 1.09 cGy. Na Slika 7.43. su prikazani pCT preseki pacijenta koji su referentni podaci za verifikaciju pozicije pacijenta na Versa HD linearnom akceleratoru i XVI sistemu. Dok su na Slika 7.44. prikazani CBCT preseki istog pacijenta koji su dobijeni pomoću XVI sistema sa malopre navedenim protokolima.

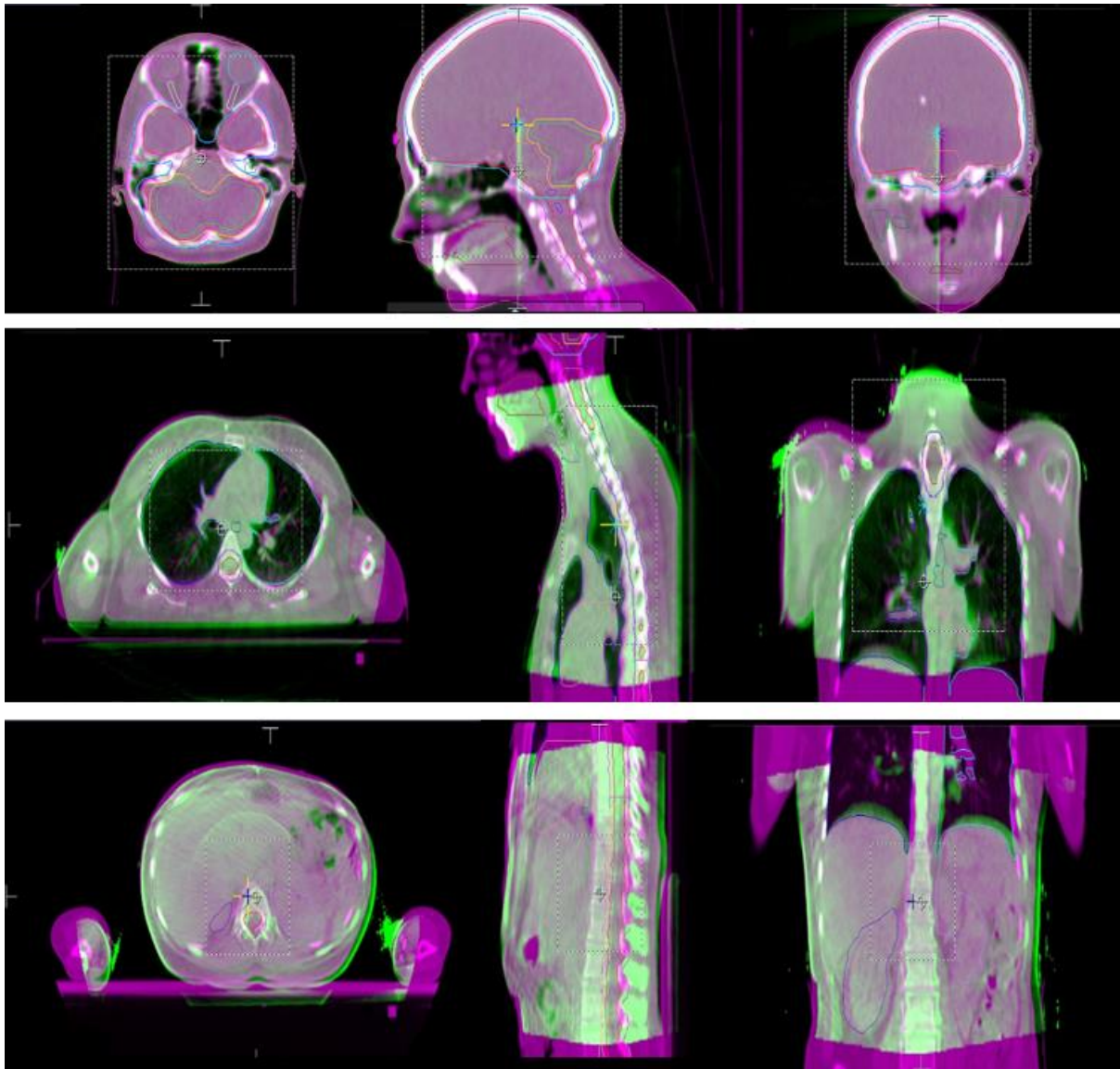


Slika 7.43. pCT preseki pacijenta



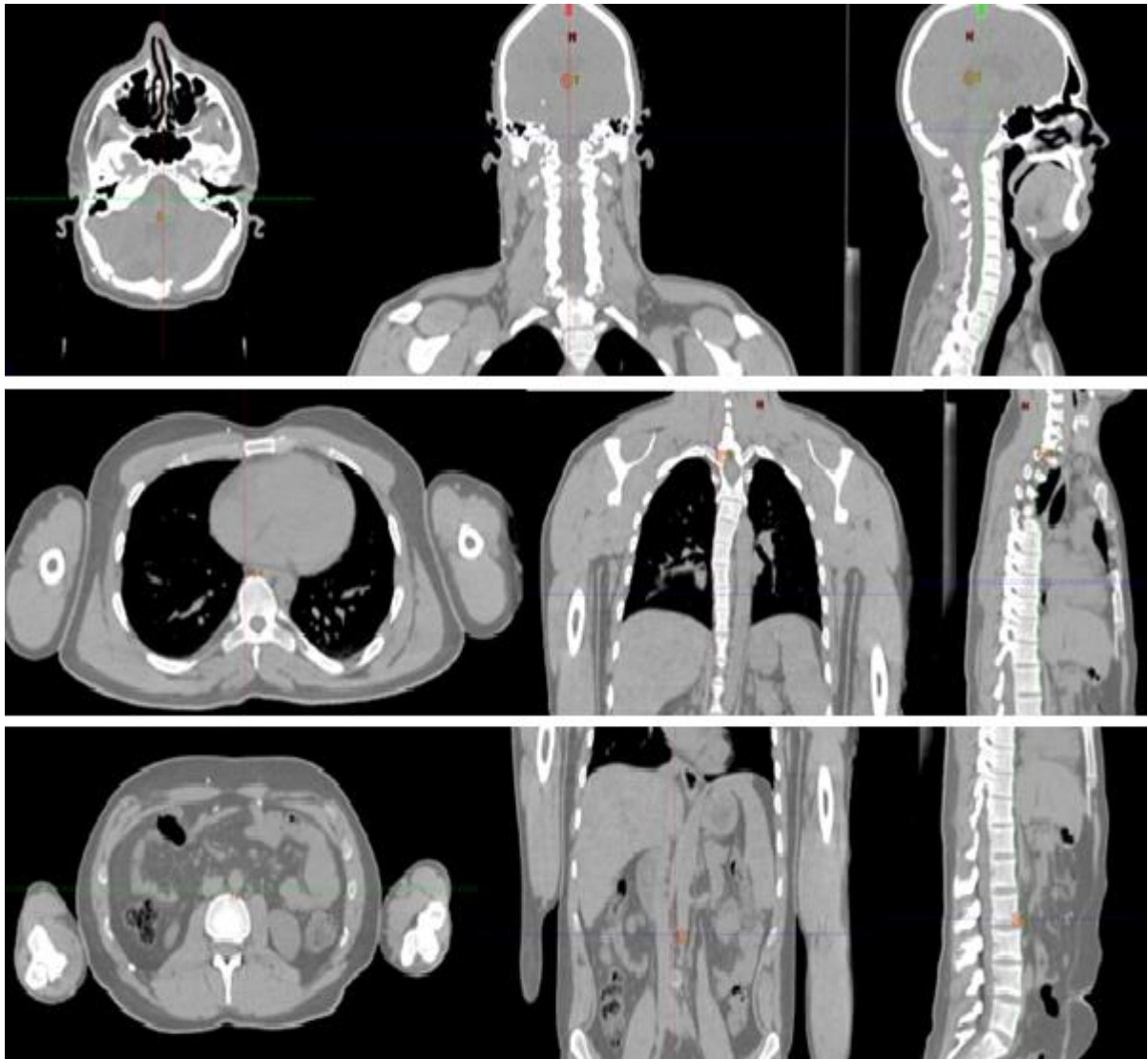
Slika 7.44. CBCT preseki pacijenta u XVI sistemu

Na Slika 7.45. je prikazana verifikacije pozicije pacijenta sa XVI sistemom kod tri različita CBCT protokola za tri različite regije pacijenta kod kraniospinalnog radioterapijskog tretmana.

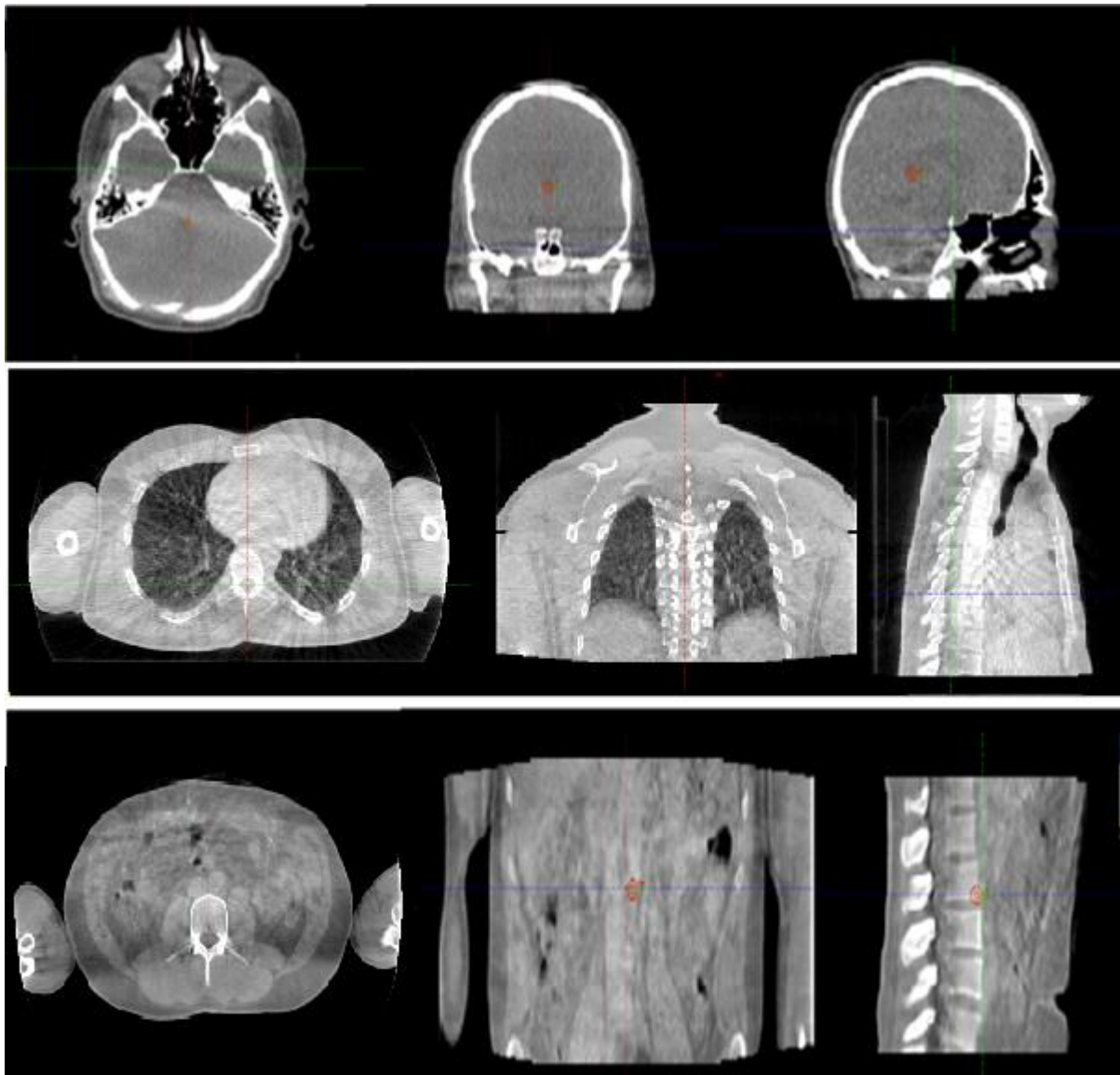


Slika 7.45. Verifikacija pozicije pacijenta sa XVI sistemom kod kraniospinalnog radioterapijskog tretmana

Kod XI imidžing sistema za regiju glave se bira *Head half down*, za torakalnu regiju *Thorax* protokol, dok za abdominalnu regiju *Pelvis* protokol. U slučaju pacijenta sa efektivnim dijametrom regije glave od 17.1 cm, torakalne i abdominalne regije od 26.8 cm i 26.6 cm, respektivno. Procenjena apsorbirana doza u izocentru za regiju glave sa *Head half down* protokolom je 0.27 cGy, za torakalnu regiju sa *Thorax* protokolom je 0.78 cGy, dok je za abdominalnu regiju sa *Pelvis* protokolom 2.08 cGy. Na Slika 7.46. su prikazani pCT preseki pacijenta koji su referentni podaci za verifikaciju pozicije pacijenta na TrueBeam linearnom akceleratoru i XI sistemu. Dok su na Slika 7.47. prikazani CBCT preseki istog pacijenta koji su dobijeni pomoću XI sistema sa malopre navedenim protokolima. U slučaju torakalne regije i abdominalne regije korišćen je prošireni CBCT, koji se dobija sabiranjem dve akvizicije CBCT sa različitom vrednosti longitude, kako bi se dobila CBCT slika sa većom dužinom po longitudi.

