



UNIVERZITET U BANJOJ LUCI
MEDICINSKI FAKULTET

Goran Kolarević

**DOZIMETRIJSKA VERIFIKACIJA
KLINIČKOG SISTEMA ZA PLANIRANJE
RADIOTERAPIJE**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Banja Luka, 2021. godine



UNIVERSITY OF BANJA LUKA
FACULTY OF MEDICINE

Goran Kolarević

**DOSIMETRIC VERIFICATION OF
CLINICAL RADIOTHERAPY
TREATMENT PLANNING SYSTEM**

DOCTORAL DISSERTATION

Banja Luka, 2021.

MENTOR: Akademik Prof. dr Dragoljub Mirjanić, redovni profesor, Medicinski fakultet, Univerzitet u Banjoj Luci.

NASLOV: Dozimetrijska verifikacija kliničkog sistema za planiranje radioterapije.

REZIME:

Moderna radioterapija (RT) danas predstavlja tehničko-tehnološki najsloženiju medicinsku disciplinu, gde se jonizujuće zračenje koristi kao lek u lečenju malignih bolesti. Uz pomoć savremene tehnologije, zračenje se precizno aplikuje na volumen tkiva u kome se nalaze tumorske ćelije sa ciljem trajnog uništenja, dok se nastoji da se okolno zdravo tkivo maksimalno poštedi.

Ova dozimetrijska studija se bazira na tzv. *End-to-End* testu, koji pomoću heterogenog fantoma *Thorax 002LFC*, dimenziono i anatomski simulirajući ljudski toraks, kontroliše tačnost svih bitnih karika u RT lancu.

Osnovni ciljevi ove dozimetrijske studije su bili istražiti da li postoji značajna razlika u: a) dozimetrijskoj kalkulaciji sistema za planiranje radioterapije (TPS) u odnosu na vrednosti dobijene merenjem u fantomu na medicinskom linearnom akceleratoru (Linak) za 3D konformalnu (3DCRT), intenzitetom modulisanu (IMRT) i zapreminski modulisanu lučnu (VMAT) radioterapijsku tehniku zračenja, b) tačnosti dozimetrijskog proračuna između kalkulacionih algoritama *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) i *Acuros XB* u različitim tkivima i energijama fotonskih snopova (6 MV i 16 MV), c) konverzionim krivama dobijenim CIRS 062M pelvis i *Thorax 002LFC* fantomima, pri istim kondicijama kompjuterizovane tomografije (CT) - simulatora.

Navedeni *Thorax* fantom je skeniran na CT simulatoru, na osnovu čega su napravljeni RT planovi u TPS-u, te je ozračen i izmerene su apsolutne doze na Linaku.

Provedenim istraživanjem dobijena je potvrda ispravnog računanja doze TPS-a u odnosu na pacijentu Linakom isporučenu. Dokazano je da postoji značajna razlika relativnih grešaka između fotonskih snopova, tj. TPS preciznije računa RT tretmane sa 6 MV u odnosu na 16 MV. Utvrđena je statistički značajno manja relativna greška kod AAA vs *Acuros XB*, za kost. CT konverziona krive zavise od napona u CT cevi, a fantom *Thorax 002LFC* može se koristiti za kontrolu CT konverziona krive (kao deo kontrole kvaliteta, *End-to-End* testa).

U kliničkoj praksi pacijenti na CT simulatoru trebaju se snimati samo na naponu CT cevi na kom je urađena konverzionna kriva (Haunsfeldove jedinice (HU) u relativnu elektronsku gustinu (RED)), uneta u TPS. Trebalo bi razmotriti mogućnosti da RT TPS, za jedan CT simulator ima opciju sa više konverzionih krivih, za različite napone CT

cevi, prečnika CT rekonstruisanog vidnog polja (FOV) i dimenzije lokalizacije koja se snima.

Ključne reči: CT simulator, CT kalibraciona kriva, heterogeni fantom, TPS, *End-to-End* test, kalkulatorni algoritmi.

Naučna oblast: Biofizika.

Naučno polje: Medicinska fizika.

Klasifikaciona oznaka prema Cerif šifarniku za naučnu oblast: B-140

Tip odabrane licence Kreativne zajednice: Autorstvo nekomercijalno (CC BY-NC)

SUPERVISOR: Academic prof. dr Dragoljub Mirjanić, full professor, Faculty of Medicine, University of Banja Luka.

TITLE: Dosimetric Verification of Clinical Radiotherapy Treatment Planing Systems

SUMMARY:

Modern radiotherapy (RT) today is technically and technologically the most complex medical discipline where ionizing radiation is used as a medicine in the treatment of malignant diseases. With the help of modern technology, radiation is precisely applied to the volume of tissue in which tumor cells are located with the aim of permanent destruction, while striving to save the surrounding healthy tissue as much as possible.

This dosimetric study is based on the so-called End-to-End test, which uses the heterogeneous phantom Thorax 002LFC, which dimensionally and anatomically simulates the human thorax, to control the accuracy of all-important links in the RT chain.

The main objectives of this dosimetric study were to investigate whether there is a significant difference in: a) dosimetric calculation of radiotherapy planning system (TPS) in relation to the values obtained by measuring in a phantom on a medical linear accelerator (Linak) for 3D conformal (3DCRT), intensity modulated (IMRT) and volume modulated arc (VMAT) radiotherapy technique, b) accuracy of dosimetric calculation between calculation algorithms Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) and Acuros XB in different tissues and energies of photon beams (6 MV and 16 MV), c) conversion curve obtained by CIRS 062M pelvis and Thorax 002LFC phantoms, at the same conditions of computed tomography (CT) - simulator.

We scanned the Thorax phantom on a CT simulator, on the basis of which RT plans were made in TPS and irradiated it and measured the absolute doses on Linak.

The conducted research confirmed the correct TPS calculation of the dose in relation to the patient delivered with Linak. We have proved that there is a significant difference in relative errors between photon beams, ie TPS more accurately calculates RT treatments with 6 MV compared to 16 MV. We found a statistically significantly smaller relative error in AAA vs Acuros XB, for bone. CT conversion curves depend on the CT tube voltage and the phantom Thorax 002LFC can be used to control the CT conversion curve (as part of the quality control, End-to-End test).

In clinical practice, patients on a CT simulator should be imaged only at the voltage of the CT tube on which the conversion curve was done, Hounsfield units (HU) to relative electron density (RED) and entered into the TPS. Possibilities should be considered that the RT TPS, for one CT simulator, has an option with multiple conversion curves, for different CT tube voltages, the diameter of the reconstructed field of view (FOV) and the dimensions of the localization being recorded.

Keywords: CT simulator, CT conversion curve, heterogeneous phantom, TPS, End-to-End test, calculation algorithms.

Scientific field: Biophysics.

Research field: Medical physics.

Classification CERIF mark: B-140

Type of Creative Commons license: Authorship – noncommercial (CC BY-NC)

Zahvalnica

Želim se posebno zahvaliti ljudima bez čije nesebične podrške i pomoći ne bi došlo do realizacije ovog rada:

mentoru akademiku prof. dr Dragoljubu Mirjaniću,

komentoru doc. dr Dušanu Mileusniću i

prof. dr Dubravku Bokonjiću.

Izuzetnu zahvalnoost na svesrdnoj podršci dugujem rukovodstvu i kolegama ustanove u kojoj sam zaposlen, IMC Affidea - Banja Luka.