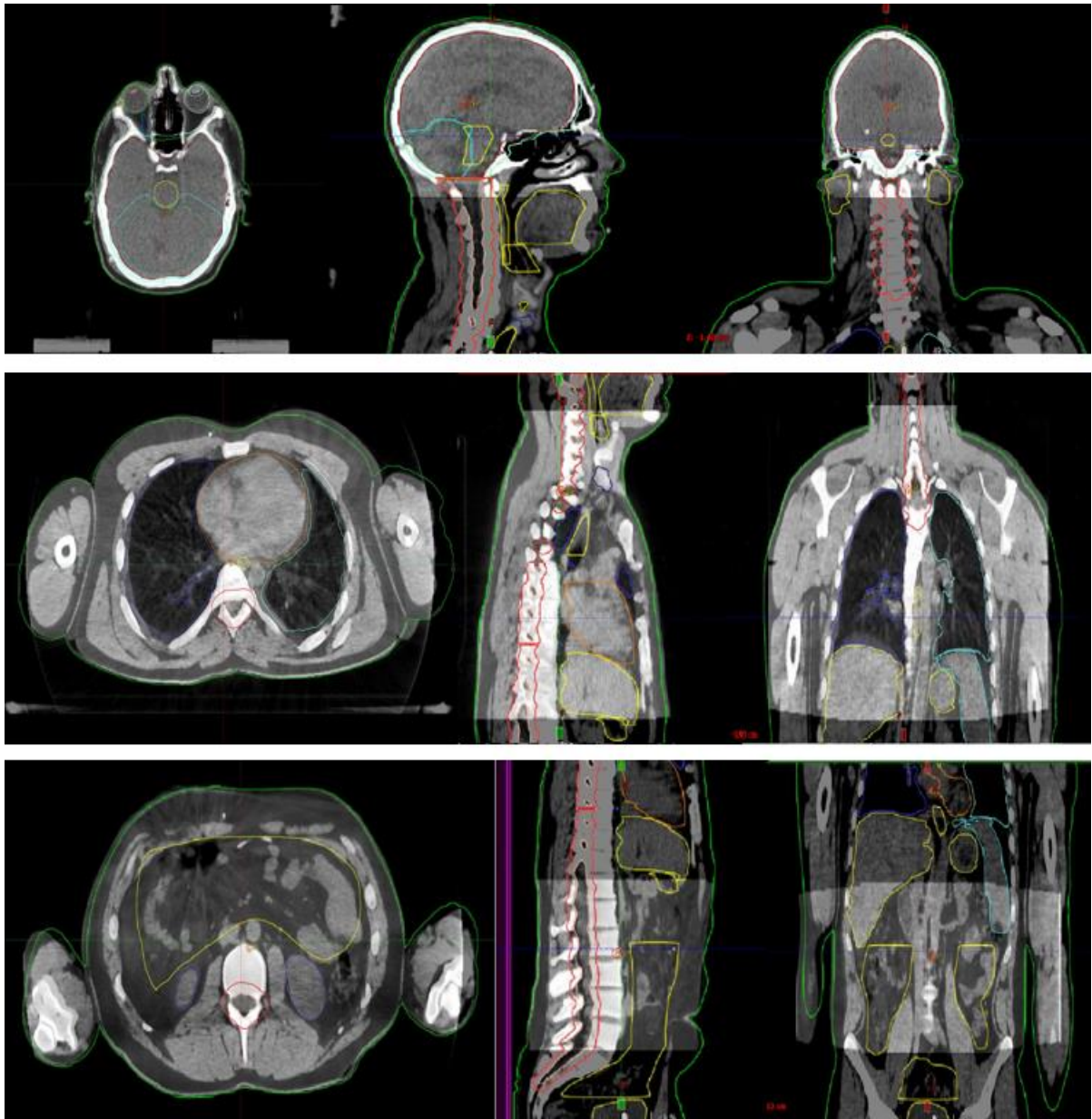


Slika 7.46. pCT preseki pacijenta



Slika 7.47. CBCT preseci pacijenta u XI sistemu

Na Slika 7.48. je prikazana verifikacije pozicije pacijenta sa XI sistemom kod tri različita CBCT protokola za tri različite regije pacijenta kod kraniospinalnog radioterapijskog tretmana.



Slika 7.48. Verifikacija pozicije pacijenta sa XI sistemom kod kraniospinalnog radioterapijskog tretmana

8. Diskusija

Glavni zadatak ove teza je uspostavljanje bezbednog okruženja za pacijente koji se leče radioterapijom, a u toku njihovog lečenja koriste se u svrhu pozicioniranja imidžing modaliteti linearnih akceleratora. Eksperimetalni cilj istraživanja u okviru ove doktorske disertacije je optimizacija prakse imidžing protokola na dva različita tipa linearnih akceleratora, kakvi su instalirani u celoj Srbiji, kako bi radioterapijski tretman bio što kvalitetniji i sigurniji, prvenstveno za pacijenta, ali i za osoblje i to na nacionalnom nivou.

U cilju optimizacije prakse imidžing protokola na Institutu za onkologiju Vojvodine, prvo je potrebno sprovesti adekvatnu kontrolu kvaliteta imidžing sistema. Na osnovu prikazanih rezultata, ustanovljeno je da se navedenim testovima kontrole kvaliteta dobija sveobuhvatna slika funkcionisanja imidžing sistema. Međutim, kada se uzme u obzir klinički pristup, potrebno je napraviti dodatne izmene, koje će biti navedene dalje u tekstu.

Posebna pažnja je bila posvećena merenju doze od imidžing sistema i optimizaciji prakse imidžing protokola za tri različite regije, sa naglasnom na protokole namene deci. Rezultatima je ustanovljeno da postoje značajne razlike između apsorbovanih doza, kao i nekonzistentnost u proveru kvaliteta CBCT slike između dva različita imidžing sistema.

Rezultat istraživanja predstavlja pronalaženje najoptimalnijeg rešenja za bezbednu i sigurnu upotrebu IGRTa kao i upitnik (Prilog 1.) koji je distribuiran kroz Eurados mrežu, kao deo projekta Eurados, a koji ima za zadatak implementaciju doze od imidžinga u radioterapiji u ukupnu dozu koju prima pacijent.

8.1. Kontrola kvaliteta imidžing sistema

Postupak isporuke svake frakcije RT tretmana za svakog pacijenta ponaosob počinje sa pozicioniranjem pacijenta na terapijskom stolu pomoću lasera, potom sledi provera pozicioniranja i podešavanje izocentra kao po planu što se radi pomoću imidžing sistema, tek nakon provere izocentra RT plana sledi isporuka RT tretmana. Može se zaključiti, da je pored same funkcionalnosti imidžing sistema izuzetno značajna i njegova tačnost i stabilnost u radu, kao i provera pojave artefakata, jer direktno utiče na isporuku RT tretmana i to za svakog pacijenta, za svaku frakciju. Zbog čega se navedene provere i rade na dnevnom nivou pre početka kliničkog rada linearnog akceleratora, kao što je i preporuka AAPM [32, 33]. U slučaju nekog većeg kvara bilo to imidžing sistema ili linearnog akceleratora, sistem automatski neće dozvoliti zračenje. Na primer, ako nije moguće zatvoriti vrata bunkera, imidžing sistem, kao i linearni akcelerator neće dozvoliti zračenje. Ostale mogućnosti pronalaženja kvarova se ispituju prilikom prvog kontakta sa celim sistemom i proverom rada sistema kroz takozvano zagrevanje čime se ustvari proverava njegovo funkcionisanje. Zatim, manje kvarove je moguće otkriti izvršavanjem ostalih dnevnih provera imidžing sistema.

U delu rezultata geometrijske provere stabilnosti i tačnosti u sklopu dnevnih provera može se primetiti da su pomeranja za oba imidžing sistema, kao i za planarni i zapreminski imidžing u granici navedenih tolerancija. Naime, kada rezultat nije u granici tolerancije, prvo je potrebno ustanoviti u čemu je problem i zbog čega je došlo do odstupanja, potom se obaveštava odgovorno lice o kvaru koji se dogodio, da bi se moglo pristupiti otklanjanju kvara (uspostaviti sistem tolerancije i akcije po utvrđenom neslaganju). Čest je slučaj da laseri nisu dobro pozicionirani, da ima odstupanja u zračnom i/ili mehaničkom izocentru, ili pak bude potrebno kalibrisati pozicije stola. To definisane provere u poglavlju 6.2.2.1.2. i 6.2.3.1.2. čini prikladnim za detekciju nepravilnosti u radu aparata.

U sklopu dnevnih provera potrebno je još proveriti i pojavu artefakata, koji mogu ugroziti preciznost i tačnost imidžing sistema. Nakon otkrića artefakta potrebno je obavestiti odgovorno lice o kvaru koji se dogodio, da bi se moglo pristupiti otklanjanu kvara. U našem slučaju, koji je prikazan u delu rezultata (Slika 7.5.), grešku nije bilo moguće ukloniti dodatnim kalibracijama sistema, nego je bilo potrebno promeniti ceo detektorski sistem.

Svaki RT plan zahteva kompleksne funkcije linearnog akceleratora, neke od njih su i rotacija gentryja, kolimatora i stola. Proizvođač Varian u sklopu sistema linearnog akceleratora ima i takozvani MPC koji proverava performanse sistema na dnevnom nivou, među kojima i koincidenciju navedenih parametara. Međutim, Elekta proizvođač nema takvu mogućnost, pa je proveru koincidencije gentryja, kolimatora, stola i zračnih MV i kV izocentara potrebno proveriti pomoću neki komercijalnih proizvoda namenjenih za takav test, kao što su IsoCube, Penta-Guide, Winston-Lutz fantomi i drugi. Zbog potrebnog vremena za izvođenje testa, radi se na nedeljnom nivou, izuzev u slučaju kompleksnih tehnika kao što je SRS/SBRT, kada je potrebno test raditi na dan kada se koristi takva tehnika. Provera stabilnosti mehaničkog i zračnog izocentra je značajna jer obezbeđuje preciznu isporuku radioterapijskog tretmana.

U delu rezultata koincidencije izocentra gentryja, kolimatora, stola, MV i kV zračnog izocentra može se primetiti da su sve vrednosti u granici tolerancije. Naime, ukoliko dođe do odstupanja van granica tolerancije, potrebno je da odgovorno lice izvršiti dodatne rekalkibracije izocentra. Ukoliko se redovno prate rezultati koincidencije izocentara, moguće je prevremeno uvideti trend pogoršanja parametara koincidencija.

MPC se pokazao kao poverljiv test koincidencije izocentara [61, 62] iako nije nezavisna provera, premda je moguće proveriti i koincidenciju izocentara pomoću malopre navedenih komercijalnih proizvoda. Moravčević i saradnici [63] su prikazali proveru koincidencije izocentara pomoću nekoliko različitih fantoma, čime se pozalano da su rezultati u granici, nezavisno od korišćenog fantoma. U našoj praksi se pored MPC za Varian aparate koristi IsoCube fantom i softver kao kod Elekta linearnog akceleratora.

Tokom verifikacije pozicije pacijenta neposredno pre početka radioterapijskog tretmana, imidžingom je potrebno obezbediti adekvatnu sliku u cilju osiguranja precizne lokalizacije mete. To znači da su potrebne određene vrednosti uniformnosti, kontrastne i prostorne rezolucije da bi slika bila klinički korisna. Testovi kontrole kvaliteta slike su definisani prema preporuci proizvođača i međunarodnih preporuka [32, 33, 36, 26] i spada u mesečne provere imidžing sistema. Međutim ukoliko se pokaže stabilnost u kvalitetu slike, proveru je moguće raditi i na polugodišnjem nivou [33]. U slučaju odstupanja kvaliteta slike, potrebno je uraditi dodatne kalibracije imidžing sistema ili zamenu nekog dela imidžing sistema ukoliko nije moguće popraviti kvalitet i ukoliko loš kvalitet utiče na donošenje odluka radioterapijskog tretmana.

Kontrola kvaliteta CBCT slike je nešto lošija od rezultata prijemnog testiranja, koji su prikazani u Tabela 6.2., ali su i dalje u granici tolerancije. Vremenski raspon između prijemnog testiranja i provere navedene u rezultatima je oko 4 godine, što daje mogućnost da se kvalitet CBCT slike proverava na polugodišnjem nivou. U rezultatima je takođe prikazan izveštaj analize kvaliteta CBCT slike Smári servisa, koji je pokazao veoma slične rezultate u odnosu na ručnu analizu. Zbog značajnog smanjenja vremena sa 40 minuta na 10 minuta, upotreba softvera koji automatski analiziraju sliku su idealni u slučajevima kada je veliko opterećenje aparata sa pacijentima i/ili kada nedostaje adekvatnog osoblja za rada, odnosno medicinskih fizičara.

Pored navedenih fantoma i analiza korišćenih u ovom radu, moguće je koristiti i druge fantome namenjene za proveru kvaliteta slike [64], kao i druge softvere [64, 65]. Pored provere kvaliteta slike preko spomenutih fantoma i softvera, realniji uvid u adekvatnost kliničke slike daje analiza vizuelnih karakteristika ocenjivanja slike [66].

Značaj kalibracije imidžing izocentara, zračnog i mehaničkog izocentra se ogleda u neophodnoj preciznosti potrebnoj za radioterapijski tretman sa tehnikama koje se danas koriste u Klinici. Kako je to slučaj za nedeljne provere mehaničke stabilnosti, tako i u ovom slučaju, mehaničke provere izocentara čine bitan deo godišnje provere, jer omogućava potrebnu preciznost u isporuci radioterapijskog tretmana, koja je reda veličine milimetra.

Pored kalibracije napomenutih izocentara, provera radnih parametara rendgenske cevi je bitna kako bi se održao adekvatan rad iste, jer kvar u radu može dovesti do narušavanja kvaliteta slike, ali i doze koju primi pacijent tokom akvizicije. Na osnovu rezultata koji se odnose na proveru kvaliteta kV snopa XVI i XI sistema, može se videti da su odstupanja u granici ili blizu granice. Kako se od proizvođača ne zahteva provera radnih parametara imidžing sistema, ista nisu bila rađena tokom prijemnog testiranja. S obzirom da nisu svi rezultati u granici kada se uporede naspram vrednosti iz specifikacije proizvođača, potrebno je dobijene vrednosti postaviti kao osnovne vrednosti u daljem utvrđivanju stabilnosti i normalnog funkcionisanja imidžing sistema.

S obzirom da svaki imidžing sistem na ekranu sistema prikazuje nominalnu dozu za pacijenta za svaki od imidžing protokola, potrebno je proveriti da ta vrednost ne odstupa od dozvoljene. Na osnovu rezultata koji se odnose na proveru doze od imidžing sistema, može se videti da nisu sve vrednosti u granici dozvoljenih odstupanja. Kod oba sistema najveća razlika je kod protokola za regiju glave, čija je doza izuzetno mala i razlog može biti u nemogućnosti detektora da pouzdano prikaže tako male vrednosti. Međutim u oba proizvođača preporučuju granicu od $\pm 35\%$ [40, 7], što rezultate kod XI sistema čini prihvatljivim.