KORIŠĆENE SKRAĆENICE

RT-radioterapija

PTV-ciljni volumen za planiranje radioterapije (*treatment planning volume*)

OAR-organ od rizika (*organs at risk*)

Linak-medicinski linearni akcelerator

TPS-sistem za planiranje radioterapije (*treatment planning system*)

CT-kompjuterizovana tomografija

3DCRT-trodimenziona konformalna radioterapija

IMRT-intenzitetom modulirana radioterapija

VMAT-zapreminski modulirana lučna radioterapija

MR-magnetna rezonanca

PET-pozitronska emisiona tomografija

MU-monitorska jedinica

HU-Hounsfieldova jedinica

EM-elektromagnetno zračenje

Z-atomski broj

RED-relativna elektronska gustina

EBRT-radioterapija eksternim jonizujućim zračenjem

FOV-prečnik CT rekonstruisanog vidnog polja

AAA-analički anizotropni algoritam

Acuros XB- kalkulacioni algoritam

QA-osiguranje kvaliteta

QC-kontrola kvaliteta

TERMA-ukupna energija oslobođena po jedinici mase

KERNEL-funkcija prostiranja apsorbirane doze

MLC-multilamelarni kolimator

SD-standardna devijacija

ROI-region od interesa

SSD-distanca 100 cm između površine kože i izvora X zraka.

SAD-izocentrična tehnika

FS-dimenzije (x, y) zračnog polja

IAEA-međunarodna agencija za atomsku energiju

TRS-serija tehničkih izveštaja

SE-standardna greška

CI-interval pouzdanosti

FF-ravnajući filter

LBTE-linearna Bolcmanova transportna jednačina

Sadržaj

1. Uvod	1
1.1. Vrste jonizujućeg zračenja.....	5
1.1.1. Fotonsko zračenje	5
1.1.1.1. Zakočno (X) zračenje	6
1.1.2. Prolazak X zraka kroz materiju.....	7
1.1.3. Karakteristike snopa X zračenja	7
1.2. Atenuacija fotonskog snopa.....	9
1.2.1. Koeficijent slabljenja (atenuacije) snopa	10
1.3. Interakcije fotona sa materijom	11
1.3.1. Fotoelektrični efekat	12
1.3.2. Rasejanje gama zračenja na slobodnom i vezanom elektronu.....	13
1.3.2.1. Tomsonovo rasejanje.....	13
1.3.2.2. Rejljevo rasejanje	14
1.3.2.3. Komptonovo rasejanje.....	14
1.3.3. Stvaranje para pozitron–elektron	15
1.3.4. Opšta priroda interakcije gama zračenja sa materijom	16
1.4. Haunsfildove jedinice (CT broj).....	18
1.5. HU-RED konverzionna kriva	19
1.6. <i>End-to-End</i> test (kontrola kvaliteta u RT)	20
2. Ciljevi istraživanja.....	24
2.1. Osnovni ciljevi istraživanja	24
2.2. Ostali ciljevi istraživanja	24
3. Hipoteze	25
4. Materijal i metode	26

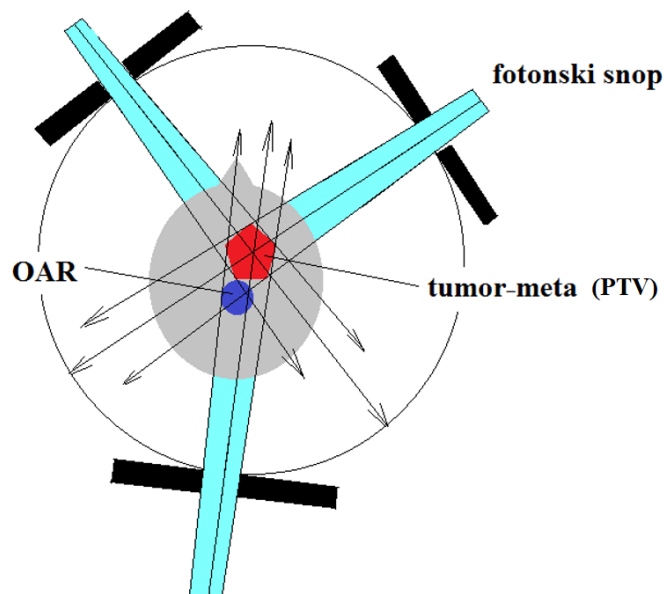
4.1. Fantomi	26
4.1.1. CIRS 062M fantom.....	26
4.1.2. CIRS Thorax 002LFC fantom	27
4.2. Skeniranje fantoma na CT simulatoru	28
4.3. Kreiranje kliničkih RT planova za dozimetrijska merenja	30
4.4. Merenja na Linaku.....	34
4.4.1. Merenje apsorbovane doze u Thorax 002LFC fantomu.	35
4.5. Veličina uzorka.....	36
4.6. Statistička analiza	38
4.6.1. CT-RED konverzionih krivih	38
4.6.2. Merenja na Linaku	38
4.7. Kalkulacioni algoritmi za planiranje tretmana u radioterapiji	39
4.7.1. Algoritmi zasnovani na korekcionim faktorima	40
4.7.2. Algoritmi zasnovani na modeliranju.....	41
4.7.3. AAA i Acuros XB kalkulacioni algoritmi	44
4.7.3.1. Analitički Anizotropni Algoritam (AAA).....	44
4.7.3.1.1. Fizički parametri u proračunu doze	45
4.7.3.1.2. Kliničko modeliranje fotonskog snopa.....	48
4.7.3.1.3. Zapreminski proračun doze	50
4.7.3.1.4. Kalkulacija Doze	52
4.7.3.2. Acuros XB (External Beam Algorithm).....	52
5. Rezultati	54
5.1. Zavisnost CT-RED krive od napona u CT rendgenskoj cevi i FOV-a.....	54
5.2. Zavisnost CT-RED krive od dimenzija fantoma	60
5.3. Korelacija CT konverzionih krivih za 062M pelvis i Thorax 002LFC fantome ..	64
5.4. Dozimetrijska merenja na Linacima sa fantomom Thorax 002LFC ozračenim kliničkim RT planovima.....	66

6. Diskusija.....	74
6.1. Zavisnost CT-RED krive od napona u CT rendgenskoj cevi i FOV-a.....	74
6.2. Zavisnost CT-RED krive od dimenzija fantoma	74
6.3. Korelacija CT konverzionih krivih za 062M pelvis i Thotrax002LFC fantome .	75
6.4. Dozimetrijska merenja na Linacima sa fantomom Thorax 002LFC ozračenim kliničkim RT planovima.....	75
7. Zaključak	78
Prilog A	79
Prilog B	86
Literatura	92

1. Uvod

Osnovni modaliteti lečenja onkoloških pacijenata su: hirurgija, hemoterapija i radioterapija. U zavisnosti od brojnih kliničkih parametara, primenjuju se simultano ili sekvencijalno. Procena je da oko 50 % onkoloških pacijenata dobija radioterapiju.

Na nivou tehnološke kompleksnosti i kliničke primene tehnički savremene opreme, radioterapija (RT) danas predstavlja zahtevnu medicinsku disciplinu. U lečenju malignih bolesti radioterapijom, jonizujuće zračenje se koristi kao lek koji se uz pomoć savremenih radioterapijskih aparata i odgovarajućih tehnika zračenja, precizno “dozira” i usmerava na ciljni volumen, odnosno volumen tkiva u kome se nalaze tumorske ćelije sa ciljem njihovog trajnog uništenja. Preciznim usmeravanjem zračnog snopa na tumor, nastoji se da što manji deo okolnog zdravog tkiva primi dozu zračenja koja bi mogla da dovede do pojave komplikacija (slika 1). Kvalitet (vrsta i energija fotonskog snopa) i kvantitet (apsorbovana doza) jonizujućeg zračenja, kao leka koji se daje pacijentu, moraju se stalno kontrolisati jer se efikasnost radioterapije postiže i održava aplikovanjem precizno određene doze određenog kvaliteta jonizujućeg zračenja u ciljni volumen za planiranje radioterapije (PTV), sa precizno definisanim granicama radiotolerancije okolnih organa od rizika (OAR).



Slika 1. Primer rasporeda zračnih polja sa volumenom mete i OAR.