Provera stanje memorije sistema je bitan deo kontrole kvaliteta imidžing sistema, jer u slučaju popunjene memorije nije moguća dalja akvizicija na sistemu.

Danas, IGRT čini jedan od najznačajnijih delova i preciznoj i tačnoj isporuci radioterapijskog tretmana zbog toga je potrebno pored redovnih testova prijemnog testiranja, proveriti i radne parametre, kao i dozu imidžing sistema. Raina i saradnici [67] su prikazali iskustvo komisioniranja imidžing sistema i došli su do zaključka da ako je potrebno obezbediti adekvatan rad imidžing sistema da je potrebno proveravati sve testove prilikom prijemnog testiranja.

Implementacija osiguranja kvaliteta na RT departmanu koji ima veliki broj pacijenta daje težak zadatak za medicinske fizičare, jer je potrebno sprovoditi redovnu kontrolu, a ne remetiti redovan rad. To znači da kontrola kvaliteta treba sadržati adekvatne testove, koji se brzo izvode i daju realne performanse sistema u što kraćem vremenskom periodu.

Od momenta kada je odlučeno naziv i eksperimentalni tok teme ove doktorske disertacije, na Institutu za onkologiju Vojvodine su bili instalirani samo navedeni linearni akceleratori. Međutim, danas, pored navedenih u radu, instaliran je Varian Edge i Halcyon linearni akceleratori. Edge linearni akcelerator je veoma sličan TrueBeam linearnom akceleratoru, tako da se sva kontrola kvaliteta imidžing sistema može implementirati i na ovom aparatu. Dok Halcyon linearni akcelerator drugačije izgleda naspram standardnih linearnih akceleratora koji se koriste u radioterapiji, isto tako mu je i imidžing sistem drugačiji. Tako da je kod njega potrebno uspostavi nešto drugačiju kontrolu kvaliteta imidžing sistema.

Svi navedni testovi u poglavlju 6.2. se redovno sporovode na Institutu za onkologiju Vojvodine i gore je obrazloženo da se navedenim testovima pružaja adekvatan odgovor rada imidžing sistema. Ovime je omogućena dalja optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji.

8.2. Merenje apsorbovane doze i kontrola kvaliteta slike CBCT imidžing protokola u radioterapiji

Određivanje doze od imidžing sistema u prethodnim studijama je rađeno na različite načina, odnosno pomoću različitih metodologija računanja doze, korišćenih fantoma i detektora [68, 25, 45, 24]. Parham i Spezi [45] su sumirali doze od CBCT imidžing protokola u radioterapiji do 2015. godine, gde se može videti da su te doze nešto veće od doza dobijenih u ovom radu, gde je najuočljivija razlika kod starijih verzija imidžing sistema. Ovo je bilo i očekivano, pošto su se imidžing sistemi značajno promenili od svojih prvobitnih verzija.

8.2.1. Regija glave i vrata

Ispitivana su dva različita tipa imidžing sistema, kako je i navedeno u poglavlju XXX. Za regiju glave i vrata kod XVI sistema ispitivana su dva protokola, dok su kod XI sistema ispitivana četiri protokola.

Kada je u pitanju XVI sistem, apsorbovana doza je duplo veća kod *Head and Neck* protokola, nego kod *Fast Head and Neck* protokola. Ovo je i očekivano zbog duplo većeg broja projekcija kod *Head and Neck* protokola. Koristeći *Head and Neck* protokol, najveća vrednost apsorbovane doze je za kičmenu moždinu i iznosi 0.9 mGy, dok je najmanja vrednost za desnu parotidu i iznosi 0.51 mGy. Isti šablon važi i kod *Fast Head and Neck* protokol, najveća vrednost apsorbovane doze je za kičmenu moždinu, dok je najmanja vrednost za desnu parotidu. Kod oba protokola, pravac snopa prolazi kroz zadnju i levu stranu fantoma (Slika 6.38.), zbog čega kičmena moždina i produžena moždina imaju veće vrednosti apsorbovane doze nego desna parotida i izocentar. Kada se uporede XVI protokoli za glavu sa CT protokolom za glavu, apsorbovana doza u izocentru kod pCT je oko 260 puta veća od doze u izocentru od *Fast Head and Neck* protokola i 130 puta veća od *Head and Neck* protokola.

Kvalitet CBCT slike XVI sistema za regiju glave i vrata je pokazao bolje rezultate kod *Head and Neck* protokola za vidljivost niskog kontrasta i šum, dok je uniformnost bolja kod *Fast Head and Neck* protokola, a prostorna rezolucija iznosi 3 lp/cm i jednaka je za sve protokole, kao i geometrijska rezolucija. Ako bi se rezultati uporedili sa granicama tolerancije navedene u poglavlju 6.2.2., uniformnost i geometrijska rezolucija bi bile u granici, dok vidljivost niskog kontrasta i prostorna rezolucija ne bi bile u granici. Međutim, navedene granice su postavljene od strane proizvođača za provere tokom prijemnog testiranja, gde su parametri akvizicije dosta drugačiji, i daju bolji kvalitet slike.

Kod XI sistema, najveći doprinos apsorbovanoj dozi je od *Head full* protokola zbog većeg broja projekcija, veće ekspozicije i napona (videti Tabela 6.6.), dok je od *Image Gently* protokola najmanji doprinos, zbog manje vrednosti napona i ekspozicije (videti Tabela 6.6.). Kada se upoređi *Head full* sa *Head half* protokolima, apsorbovana doza je manja kod *Head half* protokola zbog manjeg broja projekcija, to jeste ugla akvizicije. Koristeći *Head full* protokol, vrednosti apsorbovane doze su veoma slične za sve merenje organe od rizika i izocentar. Koristeći *Head half down* protokol, pravac snopa prolazi kroz zadnju stranu

fantoma (Slika 6.41.), sa druge strane, koristeći *Head half up* protokol, pravac snopa prolazi kroz prednju stranu fantoma (Slika 6.41.). Zbog takvog ugla akvizicije, veća izmerena apsorbovana doza od 3.7 mGy u kičmenoj moždini može se objasniti *Head half down* protokolom i veća izmerena doza od 3.5 mGy u desnoj parotidi može se objasniti *Head half up* protokolom. Sledeći isti princip, najmanja izmerena apsorbovana doza od 2.8 mGy u izocentru može se objasniti *Head half down* protokolom, dok se najmanja izmerena doza od 2.2 mGy u produženoj može se objasniti *Head half up* protokolom. Kod *Image Gently* protokola, najveća apsorbovana doza iznosi 1.5 mGy za levu parotidu, dok najmanja apsorbovana doza iznosi 1.4 mGy za izocentar. Kada se uporede XI protokoli za glavu sa CT protokolom za glavu, apsorbovana doza u izocentru kod pCT je oko 50 puta veća od doze u izocentru od *Image Gently* protokola, a od *Head full* protokola oko 13 puta veća.

Kvalitet CBCT slike XI sistema za regiju glave i vrata je pokazao bolje rezultate kod *Head full* protokola za vidljivost niskog kontrasta, prostornu rezoluciju, uniformnost i šum, dok je geometrijska rezolucija jednaka kod svih protokola. Senzimetrija je u granici tolerancije za sve protokole. *Image gently* protokol pokazuje najlošije rezultate kvaliteta CBCT slike, međutim svi rezultati su u granici tolerancije navedene u poglavlju 6.2.3.

Upoređujući XVI i XI CBCT protokole, veće vrednosti apsorbovane doze su izmerene kod XI sistema, što je i očekivano zbog većih parametara akvizicije, kao što su ukupna ekspozicija (36.6 mAs za *Head and Neck* protokol naspram 150 mAs za *Head half down/up* protokole), broj projekcija (366 za *Head and Neck* protokol naspram 500 za *Head half down/up* protokole). Najčešće korišćeni protokoli kod XVI sistema je *Fast Head and Neck* protokol, dok je kod XI sistema *Head half down* protokol. Vrednosti doze u izocentru su 0.26 mGy i 2.8 mGy kod *Fast Head and Neck* i *Head half down* protokola, respektivno. Veća doza kod *Head half down* protokola je zbog veće vrednosti ekspozicije i broja projekcija (videti Tabela 6.3. i Tabela 6.6.). Na osnovu Tabela 6.3. i Tabela 6.6. može se zapaziti da je sa *Head and Neck* protokolom XVI sistema najsporija akvizicija. U kliničkoj praksi brzina akvizicije je bitna jer brža akvizicija smanjuje vreme koje pacijent provede na terapijskom stolu. Značajna razlika kod XVI i XI sistema je u maksimalnoj dužini veličine zračnog polja po longitudinali, 26.4 cm naspram 18.5 cm, respektivno. Na osnovu Slika 7.24. i Slika 7.25. se vidi da kod *Head and Neck* i *Fast Head and Neck* XVI protokola, kao i *Image Gently* XI protokola, šum znatno remeti kvalitet slike. *Head full* protokol se pokazao znatno superiorniji naspram ostalih XVI i XI protokola. Posmatrajući drugu kolonu malopre navedenih slika, na svim slikama XI protokola moguće je uočiti dijametre 1% kontrasta, dok oni nisu vidljivi kod slika XVI protokola. Posmatrajući treću kolonu, kod slika XI protokola moguće se raspoznati sve različite materijale sa jasnim ivicama, dok to nije slučaj kod slika sa XVI protokolom. Kod modula za proveru prostorne rezolucija, šum dosta utiče na vidljivost linijskih parova kod XVI protokola, a kod XI protokola artefakti koji se javljaju kod parcijalnih protokola, takođe, utiču na lošu vidljivost linijskih parova, kao i šum kod *Image Gently* protokola.

Na osnovu svega gore navedenog, vidi se razlika kod balansa doze i kvaliteta slike, kod XVI sistema je doza znatno manja nego kod XI sistema, ali je zato i kvalitet lošiji. Međutim, takvi XVI protokoli se koriste u kliničkoj praksi i moguća je adekvatna registracija CBCT slika sa pCT slikom. Premda, u slučaju SRS/SBRT potreban je bolji kvalitet slike kod XVI protokola nego trenutni. Dok bi se kod XI sistema, u slučajevima koji nisu SRS/SBRT, trebao koristiti protokol sa manjom dozom kao što je *Image Gently*.

Prethodne verzije XVI i XI sistema za protokole glave i vrata daju istu ili nešto veću dozu pacijentu, najčešće zbog razlike u vrednosti ekspozicije [69, 70, 71]. Treba napomenuti da Shane fantom, kao i jonizacione komore korišćene u radu nisu najbolje za određivanje doze za sočiva, s time ona u istome nije ni merena, ali kako je u kliničke svrhe doza na sočiva

izuzetno bitna u nastavku će biti navedno nekoliko radova koji su ispitivali CBCT dozu na sočiva. Deshpande i saradnici [72] su ispitivali dozu na sočiva od tri različita CBCT protokola, gde su za standardni CBCT protokol (145 mAs prema 150 mAs-naš XI *Head half* protokol) dobili vrednost u opsegu od 1.8-3.2 mGy. Palomo i saradnici [73] su, takođe, ispitivali dozu na sočiva kod imidžing sistema Clinac iX and the TrueBeam mašina i dobili su vrednost od 0.7 mGy. Hyer i saradnici [69] su dobili vrednost za sočivo 1.1. mGy za XVI *Head* protokol, koji po parametrima akvizicije odgovara našem *Head and Neck* protokolu. U slučaju da je potreban bolji kvalitet slike za SRS/SBRT tehniku, Mao i saradnici [74] su pokazali da je dovoljno povećati vrednost ekspozicije i/ili broj projekcija, a ne napon, da bi se dobio bolji kvalitet slike.

8.2.2. Torakalna regija

Za torakalnu regiju, kod XVI sistema ispitivana su tri CBCT protokola, dok je kod XI sistema ispitivan jedan CBCT protokol.

Posmatrajući apsorbovanu dozu XVI sistema, zbog veće vrednosti ekspozicije i broja projekcija doza je veća kod *Chest* protokola, nego kod *Thorax Partial Left* i *Right*. Koristeći *Chest* protokol, najveća vrednost apsorbovane doze je izmerena za srce i desno plućno krilo i iznosi 7.5 mGy, a najmanja za kičmenu moždinu od 4.6 mGy. Koristeći *Thorax Partial Left* protokol, pravac snopa prolazi kroz zadnju stranu fantoma (Slika 6.39.), sa druge strane, koristeći *Thorax Partial Right* protokol, pravac snopa prolazi kroz prednju stranu fantoma (Slika 6.39.). Zbog takvog ugla akvizicije, veća izmerena doza od 3 mGy za srce se može objasniti *Thorax Partial Right* protokolom. Sledeći isti princip, zbog većeg ugla akvizicije na levoj strani fantoma, izmerena je veća doza za levo plućno krilo, nego za desno plućno krilo, što važi za oba parcijalna protokola. Izmerena apsorbovana doza u izocentru kod *Chest* protokola je 6.7 mGy, što je oko 3 puta veća od izmerene apsorbovane doze kod *Thorax Partial Left* i *Right*, koje iznose 2 mGy i 2.3 mGy, respektivno. Kada se uporede XVI i CT protokoli za torakalnu regiju, apsorbovana doza u izocentru kod pCT je oko 30 % veća od doze u izocentru od *Chest* protokola i oko 4 puta veća od *Thorax Partial Left* i *Right* protokola. Dok je apsorbovana doza za srce kod pCT oko 25 % veća nego kod *Chest* protokola, a oko 3 puta veća nego kod *Thorax Partial Right* i oko 4.6 puta veća nego kod *Thorax Partial Left* protokola.

Kvalitet CBCT slike XVI sistema za torakalnu regiju je pokazao bolje rezultate za *Chest* protokol, nego za *Partial Left* i *Right*, što je objašnjivo većim parametrima akvizicije (veća ekspozicija i broj projekcija kod *Chest* protokola). Vidljivost niskog kontrasta, uniformnost i geometrijska rezolucija su u granici kod *Chest* i *Thorax Partial Right* u granici tolerancije navedene u poglavlju 6.2.2. Prostorna rezolucija je najbolja kod *Chest* protokola i iznosi 4 lp/cm kao i šum. Kako je navedeno u prethodnom delu za regiju glave i vrata, tako i ovde važi da se ovi parametri akvizicije dosta manji od onih sa prijemnog testiranja, što takođe govori da je u svrhu kontrole kvalitet CBCT slike potrebno koristiti kliničke protokole, a ne protokole sa prijemnog testiranja.

Kod *Thorax* protokola XI sistema, najveća izmerena apsorbovana doza od 8.8 mGy je u izocentru, a najmanja u kičmenoj moždini od 5.2 mGy. Kada se uporede XI i CT protokoli za torakalnu regiju, apsorbovana doza u izocentru kod pCT i *Thorax* protokola je ista, dok je apsorbovana doza za srce i pluća oko 10 % veća kod pCT nego kod *Thorax* protokola.

Kvalitet CBCT slike XI sistema za torakalnu regiju je u granici tolerancije za vidljivost niskog kontrasta, senzitivnost i geometrijsku rezoluciju, dok je prostorna

rezolucija na granici tolerancije, a uniformnost je van granice tolerancije navedene u poglavlju 6.2.3

Upoređujući XVI i XI CBCT protokole, veće vrednosti apsorbovane doze su izmerene kod XI sistema, što je i očekivano zbog većih parametara akvizicije (Tabela 6.4. i Tabela 6.7.), kao što su napon (120 kV kod XVI protokola naspram 125 kV kod XI protokola), broj projekcija (660 projekcija kod *Chest* protokola naspram 900 projekcija kod *Thorax* protokola), pa i ukupne ekspozicije (264 mAs kod *Chest* protokola naspram 270 mAs kod *Thorax* protokola). Doza u izocentru kod *Chest* protokola iznosi 6.7 mGy, što je oko 30 % manja doza nego kod *Thorax* protokola, koja iznosi 8.8 mGy. Dok je doza za srce i pluća kod *Chest* protokola oko 10-15 % niža nego kod *Thorax* protokola. Na osnovu Tabela 6.4. i Tabela 6.7. može se zapaziti da je sa *Thorax* protokolom XI sistema duplo brža akvizicija nekog kod XVI sistema, čime se omogućava kraće zadržavanje pacijenta na terapijskog stolu. Kao što je navedeno kod regije glave i vrata, tako i kod torakalne regije, značajna razlika se ogleda u longitudinalnoj dužini zračnog polja kod XVI i XI protokola. Kod ispitivanih XVI protokola longitudinalna dužina iznosi 26.4 cm, dok je kod XI protokola 17.5 cm, što treba imati na umu prilikom kliničke upotrebe. Na osnovu Slika 7.26. i Slika 7.27. kod modula za proveru uniformnosti i šuma, se može zapaziti prisustvo više šuma kod *Thorax Partial Left* i *Right* protokola, kao i znatno lošija uniformnost i šum kod XI protokola. Međutim, kod modula provere niskog kontrasta, kod *Thorax* protokola je moguće uočiti dijemetre sa 1 % kontrastom, za razliku od XVI protokola, gde te dijemetre na 1 % kontrasta nije moguće videti. Posmatrajući treću kolonu navedenih slika, *Thorax* izgleda bolji od slika XVI protokola. Kod modula za proveru prostorne rezolucija, šum dosta utiče na vidljivost linijskih parova kod parcijalnih XVI protokola, a kod XI protokola artefakti koji se javljaju, takođe, utiču na lošu vidljivost linijskih parova.

Na osnovu gore navedenog, kod XVI sistema ako nije potreban bolji kvalitet slike, zbog manje apsorbovane dozu, trebalo bi se koristiti parcijalni CBCT protokoli. Redovne kontrole kvaliteta slike CBCT protokola, trebalo bi da se rade sa navedenim kliničkim protokolima, kao u slučaju regije glave i vrata.

Vrednosti doze u našem merenju su približne vrednostima doze u radu Stelczer i saradnika [44], koji su koristili isti fantom i jonizacionu komoru za merenje apsorbovane doze. Giaddui i saradnici [70] su dobili oko 3.5 puta veću dozu nego u našem merenju za XVI sistem, a razlog tome je veća vrednost ekspozicije za oko 4 puta. Dok kod XI sistem, vrednosti ekspozicije i doze u radu Giaddui i saradnika [70] su približnih vrednosti kao u našem merenju, iako su verzije imidžing sistema različite. Pozicija izocentra tokom CBCT akvizicije utiče na doznu raspodelu, što su pokazali Bahig i saradnici [75], pozicionirajući fantom u standardnu poziciju prilikom zračenja leve dojke i dobili su manje vrednosti doze za srce i pluća nego u našem merenju.

8.2.3. Pelvična regija

Za pelvičnu regiju, kod XVI sistema ispitivana su četiri CBCT protokola, dok su kod XI sistema ispitivana dva CBCT protokol.

Posmatrajući apsorbovanu dozu XVI sistema, zbog većeg broja projekcija doza je veća kod *Pelvis* i *Prostate* protokola, nego kod *Fast Pelvis* i *Fast Prostate* protokola. Najveća vrednosti apsorbovane doze je kod *Prostate* protokola za desnu i levu glavu femura od 76 mGy i 65 mGy, dok je za isti protokol, najmanja vrednost apsorbovane doze u izocentru i iznosi 32 mGy. Vrednost apsorbovane doze u izocentru kod *Pelvis* protokola je 2 puta i 1.4 puta veća nego kod *Fast Pelvis* i *Fast Prostate* protokola, respektivno. Dok je apsorbovana

doza u izocentru kod *Prostate* protokola oko 65 % veća nego kod *Pelvis* protokola. Veće vrednosti apsorbovane doze kod *Prostate* protokola su veće zbog vrednosti ekspozicije (1690 mAs naspram 1056 mAs kod *Pelvis* protokola). Najmanje vrednosti apsorbovane doze su kod *Fast Pelvis* protokola, sa ukupnom ekspozicijom od 528 mAs, što je manje od ostalih XVI protokola za pelvičnu regiju. Kada se uporede XVI protokoli i CT protokola za pelvičnu regiju, apsorbovana doza kod pCT je slična apsorbovanim dozama kod *Fast Pelvis* i *Fast Prostate* protokola, dok su apsorbovane doze kod *Pelvis* i *Prostate* veće za 2-2.5 puta od pCT doza.

Kvalitet CBCT slike XVI sistema za pelvičnu regiju je pokazao najbolju prostornu rezoluciju kod *Prostate* protokola, koja iznosi 4 lp/cm, dok su kod ostalih protokola 3 lp/cm. Vidljivost niskog kontrasta je slična kod svih protokola i u granici tolerancije je, navedim u poglavlju 6.2.2., kao i geometrijska rezolucija. Uniformnost i šum su bolji kod *Pelvis* i *Fast Pelvis* protokola. Kao kod prethodne dve regije, tako važi i ovde da se ovi protokoli prema preporuci proizvođača ne proveravaju. Međutim, trebalo bi uvesti proveru kvaliteta slike CBCT kliničkih protokola, a ne oslanjati se samo na preporuke proizvođača.

Posmatrajući apsorbovanu dozu XI sistema, veća apsorbovana doza za sve tačke merenja je kod *Large Pelvis* protokola, zbog veće vrednosti napona od 140 kV i ekspozicije od 1688 mAs naspram 125 kV i 1080 mAs kod *Pelvis* protokola. Apsorbovana doza u izocentru i organima od rizika kod *Large Pelvis* protokola je oko 2.2 puta veća nego kod *Pelvis* protokola. Najveća vrednost apsorbovane doze kod *Pelvis* protokola je za desnu i levu glavu femura od 61 mGy i 55 mGy, dok je najmanja za izocentar i iznosi 23 mGy. Kada se uporede XI protokoli i CT protokola za pelvičnu regiju, apsorbovana doza kod pCT je 50 % manja od apsorbovane doze dobijene *Pelvis* protokolom, a oko 3.6-3.8 puta manja od apsorbovane doze dobijene *Large Pelvis* protokolom.

Kvalitet CBCT slike XI sistema za pelvičnu regiju je pokazao bolje rezultate vidljivosti niskog kontrasta, prostorne rezolucije i šuma kod *Large Pelvis* protokola, dok je uniformnosti nešto bolja kod *Pelvis* protokola. Međutim, svi parametri kvaliteta CBCT slike oba protokola su u granici tolerancije navedene u poglavlju 6.2.3.

Upoređujući XVI i XI CBCT protokole, veće vrednosti apsorbovane doze su izmerene kod XI sistema, što je i očekivano zbog većih parametara akvizicije, kao što su napon, ukupna ekspozicija i broj projekcija. Upoređujući *Pelvis* protokol XVI i XI sistema, vrednosti apsorbovane doze u izocentru su veće kod XI protokola za oko 10 %, zbog veće vrednosti napona 125 kV, 1080 mAs, 900 projekcija naspram 120 kV, 1056 mAs i 660 projekcija kod XVI protokola. Na osnovu Tabela 6.5. i Tabela 6.8. može se zapaziti da su *Pelvis* i *prostate* protokoli XVI sistema, duplo sporiji od ostalih akvizicije i XVI i XI sistema, što znači da će se tada pacijent duže zadržavati na terapijskom stolu, nego kod drugih protokola pelvične regije. Kao i kod prethodnih regija, tako i ovde, značajna razlika kod XVI i XI sistema je u maksimalnoj dužini veličine zračnog polja po longitudi, 21.9 cm napram 17.5 cm, respektivno. Prema Slika 7.28. i Slika 7.29. može se zapaziti da je uniformnost dosta lošija kod *Large Pelvis* protokola i da remeti svaki modlu na slici. Zatim se može zapaziti da se kod *Prostate* i *Fast Prostate* formirao beli krug oko fantoma, koji je posledica veće izloženosti površine, tako da bi trebalo izbegavati akviziciju manjih pacijenata zbog veće površinske doze. Ostali moduli pokazuju dosta izjednačen kvalitet između ispitivanih protokola, što znači da u slučaju kliničkih potreba trebalo bi birati protokol gde pacijent dobija manju dozu.

Dufek i saradnici [71] su ispitivali dozu za organe kod Elekta i Varian imidžing sistema za pelvičnu regiju i dobili su da je doza veća kod Elekta nego kod Varian imidžing protokola zbog razlike u ekspoziciji (1040 mAs kod Elekta CBCT protokola naspram 718 mAs kod Varain CBCT protokola). Dobijene vrednosti za bešiku i prostatu kod Elekta

protokola su slične našim vrednostima, dok je ta razlika kod Varian protokola nešto veća zbog razlike u ekspoziciji (718 mAs naspram 1080 mAs-naš protokol) [71]. Giaddui i saradnici [70] su dobili iste vrednosti apsorbirane doze kod oba imidžing sistema kao u našem slučaju.

Prema rezultatima Monte Karlo simulacija, najveća razlika između apsorbirane doze dobijene merenjem i simulacijom je kod *Chest* protokola za kičmenu moždinu, kao i kod *Pelvis* protokola za glave femura, uzrok tome je razlika u apsorpcionim koeficijentima za navedene strukture. Kod *Chest* protokola apsorbirana doza u kičmenoj moždini je računata kao meko tkivo, dok je u MC simulaciji uzeta kao koštana struktura, zbog toga je ovde razlika u apsorbiranim dozama najveća. Kod *Pelvis* protokola u oba slučaja su strukture razmatrane kao koštane, ali sa različitim atenuacionim koeficijentima, otuda i nešto manja razlika. Veće vrednosti za koštane strukture sa MC simulacijom je pokazana i u drugim radovima [76, 41, 77].

Na osnovu navedenog u diskusiji, uporedili smo kvantitativne vrednosti parametara kvaliteta slike, međutim da bi znali kako se dobijene vrednosti odražavaju na kliničkom slučaju kada se vrši akvizicija pacijenta potrebno je uraditi analizu vizuelnih karakteristika ocenjivanja slike. Marjanović i saradnici [78] su analizirali vizuelne karakteristike CBCT slike Shane fantoma za tri različita imidžing sistema, gde su pokazali da protokol koji daje najmanju dozu ne znači nužno da daje i najlošiji kvalitet slike. Piliero i saradnici [79] su ispitivali CBCT *Pelvis* protokole koji daju manju dozu pacijentu pomoću analize vizuelnih karakteristika slike i zaključili su smanjenje u ekspoziciji dovodi do smanjenja u dozi sa adekvatnom slikom za pacijente manjeg dijametra. Uzimajući u obzir vizuelnu analizu, provera kvaliteta CBCT slike pomoću Catphan fantoma i Smári servisa za analizu slike ne daje realnu kliničku sliku kvaliteta CBCT slike. Međutim, zbog provere stabilnosti u kvalitetu CBCT slike, potrebno je proveravati kvalitet slike standardizovanom metodom.

U prethodnom delu su analizirani rezultati kvaliteta CBCT slike ispitivanih protokola, gde se videlo da postoje znatne razlike između protokola koji se preporučuje za proveru od strane proizvođača (XVI sistem), kao i da se analiza slika među različitim proizvođačima razlikuje. Pored toga, problem postoji i prilikom upotrebe ispitivanih protokola na pacijentu, tada se ustvari dobija pravi utisak kvaliteta slike. Tako da bi najbolja analiza provere kvaliteta CBCT slike bila ustvari vizuelna analiza kliničkih slika.