Razvoj radarske tehnologije, omogućio je konstruisanje linearnih akceleratora i njihovu primenu u medicini (slika 2). Tehničke karakteristike medicinskih linearnih akceleratora (Linak), omogućile su generisanje više energija megavoltažnih (MV) fotonskih (X-zraci) i elektronskih snopova (MeV), a time i efikasno sprovođenje radioterapije za sve tumorske lokalizacije.



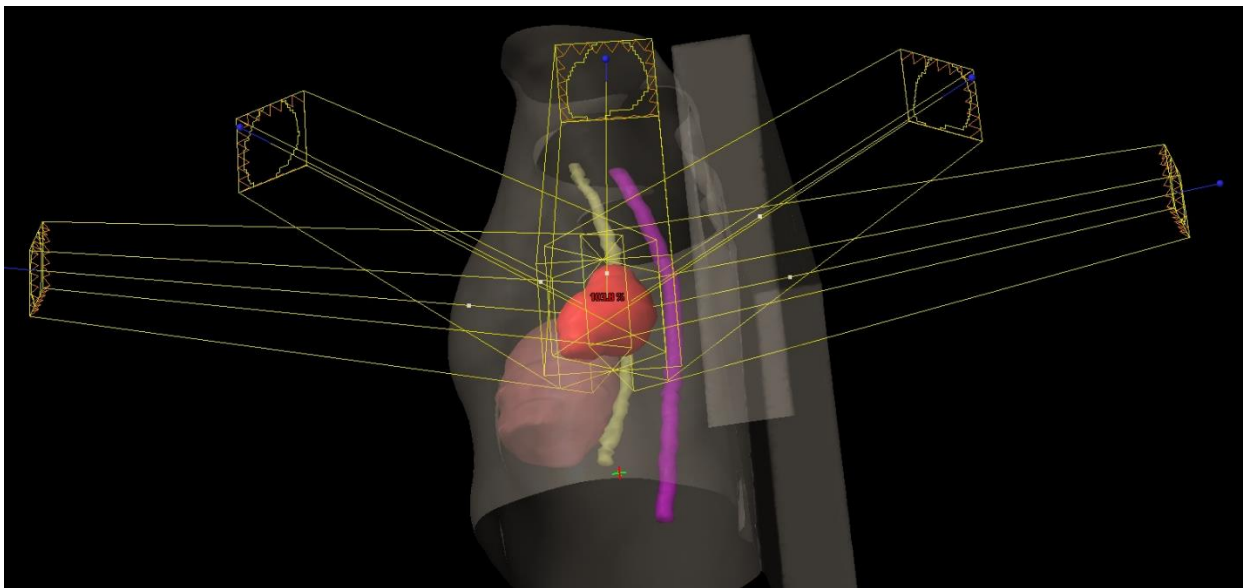
Slika 2. Linearni akcelerator Varian DHX (radioterapija IMC-Affidea, Banja Luka).

Brzi razvoj kompjuterske tehnologije i njena primena u radioterapiji doveli su, u poslednjim decenijama prošlog veka, do konstruisanja novih generacija kompjuterskih sistema za planiranje radioterapije (TPS), što je, uz primenu savremenih (spiralnih) aparata za kompjuterizovanu tomografiju (CT), omogućilo kvalitetnije ali i kompleksnije planiranje radioterapije (slika 3).



Slika 3. Radioterapijski CT simulator GE Light Seed (IMC-Affidea, Banja Luka).