8.3. Optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji

Radioterapijski proces je kompleksan i zahteva zajedničko učešće lekara, medicinskih fizičara i radioloških tehničara u skoro svakom delu procesa. U slučaju kada je u radioterapiji uključen veliki broj linearnih akceleratora, a sa time i osoblja dodatno proces čine još kompleksnijim jer je potrebno sve uskladiti. U poglavlju 2., je navedeno koliko osoblja učestvuje u radioterapiji i koliki je broj pacijenata na dnevnom nivou na Institutu za onkologiju Vojvodine, na osnovu čega se zaključuje da je potreban dobar menadžment osiguranja kvaliteta radioterapijskog procesa rada, kako bi radioterapijski tretmani bili bezbedni i kvalitetni za svakog pacijenta. Pored navedenog značaja i potreba optimizacije imidžing sistema u poglavlju 6.4, kao i u kom smeru će se optimizacije kretati. Sledeća bitna stavka je odgovarajuća obuka osoblja, jer sadašnji linearni akceleratori i sva oprema koja se trenutno koristi u praksi su izuzetno delikatni i zahtevni za rad. Prema izveštajima Vladine Agencije Ujedinjenog Kraljevstva [80, 81, 82], kada su u pitanju greške koje su povezane sa imidžingom, najveći njihov broj je zbog lapsusa i propusta, kvara opreme ili IT mreže, nepoštovanje procedura ili protokola. Zbog toga, standardizacija protokola predstavlja još jednu bitnu stavku u osiguranju kvaliteta u radioterapiji, pomoću koje bi se greške koje se mogu desiti svele na minimum. Izveštaj Međunarodne agencije za atomsku energiju [83], kao i drugi izveštaji [84, 85, 86] pružaju smernice u implementaciji i standardizaciji imidžing protokola u radioterapiji.

U skupu optimizacije imidžing protokola potrebno je posebno istaknuti koji će se imidžing protokol, kao i IGRT strategija primeniti u slučaju zračenja dece i mladih zbog njihovog dugoročnog preživljavanja, zbog toga je navedena i procenjena apsorbovana doza u poglavlju 7.4.2., kao i optimizacija prakse imidžing protokola u slučaju kraniospinalne iradijacije u poglavlju 7.4.3.

Agnew i saradnici [87] su optimizovali CBCT protokole na osnovu fantoma sa različitim dimenzijama, tako što su ispitivali vezu između šuma slike i CBCT parametara akvizicije i na osnovu toga su dobili CBCT protokole sa drugačijim parametrima akvizicije od osnovnih za anatomske regije glave, toraksa i pelvisa. Khan i saradnici [88] su pokazali tok implementacije optimizovanih pacijent-specifičnih CBCT protokola za sve tri anatomske regije, koji uključuje proveru CTDI vrednosti optimizovanih CBCT protokola i njihovu proveru kvaliteta slike, gde su pokazali da je moguće koristiti CBCT protokole koji doprinose manjoj dozi za pacijente dok je istovremeno očuvan kvalitet slike. Abuhaimed i Martin [89] su procenili CBCT dozu na osnovu indeksa telene mase (engl. *Body Mass Index- BMI*).

8.3.1. Procena apsorbovane doze za pacijente od CBCT imidžinga u radioterapiji

Na osnovu rezultata navedenih u poglavlju 7.4.1. i 7.4.2., osoblje koje ima ulogu u odluci o IGRT proceduri, ovime imaju u vidu koliki je doprinos doze od različitih imidžing protokola i različitih imidžing sistema.

U rezultata za dozne indekse CBCT imidžing protokola može se videti odstupanje merenih vrednosti naspram nominalnih vrednosti proizvođača, na osnovu kojih se zaključuje da dozni indeks *Head and Neck XVI* protokola znatno odstupa od granice koja je $\pm 20\%$. Ovaj protokol je pokazao izuzetno malu vrednost doznog indeksa, kao i apsorbovanih doza u antropomorfnom fantomu, pa objašnjenje može biti nemogućnost detektora da adekvatno detektuje tako male vrednosti. Drugi XVI ispitivani protokoli su u granici od $\pm 20\%$, gde je

Chest protokol na samoj granici. Takođe se može zapaziti, da su svi ispitivani XVI protokoli pokazali manje merene vrednosti doznog indeksa od nominalne vrednosti. Kod XI sistema *Thorax* i *Pelvis* protokoli su nešto van granice od $\pm 20\%$, dok su ostali ispitivani XI protokoli u toj granici. Međutim, prema dozvoljenim odstupanjima od strane proizvođača dozvoljena je granica doznog indeksa od $\pm 35\%$. Takođe se može zapaziti, da su svi ispitivani XVI protokoli, izuzev *Image Gently* protokola, pokazali veće merene vrednosti doznog indeksa od nominalne vrednosti. Buckley i saradnici [68] su ispitivali različite metodologije merenja CBCT doze, gde je došao do zaključka da ukoliko se koristi duži cilindrični fantom, doze će biti nešto veće jer će se uračunati rasejano zračenje.

Pomoću prikazanog EXCEL FILE u rezultatima, na brz i lagan način je moguće proceniti apsorbovanu dozu po frakciji za svakog pacijenta ponaosob. Pored doze po frakciji, formular prikazuje i ukupnu dozu za ceo radioterapijski tretmana.

U poglavlju 7.4.2. navedeni su rezultati procene apsorbovane doze za decu uzrasta od 0, 1, 5, 10 i 15 godina za najčešće korišćene protokole XVI i XI sistema. Među njima je procenjena doza i od *Fast Prostate* i *Large Pelvis* protokola, iako se navedeni protokol ne koriste kod dece i mlađih pacijenata, prikazani su samo poređenja radi. Procenjena apsorbovana doza kod XVI *Fast Prostate* protokola je za oko 30% veća od procenjene doze od *Fast Pelvis* protokola, dok je kod XI *Large Pelvis* protokola doza veća za više od 2 puta od *Pelvis* protokola. Najmanja procenjena doza je kod XVI je od *Head&Neck* protokola, dok je kod XI od *Image Gently* protokola, što ove protokole čini najprihvatljivijim za korišćenje kod dece. Kod XI sistema, Head full i Head half down pozajuje manje apsorbovane doze, što ih takođe čini prihvatljivim za korišćenje kod dece. *Fast Pelvis* protokol XVI sistema daje preko 55% veću procenjenu dozu nego za *Chest* protokol. *Pelvis* protokol XI sistema daje oko 2.5 puta veću dozu od *Thorax* protokola. Ako se pogledaju rezultati kvaliteta CBCT slike, može se zapaziti da kod *Fast Pelvis* i *Pelvis*, kvalitet slike nije puno bolji od *Chest* i *Thorax* protkola, izuzev lošijih vrednosti za uniformnost i šum kod *Thorax* protkola. Što dovodi do toga da bi trebalo izbegavati korišćenje i *Fast Pelvis* (XVI sistem) i *Pelvis* (XI sistem) protokola kod dece. Deng i saradnici [51] su došli do zaključka da je doza kod dece veća za faktor 2-3 nego kod odraslih za iste imidžing protokole. Bryce-Atkinson i saradnici [90] su došli do zaključka da CBCT protokoli čija je doza u opsegu od 0.5-1 mGy mogu da se koriste kada je potrebna registracija slike na koštane strukture, dok je za dovoljnu vizuelizaciju mekih tkiva potrebni protokoli koji daju dozu preko 1 mGy.

Mathews i saradnici [91] i Pearce i saradnici [92] su prijavili povećanu incidenciju karcinoma zbog izlaganja niskim dozama CTa kod dece i mladih. Dzierma i saradnici [93] su ispitivali razvoj sekundarnog karcinoma kod dnavnog IGRT kod dece i došli do zaključka da je bolje koristiti kilovoltadžani IGRT naspram mega-voltadžnog i u slučaju zračenja regije toraksa da bi se trebalo izbegavati zračenje dojki. S obzirom na navedene studije, preporuka je koristiti CBCT protokole sa manjim dozama kod dece i mladih.

8.3.2. Optimizacija prakse imidžing protokola u radioterapiji primenjena na kliničkom slučaju

U poglavlju 7.4.3. je prikazana praksa imidžing protokola kod kraniospinalnog radioterapijskog tretmana, gde su navedene najbitnije stavke imidžing protokola.

Zbog VMAT tehnike planiranja i isporuke kraniospinalnog radioterapijskog tretmana, gde se zahteva precizno i tačno pozicioniranje pacijenta zbog većeg gradijenta doze između PTV-a i okolnog zdravog tkiva, tip imidžinga je 3D kV CBCT. Sa ovim tipom imidžinga moguće je preciznije i tačnije odrediti lokalizaciju mete, kao i proveriti anatomiju pacijenta,

kako bi distribucija doze bila kao po planu. Zbog toga je i potrebno imidžing raditi dnevno i za svaki od izocentara. Kako je ciljana meta CNS, za verifikaciju pozicije mete je dovoljno raditi registraciju pCT i CBCT slike prema kostima lobalje i kičme. Parametri skeniranja se biraju između definisanih protokola od strane proizvođača. Kod XVI sistema, a prilikom odabira protokola nije moguće menjati uslove parametara skeniranja, parametri bi se mogli promeniti preko servisne šifre, ali promene protokola zahtevaju dodatnu validaciju istih. Kod XI sistema, prilikom odabira protokola moguće je u manjoj meri promeniti parametre ekspozicije, dok je i preko servisne šifre sistem dosta limitiran i pritom, takođe, zahteva dodatnu validaciju. Zbog toga optimizacije protokola nije išla u tom smeru, jer bi ovakva optimizacija bila specifična za svaku ustanovu, dok optimizacija prakse imidžing protokola omogućava primenjivanje u svim centrima u Srbiji.

U navedenom kliničkom slučaju, rotacija bi trebala biti na minimumu. Preporučena granica je 3° [94], međutim potrebno je dobro proveriti, da ukoliko terapijski sto nije u mogućnosti izvršiti rotaciju, koliko se remeti lokalizacija isporučene doze u tom slučaju. Kako se pozicioniranje/repozicioniranje proveravaju na dnevnom nivou, i u slučaju VMAT tehnika ona trebaju biti u granici od 2 mm, ukoliko je pomeranje reda veličine PTV margine, trebalo bi ponovo proveriti lokalizaciju izocentra. Ako su svi ostali parametri evaluacije bili dobri, dovoljno je uraditi 2D registraciju. Ukoliko bude potrebe na više od jedne imidžing akvizicije po izocentru, pored lekara, potrebno je pozvati i medicinskog fizičara, kako bi se zajedno pristupilo u donošenju dalje odluke i nalaženju najoptimalnijeg rešenja za taj slučaj.

Navedena je i procenjena apsorbovana doza po frakciji u izocentru za CBCT imidžing protokole koji se koriste u praksi za oba imidžing sistema. Na osnovu kojih se vidi, da je apsorbovana doza za regiju glave veća za oko 5.4 puta kod *Head half down* (XI) nego kod *Head and Neck* protokola (XVI), za torakalnu regiju je veća za oko 1.3 puta kod *Thorax* (XI) nego kod *Chest* protokola (XVI), a za abdominalnu regiju je veća za oko 1.9 puta kod *Pelvis* (XI) nego kod *Fast Pelvis* protokola (XVI). Kako je i ranije rečeno, apsorbovane doze kod XI sistema su veće nego kod XVI sistema. Zbog velike razlike kod regije glave, trebalo bi razmotriti korišćenje *Image Gently* protokola, jer daje manje doze od *Head half down* protokola. Međutim, kvalitet slike *Image Gently* protokola je nešto lošiji od *Head half down* protokola, što se može i vizuelno videti na Slika 7.25. Kada se posmatra navedeni klinički slučaj, gde je rečeno da je metod registracije koštana anatomija i da se proverava zapremina mete da je u granici PTV margina, kao i proverava anatomije pacijenta, može se zaključiti da je i sa *Image Gently* protokolom moguće dobiti zadovoljavajući kvalitet slike za navedene uslove koji se traže. Zatim, kako je i u prethodnom poglavlju napomenuto, potrebno bi bilo razmotriti korišćenje *Fast Pelvis* i *Pelvis* protokola, zbog veće doze od *Chest* i *Thorax* protokola, a veoma sličnog kvaliteta slike.

Prema AAPM TG 180 [24], ako se očekuje da kumulativna doza od IGRT prelazi 5% propisane doze za metu, doza imidžinga bi se trebala uzeti u obzir kao deo ukupne doze. U ovom radu, procenjena kumulativna doza od kV CBCT imidžinga za regiju glave i vrata, je dostigla nivo od 0.03 % i 0.15 % dnevne doze koristeći XVI *Head&Neck* i XI *Head half down* protokole, respektivno. Za torakalnu regiju, procenjena kumulativna doza od kV CBCT imidžinga je dostigla nivo od 0.3 % i 0.43 % dnevne doze koristeći XVI *Chest* i XI *Thorax* protokole, respektivno. Ta pelvičnu regiju, procenjena kumulativna doza od kV CBCT imidžinga je dostigla nivo od 0.6 % i 1.15 % dnevne doze koristeći XVI *Fast Pelvis* i XI *Pelvis* protokole, respektivno. Prema tome, uticaj na metu i organe od rizika treba smatrati malim, ali ga ne treba zanemariti, jer se u ovom procesu ozračuju značajna količina normalnog tkiva, što može povećati verovatnoću za nastanak komplikacija zdravog tkiva i nastanka sekundarnih malignih bolesti.

Na Slika 7.43. su prikazani pCT preseći pacijenta koji se koriste za registraciju slike, dok su na Slika 7.44. prikazani CBCT preseći istog pacijenta u XVI sistemu dobijeni *Head and Neck*, *Chest* i *Fast Pelvis* protokolima. Na slici gde su CBCT preseći, može se videti da je u regiji glave šum dosta prisutan, kao i artefakt koji dosta remeti sliku, međutim moguće je izvršiti registraciju slike preko koštanih struktura, kao i proveriti da li je ciljana meta unutar PTV margina, odnosno da je u okviru lobanje i kičmenog stuba. Kod torakalne i abdominalne regije šum ne remeti sliku kao kod regije glave, međutim vide se artefakti nastali zbog disanja, kao i peristaltike creva zbog vazduha. Kao i u regiji glave, tako i ovde je moguće izvršiti registraciju i evaluaciju slike. Na Slika 7.45. je prikazana registracije pCT i CBCT slike za sve tri regije, gde se može zapaziti da je moguće izvršiti verifikaciju pozicije pacijenta sa navedenim protokolima.

Na Slika 7.46. su prikazani pCT preseći pacijenta koji se koriste za registraciju slike, dok su na Slika 7.47. prikazani CBCT preseći istog pacijenta u XI sistemu dobijeni *Head half down*, *Thorax* i *Pelvis* protokolima. Na slici gde su CBCT preseći, mogu se zapaziti artefakti kod sve tri regije, najizraženije se u torakalnoj regiji koji su nastale zbog disanja. Međutim, iako kvalitet slike dosta lošiji od pCT, moguće je izvršiti registraciju preko koštanim strukturama, kao i proveriti da li je ciljna zapremina u granici PTV margine. Za torakalnu i abdominalnu regiju korišćen je prošireni CBCT sa kojim se dobija 33 cm po longitudi, dok se sa standardnim protokolom dobija 18.5 cm po longitudi. Zbog korišćenja produženog CBCT, dolazi do preklapanja u torakalnoj i abdominalnoj regiji, što znači da on dobija zbir doza od ta dva imidžing protokola, zbog čega je potrebno obratiti pažnju i definisati da li je uopšte i koliko je potrebno koristiti produženi CBCT. Na Slika 7.48. je prikazana registracije pCT i CBCT slike za sve tri regije, gde se može zapaziti da je moguće izvršiti verifikaciju pozicije pacijenta sa navedenim protokolima.

U delu kontrole kvaliteta imidžing sistema, nigde nije spominjana produžena CBCT akvizicija, ali u slučaju njene upotrebe u kliničke svrhe trebalo bi se ispitati i tačnost registracije slike kada se ona koristi. To znači da je pored navedenih testova kontrole kvaliteta kod Varain linearnih akceleratora, potrebno proveravati i tačnost registracije upotrebno produžene CBCT akvizicije.

9. Zaključak

Upotrebom IGRTa se nesporno dobija neuporedivo kvalitetniji, tačniji i precizniji radioterapijski tretman, ali da bi se izvukao maksimum iz ovih mogućnosti, potrebno je adekvatno implementirati kontrolu kvaliteta imidžing sistema u kliničkoj praksi, kao i kreirati efikasne IGRT protokole, koji će dati maksimalno korisne slikovne informacije, a potom ih se pridržavati u kliničkoj praksi.

Primenom kontrole kvaliteta definisane u ovom radu, kao i postupka za optimizaciju prakse u kliničkoj praksi moguće je ostvariti bezbednije okruženje za pacijenta, ali i kvalitetniji radioterapijski tretman.

Sveobuhvatna preporuka bila bi da se IGRT radi sa kV CBCT imidžingom, samim time što se pruža zapreminska informacija o anatomiji pacijenta, timu radijacione onkologije omogućava da istinitije i preciznije, a time i tačnije isporuči radioterapijski tretman. Pre svega, tačna isporuka radioterapijskog tretmana je ključ kontrole maligne bolesti, zbog čega se pažnja usmerava ka smanjenju margina za planiranje, koje bi dovele do smanjenja doze i komplikacija okolnog normalnog tkiva u mnogo većoj meri nego bez IGRTa uopšte ili bez optimizovanog IGRT.

Zbog većih doza od CBCT imidžinga, treba analizirati neophodnost upotrebe CBCT svakog dana. Na primer, ako se ustanovi da se anatomija pacijenta u početnim frakcijama nije promenila od načinjenog CT za planiranje i da nije primećeno veliko odstupanje u rotaciji i translaciji, frekvencija IGRTa bi se mogla (a i trebala) smanjiti ili bi se pak mogao koristiti planarni imidžing.

Kada je u pitanju koji CBCT protokol odabrati, treba obratiti pažnju na sledeće: koja je potrebna veličina vidnog polja, koje strukture se najviše pomeraju, koji organi od rizika su najugroženiji, da li ima mogućnosti za parcijalnim uglom akvizicije, koja tehnika podudaranja se koristi (na kosti ili meko tkivo).

Predlog vezan za kvalitet slike jeste taj da se testovi kontrole kvaliteta trebaju raditi sa kliničkim protokolima, jer oni koji se koriste prilikom prijemnog testiranja imaju znatne razlike. Takođe, trebalo bi se ujednačiti testovi ispitivanja i tolerancije za sve imidžing sisteme. Da li je neki CBCT protokol najadekvatniji za pacijenta, trebalo bi se odraditi vizuelna analiza kvaliteta.

Trenutno u Srbiji ne postoji zakonska regulativa vezana za IGRT, bilo da je reč o kontroli kvaliteta ili upotrebi IGRT tokom radioterapijskog tretmana, tako da se ovim radom naglašava njen značaj i potreba, što je opisano i u nacionalnim protokolima izdatim 2022, od strane Ministarstva zdravlja, gde je autor disertacije bio autor IGRT protokola [6].

Modifikacija postojećih imidžing protokola na Institutu za onkologiju Vojvodine, je sprovedena u meri u kojoj tehnički uslovi dozvoljavaju, sa ciljem sveobuhvatne optimizacije IGRTa. Medicinski fizičar u radioterapiji u Srbiji obavlja posao i kliničkog medicinskog fizičara (planiranje radioterapijskog tretmana, kreira neophodne kliničke protokole, radi na istraživanju i optimizaciji), ali i dozimetriste (osiguranje kvaliteta u radioterapiji), što ga čini kompetentnim u kreiranju adekvatnih IGRT protokola. Međutim, da bi se u potpunosti završila implementacija optimizovanog IGRTa potrebno je učešće celog radioterapijskog tima, što je proces koji će potrajati i narednih meseci.

10. Literatura

- [1] Nacionalni radioterapijski protokoli za pozicioniranje, imobilizaciju i verifikaciju, Beograd: Ministarstvo zdravlja Republike Srbije "Drugi projekat razvoja zdravstva Srbije", 2022.
- [2] I. C. o. R. U. a. Measurements, „ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam,“ *ICRU*, 1993.
- [3] I. C. o. R. U. a. Measurements, „ICRU Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50),“ *ICRU*, 1999.
- [4] I. C. o. R. U. a. Measurements, „ICRU Report 83, Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT),“ *ICRU*, 2010.
- [5] Nacionalni radioterapijski protokoli za lečenje malignoma, Beograd: Ministarstvo zdravlja Republike Srbije "Drugi projekat razvoja zdravstva Srbije", 2022.
- [6] Nacionalni radioterapijski protokoli u oblasti rada medicinskog fizičara, Beograd: Ministarstvo zdravlja Republike Srbije "Drugi projekat razvoja zdravstva Srbije", 2022.
- [7] E. Limited, „XVI R5.0 Instructions for Use,“ ELEKTA LIMITED, 2013.
- [8] D. Jaffray i J. Siewerdsen, „Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization,“ *Medical Physics*, t. 27, br. 6, pp. 1311-23, 2000.
- [9] D. Jaffray, J. Siewerdsen, J. Wong i A. Martinez, „Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy,“ *International journal of radiation oncology, biology, physics*, t. 53, br. 5, pp. 1337-49, 2002.
- [10] I. A. E. Agency, Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Internacional Atomic Energy Agency, 2014.
- [11] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. L. JR i J. M. Boone, The essential physics of medical imaging, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2012.
- [12] S. C. Bushong, Radiologic Science for Technologists: physics, biology and protection, Elsevier, 2017.
- [13] V. M. Systems, TrueBeam Technical Reference Guide-Volume 2: Imaging, Palo Alto: Varian Medical Systems, 2018.
- [14] G. Michael, „X-ray computed tomography,“ *Physics Education*, t. 36, br. 6, 2001.
- [15] N. I. o. S. a. Technology, „National Institute of Standards and Technology,“ [Na mreži]. Available: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>. [Poslednji

pristup 01 07 2023].

- [16] A. Miracle i S. Mukherji, „Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles,“ *American Journal of Neuroradiology*, t. 30, br. 6, pp. 1088-95, 2009.
- [17] I. A. E. Agency, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, International Atomic Energy Agency, 2012.
- [18] B. Petrović, Fizičke osnove radioterapije, Novi Sad: Prirodno-matematički fakultet, Departman za fiziku, 2018.
- [19] ICRU, „ICRU report 85: Fundamental quantities and units for ionizing radiation,“ International Commission on Radiation Units and Measurements, Oxford, 2011.
- [20] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, 2005.
- [21] International Electrotechnical Commission, Medical electrical equipment-Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy, IEC, 2011.
- [22] International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398, Technical Reports Series No. 398 ur., Vienna: IAEA, 2006.
- [23] International Atomic Energy Agency, Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 483, Vienna: IAEA, 2017.
- [24] G. X. Ding, P. Alaei, B. Curran, R. Flynn, M. Gossman, T. R. Mackie, M. Miften, R. Morin, X. G. Xu i T. C. Zhu, „Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180,“ *Medical Physics*, t. 45, br. 5, pp. e84-e99, 2018.
- [25] J. R. Sykes, R. Lindsay, G. Iball i D. I. Thwaites, „Dosimetry of CBCT: methods, doses and clinical consequences,“ *Journal of Physics: Conference Series*, t. 444, br. 012017, 2013.
- [26] EFOMP-ESTRO-IAEA, „Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol,“ EFOMP-ESTRO-IAEA, 2019.
- [27] European Union, „Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618, 90/641, 96/29, 97/43 and 2003/122,“ Official Journal of the European Union, 2014.
- [28] C.-M. Ma, C. W. Coffey, L. A. DeWerd, C. Liu, R. Nath, S. M. Seltzer i J. P. Seuntjens, „AAPM protocol for 40–300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology,“ *Medical Physics*, t. 28, br. 6, pp. 868-693, 2001.

- [29] M. McEwen, L. DeWerd, G. Ibbott, D. Followill, D. W. O. Rogers, S. Seltzer i J. Seuntjens, „Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams,“ *Medical Physics*, t. 41, br. 4, 2014.
- [30] F.-F. Yin, JohnWong, J. Balter, S. Benedict, J.-P. Bissonnette, T. Craig, L. Dong, D. Jaffray, S. Jiang, S. Kim, C.-M. C. Ma, M. Murphy, P. Munro, T. Solberg i Q. J. Wu, „The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization,“ American Association of Physicists in Medicine, 2009.
- [31] M. Marjanović, J. Moravčević i B. Petrović, „Quality assurance of six cylindrical and two parallel plate chambers by radioactive check device: Influence of chamber age to its performance,“ *Physica Medica*, t. 112, br. 102635, 2023.
- [32] J. H. J. B. F.-F. Y. W. S. S. D. C. S. F. A. L. M. B. A. C. L. C. S. T. H. Eric E. Klein, „Task Gropu 142 report: Quality assurance of medical accelerators,“ *Medical Physics*, t. 36, 2009.
- [33] J.-P. Bissonnette, P. A. Balter, L. Dong, K. M. Langen, D. M. Lovelock, M. Miften, D. J. Moseley, J. Pouliot, J.-J. Sonke i S. Yoo, „Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179,“ *Medical Physics*, t. 39, br. 4, pp. 1946-1963, 2012.
- [34] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, „Quality assurance of cone-beam CT for radiotherapy, Report 32 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry,“ Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, 2019.
- [35] Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, „Quality assurance of gantry-mounted image-guided, Recommendations No. 16,“ Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, 2010.
- [36] J. Hanley, S. Dresser, W. Simon, R. Flynn, E. E. Klein, D. Letourneau, C. Liu, F.-F. Yin, B. Arjomandy, L. Ma, F. Aguirre, J. Jones, J. Bayouth i T. Holmes, „AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators,“ *Medical Physics*, t. 48, br. 10, pp. 830-85, 2021.
- [37] M. Marjanović, „Implementacija sistema kontrole kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti,“ Prirodno-matematički fakultet, Departman za fiziku, Novi Sad, 2017.
- [38] The Phantom Laboratory, „Catphan Manual,“ The Phantom Laboratory, 2013.
- [39] The Phantom Laboratory, „Catphan 604 Manual,“ The Phantom Laboratory, Salem NY, 2020.
- [40] Varian Medical Systems, „Instalation Product Acceptance TrueBeam/TrueBeam STx/VitalBeam/Edge software v2.7,“ Varian Medical Systems, 2018.
- [41] P. Downes, R. Jarvis, E. Radu, I. Kawrakow i E. Spezi, „Monte Carlo simulation and

- patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit," *Medical Physics*, t. 36, br. 9, pp. 4156-4167, 2009.
- [42] The Radiotherapy Board, „Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations: Implications for clinical practice in radiotherapy," The Royal College of Radiologist, London, 2020.
- [43] International Atomic Energy Agency, „Patient Radiation Exposure Monitoring in Medical Imaging, Safety Reports Series No. 112," IAEA, Vienna, 2023.
- [44] G. Stelczer, D. Tatai-Szabó, T. Major, N. Mészáros, C. Polgár, J. Pálvölgyi i C. Pesznyák, „Measurement of dose exposure of image guidance in external beam accelerated partial breast irradiation: Evaluation of different techniques and linear accelerators," *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, t. 63, pp. 70-78, 2019.
- [45] P. Alaei i E. Spezi, „Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy," *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, t. 31, br. 7, pp. 647-658, 2015.
- [46] J. R. Sykes, A. Amer, J. Czajka i C. J. Moore, „A feasibility study for image guided radiotherapy using low dose, high speed, cone beam X-ray volumetric imaging," *Radiotherapy and Oncology*, t. 37, br. 4, pp. 45-52, 2005.
- [47] B. Lu, H. Lu i J. Palta, „A comprehensive study on decreasing the kilovoltage cone-beam CT dose by reducing the projection number," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, t. 113, p. 3274, 2010.
- [48] P. Alaei, E. Spezi, E. Ehler i K. Dusenbery, „Assessing and Minimizing the Dose From KV Cone Beam CT to Pediatric Patients Undergoing Radiation Therapy," *Medical Physics*, t. 40, br. 6, 2013.
- [49] P. Roxby, T. Kron, F. Foroudi, A. Haworth, C. Fox, A. Mullen i J. Cramb, „Simple methods to reduce patient dose in a Varian cone beam CT system for delivery verification in pelvic radiotherapy," *British Journal of Radiology*, t. 82, br. 982, pp. 855-9, 2009.
- [50] G. X. Ding i P. Munro, „Radiation exposure to patients from image guidance procedures and techniques to reduce the imaging dose," *Radiotherapy and Oncology*, t. 108, br. 1, pp. 91-98, 2013.
- [51] J. Deng, Z. Chen, K. B. Roberts i R. Nath, „Kilovoltage Imaging Doses in the Radiotherapy of Pediatric Cancer Patients," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, t. 82, br. 5, pp. 1680-1688, 2012.
- [52] M. J. Goske, K. E. Applegate, J. Boylan, P. F. Butler, M. J. Callahan, B. D. Coley, S. Farley, D. P. Frush, M. Hernanz-Schulman, D. Jarmillo, N. D. Johnson, S. C. Kaste, G. Morrison, K. J. Strauss i N. Tuggle, „The 'Image Gently' campaign: increasing CT radiation dose awareness through a national education and awareness program,"

Pediatric Radiology, t. 38, br. 3, pp. 265-269, 2008.