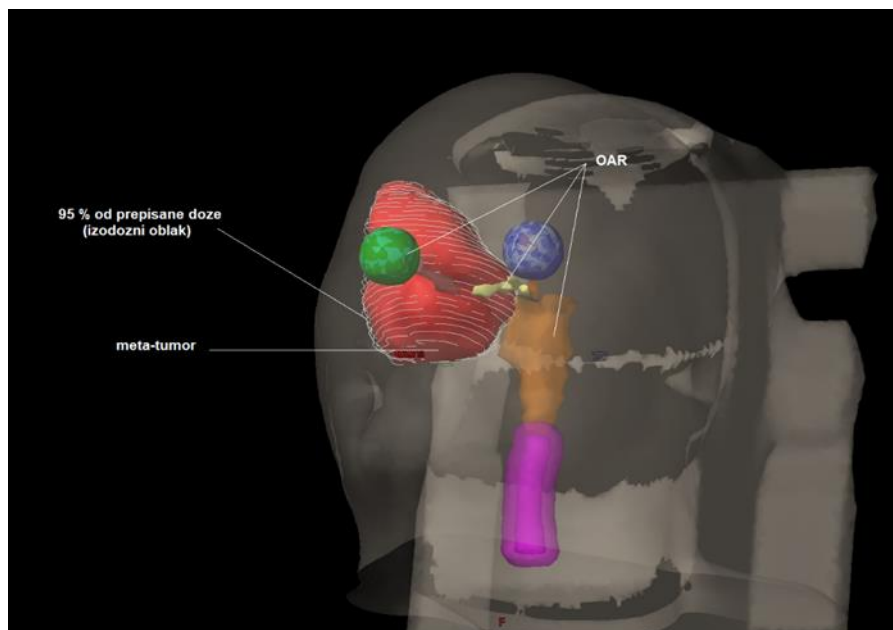
To je bila osnova za uvođenje koncepta trodimenzionalne konformalne radioterapije (3DCRT), zasnovane na CT imidžingu i volumnom (3D) planiranju zračenja, kojim se oblik zračnog polja i zapreminska distribucija doze prilagođavaju (konformiraju) nepravilno oblikovanom ciljnom volumenu (slika 4). Za 3D planiranje najkompleksnijih tehnika zračenja, intenzitetom modulisanom radioterapiji (IMRT) i zapreminski modulisanom lučnoj terapiji (VMAT), danas se često primenjuje softverska fuzija više imidžing metoda kao što su CT i magnetna rezonanca (MR) ili CT i pozitronska emisija tomografija (PET). Time je omogućeno preciznije konturisanje ciljnih volumena kao i preciznije sprovođenje RT tretmana.



Slika 4. Prostorni raspored IMRT tehnike, gde je oblik zračnog polja prostorno prilagođen ciljnom volumenu - tumoru.

Planiranje zračnog tretmana je kompleksan proces koji se sastoji iz više faza. Radijacioni onkolog definiše anatomske strukture pacijenta (na osnovu serije CT preseka), tumor i okolne zdrave organe koji se mogu naći u zračnom polju. Planiranje zračnog tretmana počinje definisanjem geometrije fotonskih snopova, na osnovu čega TPS računa volumnu izodoznu distribuciju u pacijentu, sa ciljem preciznog ozračivanja tumora, uz postedu okolnih OAR (slika 5). Osoba koja planira zračni tretman (medicinski fizičar), može plan dodatno optimalizovati menjanjem više geometrijskih i dozimetrijskih parametara: ugla zračnog polja, energije zračenja, težinskog faktora