- [53] C. Khamfongkhrua, K. Utapom, S. Munsing, S. Suttiprapha i C. Tannanonta, „Posterior kV-CBCT scanning of the head and neck region minimizes doses to critical organs with sustained image quality,“ *Physica Medica*, t. 31, br. 5, pp. 524-8, 2015.
- [54] N. Mail, D. J. Moseley, J. H. Siewerdsen i D. A. Jaffray, „The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality,“ *Medical Physics*, t. 36, br. 1, pp. 22-32, 2009.
- [55] American Association of Physicist in Medicine, „Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations,“ American Association of Physicist in Medicine, College Park, MD, 2011.
- [56] E. K. Hansen i M. Roach III, *Handbook of Evidence-Based Radiation Oncology 3rd Edition*, Cham: Springer, 2018.
- [57] J. Bokun, „Procena efekta lečenja meduloblastoma kod dece i omladine trodimenzionalnom konformalnom radioterapijom,“ Medicinski fakultet, Univerzitet u Beogradu, Beograd, 2018.
- [58] C. M. Ma i J. P. Seuntjens, „Mass-energy absorption coefficient and backscatter factor ratios for kilovoltage x-ray beams,“ *Physics in medicine and biology*, t. 44, br. 1, pp. 131-43, 1999.
- [59] P. Andreo, „Data for the dosimetry of low- and medium-energy kV x rays,“ *Physics in Medicine and Biology*, t. 64, br. 20, 2019.
- [60] D. Czarnecki, K. Zink, M. Pimpinella, J. Borbinha, P. Teles i M. Pinto, „Monte Carlo calculation of quality correction factors based on air kerma and absorbed dose to water in medium energy x-ray beams,“ *Physics in Medicine and Biology*, t. 65, br. 24, 2020.
- [61] A. Clivio, E. Vanetti, S. Rose, G. Nicolini, M. F. Belosi, L. Cozzi, C. Baltes i A. Fogliata, „Evaluation of the Machine Performance Check application for TrueBeam Linac,“ *Radiation Oncology*, t. 10, br. 97, 2015.
- [62] S. Gao, W. Du, P. Balter, P. Murano i A. Jeung, „Evaluation of IsoCal geometric calibration system for Varian linacs equipped with on-board imager and electronic portal imaging device imaging systems,“ *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, t. 15, br. 3, p. 4688, 2014.
- [63] J. Moravčević, B. M. Abdeldjalil, B. Petrović i M. Marjanović, „Comparison of isocenter verification with four different dedicated phantoms,“ u *11th AAMPMP conference proceedings*, Novi Sad, 2023.
- [64] A.-P. Ronkainen, A. Al-Gburi, T. Limatainen i H. Matikka, „A dose-neutral image quality comparison of different CBCT and CT systems using paranasal sinus imaging protocols and phantoms,“ *Eur Arch Otorhinolaryngol*, t. 279, pp. 4407-4414, 2022.

- [65] U. V. Elstrøm, L. P. Muren, J. B. B. Petersen i C. Grau, „Evaluation of image quality for different kV cone-beam CT acquisition and reconstruction methods in the head and neck region,“ *Acta Oncologica*, t. 50, pp. 908-917, 2011.
- [66] H. Precht, J. Hansson, C. Outzen, P. Hogg i A. Tingberg, „Radiographers’ perspectives’ on visual grading analysis as a scientific method to evaluate image quality,“ *Radiography*, t. 25, 2019.
- [67] P. Raina i S. K. Sahoo, „Commissioning experience of the X-ray volume imaging system of an image-guided radiotherapy capable linear accelerator,“ *Journal of Radiotherapy in Practice*, t. 20, br. 1, pp. 108-113, 2020.
- [68] J. G. Buckley, D. Wilkinson, A. Malaroda i P. Metcalfe, „Investigation of the radiation dose from cone-beam CT for image-guided radiotherapy: A comparison of methodologies,“ *Radiation Oncology Physics*, t. 19, br. 1, pp. 174-183, 2017.
- [69] D. E. Hyer, C. F. Serago, S. Kim, J. G. Li i D. E. Hintenlang, „An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems,“ *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, t. 11, br. 2, 2010.
- [70] T. Giaddui, Y. Cui, J. Galvin, Y. Yu i Y. Xiao, „Comparative dose evaluations between XVI and OBI cone beam CT systems using Gafchromic XRQA2 film and nanoDot optical stimulated luminescence dosimeters,“ *Medical Physics*, t. 40, 2013.
- [71] V. Dufek, I. Horakova i L. Novak, „Organ and effective doses from verification techniques in image-guided radiotherapy,“ *Radiation Protection Dosimetry*, t. 147, br. 1-2, pp. 277-80, 2011.
- [72] S. Deshpande, D. Dhote, K. Thakur, A. Pawar, R. Kumar, M. Kumar, M. S. Kulkarni, S. D. Sharma i V. Kannan, „Measurement of eye lens dose for Varian On-Board Imaging with different cone-beam computed tomography acquisition techniques,“ *Journal of Medical Physics*, t. 41, br. 3, pp. 177-181, 2016.
- [73] R. Palomo, M. C. Pujades, J. Gimeno-Olmos, V. Carmona, F. Lliso, C. Candela-Juan, J. Vijande, F. Ballester i J. Perez-Calatayud, „Evaluation of lens absorbed dose with Cone Beam IGRT procedures,“ *Journal of Radiological Protection*, t. 35, br. 4, 2015.
- [74] W. Mao, S. Gardner, K. C. Snyder, N. W. Wen, H. Zhong, H. Li, P. Jackson, M. Shah i I. J. Chetty, „On the improvement of CBCT image quality for soft tissue-based SRS localization,“ *Radiation Oncology Physics*, t. 19, br. 6, pp. 177-184, 2018.
- [75] H. Bahig, É. Roussin, M. Yassa, P. Vavassis, C. Lemaire, L. Archambault i D. H. A. Nguyen, „Partial kilovoltage cone beam computed tomography, complete kilovoltage cone beam computed tomography, and electronic portal images for breast radiation therapy: A dose-comparison study,“ *Practical Radiation Oncology*, t. 5, pp. 521-529, 2015.
- [76] M. Marjanovic, A. Toth, B. Petrovic i I. Gencel, „Estimation of absorbed doses to target

and healthy tissues during cone-beam CT radiotherapy imaging of the chest," *Romanian Journal of Physics*, t. 66, br. 9-10, 2021.

- [77] G. X. Ding, D. M. Duggan i C. W. Coffey, „Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy," *Medical Physics*, t. 35, br. 3, pp. 1135-44, 2008.
- [78] M. Marjanović, B. Petrović, J. Moravčević, L. Dozlija, M. Papić, M. Rakin, N. Aničić, M. Bojović i O. Ivanov, „Comparison of the CBCT imaging protocols for head and neck anatomical region with three different linear accelerators," u *11th AAMPM Conference Proceedings*, Novi Sad, 2023.
- [79] M. A. Piliero, M. Casiraghi, D. G. Bosetti, S. Cima, L. Deantonio, S. Leva, F. Martucci, M. Tettamanti, F. Pupillo, L. Bellesi, A. Richetti i S. Presilla, „Patient-based low dose cone beam CT acquisition settings for prostate image-guided radiotherapy treatments on a Varian TrueBeam linear accelerator," *British Journal of Radiology*, t. 93, br. 1115, 2020.
- [80] Public Health England, „Safer radiotherapy, Biennial radiotherapy error data analysis and learning report, Report number 7: Full radiotherapy error data analysis January 2020 to December 2021," UK Health Security Agency, London, 2022.
- [81] Public Health England, „Biennial radiotherapy error data analysis and learning report: January 2018 to December 2019 Report No. 6," Public Health England, London, 2020.
- [82] Public Health England, „Radiotherapy error and near-miss data report: December 2015 to November 2017 Report No. 5," Public Health England, London, 2019.
- [83] International Atomic Energy Agency, „Introduction of Image Guided Radiotherapy into Clinical Practice, IAEA Human Health Reports No. 16," IAEA, Vienna, 2019.
- [84] National Cancer Action Team, „National Radiotherapy Implementation Group Report Image Guided Radiotherapy," NHS, 2012.
- [85] T. R. C. o. Radiologists, „On target 2: updated guidance for image-guided radiotherapy," The Royal College of Radiologists, London, 2021.
- [86] The Royal College of Radiologists, Society and College of Radiographers i Institute of Physics and Engineering in Medicine, „On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy," The Royal College of Radiologists, London, 2008.
- [87] C. E. Agnew, C. McCallum, G. Johnston, A. Workman i D. M. Irvine, „Optimisation of Varian TrueBeam head, thorax and pelvis CBCT based on patient size," *Journal of Radiotherapy in Practice*, t. 20, br. 3, pp. 248-256, 2021.
- [88] M. Khan, N. Sandhu, M. Naeem, R. Ealden, M. Pearson, A. Ali, I. Honey, A. Webster, D. Eaton i G. Ntentas, „Implementation of a comprehensive set of optimised CBCT protocols and validation through imaging quality and dose audit," *The British Journal of Radiology*, t. 95, br. 1139, 2022.

- [89] A. Abuhaimeid i C. J. Martin, „Assessment of organ and size-specific effective doses from cone beam CT (CBCT) in image-guided radiotherapy (IGRT) based on body mass index (BMI),“ *Radiation Physics and Chemistry*, t. 208, br. 110889, 2023.
- [90] A. Bryce-Atkinson, R. De Jong, T. Marchant, G. Whitfield, M. C. Aznar, A. Bel i M. van Herk, „Low dose cone beam CT for paediatric image-guided radiotherapy: Image quality and practical recommendations,“ *Radiotherapy and Oncology*, t. 163, br. 68-75, 2021.
- [91] J. D. Mathews, A. V. Forsythe, Z. Brady, M. W. Butler, S. K. Goergen, G. B. Byrnes, G. G. Giles, A. B. Wallace, P. R. Anderson, T. A. Guiver, P. McGale, T. M. Cain, J. G. Dowty, A. C. Bickerstaffe i S. C. Darby, „Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians,“ t. 346, p. f2360, 2013.
- [92] M. S. Pearce, J. A. Salotti, M. P. Little, K. McHugh, C. Lee, K. P. Kim, N. L. Howe, C. M. Ronckers, P. Rajaraman, A. W. Craft, L. Parker i A. B. de González, „Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study,“ *Lancet*, t. 380, pp. 499-505, 2012.
- [93] Y. Dzierma, K. Mikulla, P. Richter, K. Bell, P. Melchior, F. Nuesken i C. Rube, „Imaging dose and secondary cancer risk in image-guided radiotherapy of pediatric patients,“ *Radiation Oncology*, t. 13, br. 168, 2018.
- [94] Netherlands Cancer Institute, „XVI Protocols: Netherlands Cancer Institute,“ Netherlands Cancer Institute, 2022.
- [95] J. D. Fontenot, H. Alkhatib, J. A. Garrett, A. R. Jensen, S. P. McCullough, A. J. Olch, B. C. Parker, C.-C. J. Yang i L. A. Fairbrent, „AAPM Medical Physics Practice Guideline 2.a: Commissioning and quality assurance of X-ray-based image-guided radiotherapy systems,“ *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, t. 15, br. 1, pp. 3-13, 2014.
- [96] „Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini,“ Sl. glasnik RS, br. 1/2012, Beograd, 2012.
- [97] J. De Cock, F. Zanca, J. Canning, R. Pauwels i R. Hermans, „A comparative study for image quality and radiation dose of a cone beam computed tomography scanner and a multislice computed tomography scanner for paranasal sinus imaging,“ *European Radiology*, t. 25, pp. 1891-1900, 2015.
- [98] T. E. Marchant i K. D. Joshi, „Comprehensive Monte Carlo study of patient doses from cone-beam {CT} imaging in radiotherapy,“ *Journal of Radiological Protection*, t. 37, br. 1, pp. 13-30, 2016.

11. Prilog 1

Međunarodni upitnik na engleskom jeziku, napravljen u sklopu radne grupe WG 12, a u saradnji sa radnim grupama WG 6 i WG 9, Evropske grupe za dozimetriju zračenja (engl. *The European Radiation Dosimetry Group – EURADOS*). Takođe u saradnji sa Međunarodnom agencijom za atomsku energiju i Evropske alijanse za istraživanje zaštite od medicinskog zračenja (engl. European Alliance for Medical Radiation Protection Research – EURAMED), sprovodi studiju za procenu prakse snimanja i rezultujućih doza za pacijenata iz snimanja u radioterapiji vođenom slikom. Upitnik ima opšti deo i konkretnija pitanja o tehničkim parametrima uređaja za snimanje.

1	Number of machines (like linacs) within hospital with/without in-room IGRT capability?	with IGRT:	without IGRT:	Comment:					
2	List RT machine types within hospital? (If you have more machines than listed here, please list all of them)		machine 1	machine 2	machine 3	machine 4	machine 5		
		Manufacturer							
		Model							
		Year of installation							
		What in-room IGRT you have on machine (ultrasound, surface-guided, planar (kV, MV), kV CBCT or MV CBCT, CT on-rails, others)							
		What in-room IGRT you currently use on machine							
	Comment:								
3	Do you treat pediatric patients?	a) YES b) NO If YES, do you have specific imaging protocol for pediatric patients? A) YES b) NO							
4	Please answer question on imaging QA.	Do you perform imaging QA? A) YES b) NO							
		What kind of tests do you perform?							
		a) What is frequency of tests?							
		b) List some type of tests with its equipment:							
5	Do you record dose from in-room IGRT?	a) YES b) NO							
		If YES, how do you record it?							
		a) from display- What do you record?							
		b) measure- Do you measure CTDI, absorbed dose or other?							
6	Do you verify with measurements the accuracy of the imaging dose display provided by your equipment?	a) YES b) NO							
		If YES, can you provide details on dosimetry approach used (e.g. CTDI phantom/CTDI ionization chamber or other)?							
7	Do you have national imaging protocol-type of imaging, imaging frequency, imaging parameters?	a) YES b) NO							
		If YES, would you be willing to provide data? (give link or send attached)							
8	Would you be willing to answer additional question related to frequency of pre-treatment imaging, type of protocols used, measuring dose, and support initiative to globally optimize dose from imaging in RT	a) YES b) NO							

		1st machine type, name it:		
		1st treated site, name:	2nd treated site, name:	3rd treated site, name:
What imaging type you usually use for that site?		a)planar kV b)planar MV c)planar kV/MV d)kV CBCT e)MV CBCT f)other:_____	a)planar kV b)planar MV c)planar kV/MV d)kV CBCT e)MV CBCT f)other:_____	a)planar kV b)planar MV c)planar kV/MV d)kV CBCT e)MV CBCT f)other:_____
Which frequency of imaging you usually use for that site?		a)when you use it: before, during, after treatment, other:_____	a)when you use it: before, during, after treatment, other:_____	a)when you use it: before, during, after treatment, other:_____
		b)how often you use it: in every fraction, 1-3 fractions then once per week, other: _____	b)how often you use it: in every fraction, 1-3 fractions then once per week, other: _____	b)how often you use it: in every fraction, 1-3 fractions then once per week, other: _____
If you use planar kV and/or MV imaging , please answer next question about imaging parameters (Most of these parameters are available from the console during imaging or from the service mode):	version of kV and MV system:			
	AP kV and mAs			
	Lat kV and mAs			
	Oblique kV and mAs			
	filters:			
	Is planar MV imaging field part of the treatment field or separate MV field?			
	If separate, MV MU			
	If separate, MV energy			
	Do you adjust jaw/blade settings for kV system?			
	Field size for kV imaging at isocenter [cm]			
	Do you adjust jaw/blade settings for separate MV images?			
	Field size for MV imaging at isocenter [cm] (example PTV + x cm)? What is x?			
	What imaging protocol do you use?	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____
Do you take imaging dose into account?				

<p>If you use kV CBCT, please answer next question about imaging parameters (Most of these parameters are available from the console during imaging or from the service mode):</p>	version:			
	x-ray tube voltage [kV]			
	x-ray tube current [mA]			
	ms per frame or pulse length [ms]			
	Exposure [mAs]			
	Frame rate [fps]			
	Gantry speed [deg/min or deg/s]			
	No. of frames/projections			
	Fan angle (deg)			
	FOV at isocenter [cm]			
	Aquisition time [s]			
	Filter(e.g. half fan/full fan/flat/F0/F1, Titanium or other)			
	Length of radiation field [cm]			
	Length of the imaged region (cm)			
	Start and stop X ray rotation angles [deg]			
	Isocenter to detector distance (cm)			
	Focus to center of radiation distance [cm]			
	Dose factor [mGy/100mAs]			
	Please enter size of CTDI phantom (10cm, 16cm or 32cm)			
	CTDI [cGy or mGy]			
Do you adjust jaw/blade settings ? (Please note that possibility depends on manufacturer.)				
What imaging protocol do you use?	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____	
Do you take imaging dose into account?				
<p>If you use MV CBCT, please answer next question about imaging parameters:</p>	version:			
	MV MU			
	MV energy			
	Did you commissioned imaging energy?			
	Do you adjuste jaw/blade settings?			
	What imaging protocol do you use?	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____	a) Vendor supplied b) optimized on site c)other:_____
	Do you take imaging dose into account?			
Comment:				

Biografija



Milana Marjanović je rođena 05. Decembra 1992. godine u Somboru. Po završetku srednje medicinske škole “Dr Ružica Rip” u Somboru, 2011. godine upisuje Prirodno-matematički fakultet, Univerziteta u Novom Sadu. Diplomirala je 2015. godine na smeru diplomirani fizičar-medicinska fizika i iste godine upisuje master studije fizika-medicinska fizika na istom fakultetu. Odbranom master rada pod nazivom „Implementacija sistema kontrole kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti“ 2017. godine završava master studije fizika-medicinska fizika. Od februara 2016. godine zaposlena je na Institutu za onkologiju Vojvodine, na Klinici za radijacionu onkologiju, na Odeljenju za medicinsku fiziku i kvalitet

radioterapije. Opis posla obuhvata planiranje spoljašnjeg radioterapijskog tretmana i brahiterapije, dozimetrija linearnih akceleratora i kalibracija ^{192}Ir izvora, kontrola kvaliteta linearnih akceleratora, CT-simulatora, brahiterapije i ostale opreme, pacijent-specifična kontrola kvaliteta i drugo. Prijemno testiranje i komisioniranje svih trenutnih linearnih akceleratora (Elekta Versa HD, Varian TrueBeam, Varian VitalBeam, Varian Edge, Varian Halcyon) za Monaco i Eclipse sisteme za planiranje. Pisanje i implementacija kliničkih protokola. Konsultacije vezane za celo radioterapijski proces rada, od CT za planiranje, do isporuke tretmana.

Završila je specijalizaciju iz medicinske fizike na Medicinskom fakultetu, Univerziteta u Novom Sadu 2021. godine.

Član je Udruženja medicinskih fizičara Srbije, Evropskog udruženja za terapijsku radiologiju i onkologiju (ESTRO), Evropske federacije organizacije medicinskih fizičara (EFOMP). Član je Komiteta za komunikaciju i publikaciju EFOMP novina. Član je Komiteta young ESTRO i Komiteta young EFOMP. Bila je član naučnog komiteta The 11th Alpe-Adria Medical Physics Meeting, održanog u Novom Sadu, Srbija.

Autor i koautor je više radova u međunarodnim časopisima, kao i ostalim saopštenjima.

Do danas, je učestvovala na više trening kurseva, bolničkih poseta i konferencija održanih u državi i inostranstvu, od koji su izdvojeni sledeći, koji se odnose na IGRT:

- The 11th Alpe-Adria Medical Physics Meeting, Novi Sad, Srbija, gde je dobila drugu nagradu za najbolji rad pod nazivom „Comparison of the CBCT imaging protocols for head and neck anatomical region with three different linear accelerators“
- ESTRO course “Imaging for Physicist”, 2021., online
- ESTRO course “Comprehensive Quality Management in Radiotherapy: Quality Assessment and Improvement”, 2021. online
- IAEA ONLINE COURSE- Image-guided radiotherapy, 2020., online
- Regional Hands-on Training Course on Image Guided Radiation Therapy (IGRT), Haarlem, Netherlands, 2019.

Tokom doktorskih studija, Milana je bila angažovana kao istraživač saradnik na predmetu Fizičke osnove radioterapije.

Овај Образац чини саставни део докторске дисертације, односно докторског уметничког пројекта који се брани на Универзитету у Новом Саду. Попуњен Образац укоричити иза текста докторске дисертације, односно докторског уметничког пројекта.

План третмана података

Назив пројекта/истраживања
Оптимизација протокола за kV имицинг система различитих акцелератора у радиотерапији заснована на мерењима дозе у антропоморфним фантомима
Назив институције/институција у оквиру којих се спроводи истраживање
а) Институт за онкологију Војводине б) в)
Назив програма у оквиру ког се реализује истраживање
Докторске студије (доктор наука – физика), докторска дисертација
1. Опис података
1.1 Врста студије <i>Укратко описати тип студије у оквиру које се подаци прикупљају</i> У овој докторској дисертацији обрађена је проблематика везана оптимизацију ИГРТ протокола у радиотерапији, који се састоји од контроле квалитета два типа имицинг система и оптимизације на основу мерења апсорбоване дозе у антропоморфним фантомима. Кроз целокупну докторску дисертацију дат је преглед ИГРТa, као и смернице за контролу квалитета и оптимизације ИГРТa.
1.2 Врсте података а) <u>квантитативни</u> б) <u>квалитативни</u>
1.3. Начин прикупљања података а) анкете, упитници, тестови б) клиничке процене, медицински записи, електронски здравствени записи в) генотипови: навести врсту _____

- г) административни подаци: навести врсту _____
- д) узорци ткива: навести врсту _____
- ђ) снимци, фотографије: навести врсту _____ слике фантома и опреме _____
- е) текст, навести врсту секундарни извори података (научни радови, студије, књиге, докторске дисертације)
- ж) мапа, навести врсту _____
- з) остало: описати _____

1.3 Формат података, употребљене скале, количина података

1.3.1 Употребљени софтвер и формат датотеке:

- а) Excel фајл, датотека .xlsl _____
- б) SPSS фајл, датотека _____
- в) PDF фајл, датотека .pdf _____
- г) Текст фајл, датотека .docx _____
- д) JPG фајл, датотека .jpg i .png _____
- е) Остало, датотека _____

1.3.2. Број записа (код квантитативних података)

- а) број варијабли ____ два типа
акцелератора _____
- б) број мерења (испитаника, процена, снимака и сл.) _____ велики број _____

1.3.3. Поновљена мерења

- а) да
- б) не

Уколико је одговор да, одговорити на следећа питања:

- а) временски размак између поновљених мера је један дан или више _____
- б) варијабле које се више пута мере односе се на различите услове снимања
- в) нове верзије фајлова који садрже поновљена мерења су именоване као у складу са условима мерења

Напомене: _____

Да ли формати и софтвер омогућавају дељење и дугорочну валидност података?

а) Да

б) Не

Ако је одговор не, образложити _____

2. Прикупљање података

2.1 Методологија за прикупљање/генерисање података

2.1.1. У оквиру ког истраживачког нацрта су подаци прикупљени?

а) експеримент, навести тип _____ лабораторијски експеримент

б) корелационо истраживање, навести тип _____

ц) анализа текста, навести тип научни радови, студије, књиге, докторске дисертације

д) остало, навести шта _____

2.1.2 *Навести врсте мерних инструмената или стандарде података специфичних за одређену научну дисциплину (ако постоје).*

јонизационе коморе и електрометри

2.2 Квалитет података и стандарди

2.2.1. Третман недостајућих података

а) Да ли матрица садржи недостајуће податке? Да Не

Ако је одговор да, одговорити на следећа питања:

а) Колики је број недостајућих података? _____

б) Да ли се кориснику матрице препоручује замена недостајућих података? Да Не

в) Ако је одговор да, навести сугестије за третман замене недостајућих података

2.2.2. На који начин је контролисан квалитет података? Описати

Евалуацијом од стране менотра докторске дисертације, и статистичким прорачунима.

2.2.3. На који начин је извршена контрола уноса података у матрицу?

Визуелном опсервацијом праћеном когнитивним процесима, статистичком обрадом података и поређењем са стручном литературом .

3. Третман података и пратећа документација

3.1. Третман и чување података

3.1.1. Подаци ће бити депоновани у репозиторијум докторских дисертација Универзитета у Новом Саду..

3.1.2. URL адреса <https://cris.uns.ac.rs/searchDissertations.jsf>

3.1.3. DOI _____

3.1.4. Да ли ће подаци бити у отвореном приступу?

- a) Да
- б) Да, али после ембарга који ће трајати до _____
- в) Не

Ако је одговор не, навести разлог _____

3.1.5. Подаци неће бити депоновани у репозиторијум, али ће бити чувани.

Образложење

3.2 Метаподаци и документација података

3.2.1. Који стандард за метаподатке ће бити примењен? _____

3.2.1. Навести метаподатке на основу којих су подаци депоновани у репозиторијум.

Ако је потребно, навести методе које се користе за преузимање података, аналитичке и процедуралне информације, њихово кодирање, детаљне описе варијабли, записа итд.

3.3 Стратегија и стандарди за чување података

3.3.1. До ког периода ће подаци бити чувани у репозиторијуму? Трајно архивирани.

3.3.2. Да ли ће подаци бити депоновани под шифром? Да Не

3.3.3. Да ли ће шифра бити доступна одређеном кругу истраживача? Да Не

3.3.4. Да ли се подаци морају уклонити из отвореног приступа после извесног времена?

Да Не

Образложити

4. Безбедност података и заштита поверљивих информација

Овај одељак МОРА бити попуњен ако ваши подаци укључују личне податке који се односе на учеснике у истраживању. За друга истраживања треба такође размотрити заштиту и сигурност података.

4.1 Формални стандарди за сигурност информација/података

Истраживачи који спроводе испитивања с људима морају да се придржавају Закона о заштити података о личности (https://www.paragraf.rs/propisi/zakon_o_zastiti_podataka_o_licnosti.html) и одговарајућег институционалног кодекса о академском интегритету.

4.1.2. Да ли је истраживање одобрено од стране етичке комисије? Да Не

Ако је одговор Да, навести датум и назив етичке комисије која је одобрила истраживање

4.1.2. Да ли подаци укључују личне податке учесника у истраживању? Да Не

Ако је одговор да, наведите на који начин сте осигурали поверљивост и сигурност информација везаних за испитанике:

- а) Подаци нису у отвореном приступу
 - б) Подаци су анонимизирани
 - ц) Остало, навести шта
-
-

5. Доступност података

5.1. Подаци ће бити

- а) јавно доступни
- б) доступни само уском кругу истраживача у одређеној научној области
- ц) затворени

Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести под којим условима могу да их користе:

Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести на који начин могу приступити подацима:

5.4. Навести лиценцу под којом ће прикупљени подаци бити архивирани.

Ауторство

6. Улоге и одговорност

6.1. Навести име и презиме и мејл адресу власника (аутора) података

Милана Марјановић, milana.marjanovic92@gmail.com

6.2. Навести име и презиме и мејл адресу особе која одржава матрицу с подацима

Милана Марјановић, milana.marjanovic92@gmail.com

6.3. Навести име и презиме и мејл адресу особе која омогућује приступ подацима другим истраживачима

Милана Марјановић, milana.marjanovic92@gmail.com