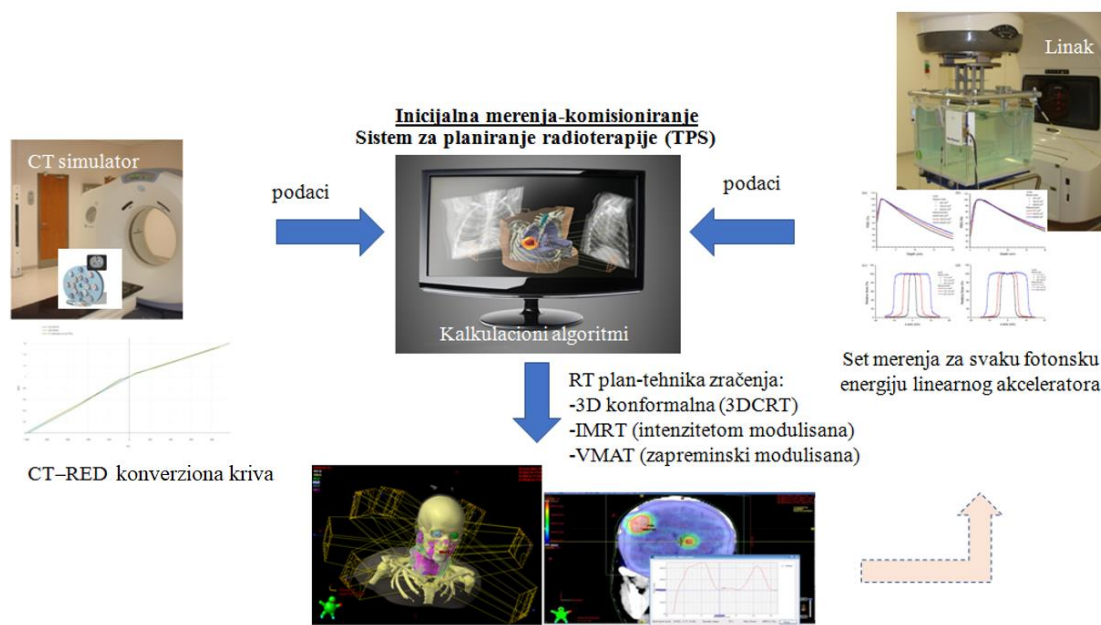
polja, dok je konačni rezultat planiranja dobijanje optimalne izodozne distribucije u pacijentu kao i određenog broja monitorskih jedinica (MU) za svako zračno polje.



Slika 5. Prostorno konformiranje prepisane doze ciljnom volumenu-tumoru u Varian Eclipse TPS, VMAT tehnikom zračenja.

Dubinske doze, profili zračnih snopova i drugi podaci sa Linaka, kao i podaci sa CT (kalibracione krive), su karakteristični samo za određeni Linak (energiju) i CT koji se koriste u određenoj ustanovi u kliničkoj praksi. Kalkulacija MU se sprovodi u sistemu za planiranje RT, na bazi seta pomenutih podataka.

Procedura merenja svih neophodnih podataka (komisioniranje) za Linak je složen i vremenski vrlo zahtevan proces, a sastoji se od velikog broja izmerenih podataka, te je realno moguće napraviti grešku i pogrešan podatak uneti u TPS (slika 6). Oblik izračunate izodozne raspodele u pacijentu zavisi od kalkulacionog algoritma, podataka sa CT-a i Linak-a unetih u TPS [1].



Slika 6. Podaci potrebni TPS-u za kalkulaciju 3D izodozne raspodele u pacijentu.

1.1. Vrste jonizujućeg zračenja

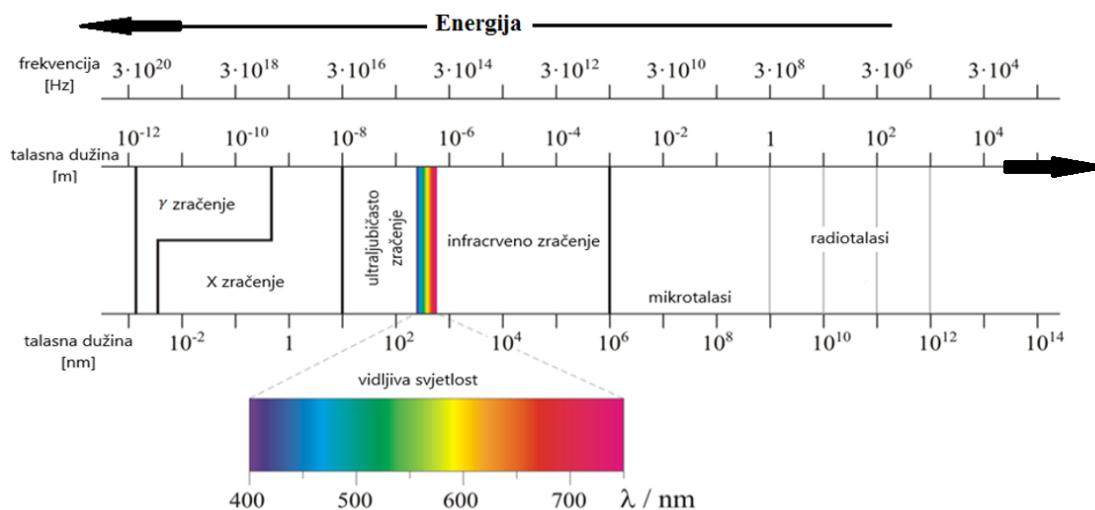
Zračenje je zajednički naziv za sve oblike energije koji se emituju iz nekog izvora. Jonizujuće zračenje može direktno ili indirektno da jonizuje atome i molekule materije kroz koju prolazi. U jonizujuće zračenje ubrajaju se elektroni (e^-), protoni (p), alfa (α) čestice, teški joni, fotoni (X i γ zračenje) i neutroni (n).

Jonizujuće zračenje se u radioterapiji primjenjuje u dva oblika: talasno (elektromagnetno) i korpuskularno (čestično). Ono ima veću energiju nego što je energija veze elektrona u atomu i molekulu, pa u interakciji sa atomima tkiva prekida vezu između elektrona i ostatka atoma, što dovodi do stvaranja jonskog para [2].

1.1.1. Fotonsko zračenje

Po fizičkim karakteristikama, u okviru klasične elektrodinamike, jonizujuće fotonsko zračenje spada u elektromagnetno (EM) zračenje, a u zavisnosti od mehanizma nastanka može biti gama (γ) ili rendgensko (X) zračenje. U energetsom spektru EM zračenja X i γ zračenje imaju najveću energiju (i najmanju talasnu dužinu) (slika 7). Prenosnici su EM interakcije, neutralni su pa ne interaguju među sobom. Budući da imaju iste fizičke osobine i da na isti način stupaju u interakciju sa materijom, γ i X

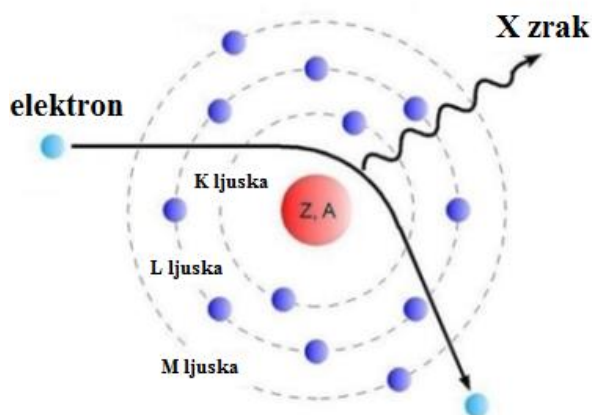
zračenje u interakciji sa biološkim sistemima dovode do istog radiobiološkog efekta [2].



Slika 7. Spektar elektromagnetnog zračenja.

1.1.1.1. Zakočno (X) zračenje

Rendgensko (X) zračenje koje se koristi u RT, nastaje veštački generisanim procesima. Ovaj se proces objašnjava zakonima klasične elektrodinamike, budući da visokoenergijski elektroni bivaju ubrzani prolaskom kroz EM polje jezgara atoma elemenata velike gustine, pri čemu dolazi do emisije „zakočnog” X zračenja (slika 8).



Slika 8. Nastanak „zakočnog” X zračenja pri prolasku ubrzanog elektrona u polju jezgra.

Kada se lakoj, naelektrisanjoj čestici promeni brzina pod dejstvom Kulonovog polja jezgra ili elektrona iz omotača, čime se u skladu sa zakonom održanja energije, kinetička energija čestice smanjuje jer je došlo do emisije EM zračenja. Zbog toga se ovo zračenje naziva zakočno. Do radijacije će doći ako elektron poseduje energiju mnogo veću od energije mirovanja elektrona $E \gg m_e c^2$, koje dalje može jonizovati atome sredine. Gubitak energije na jonizaciju dominantan je na nižim energijama dok će do radijacije doći na višim energijama [3]. Gubitak energije elektrona na zračenje proporcionalan je sa Z^2 , gde je Z atomski broj sredi krozne koji elektron prolazi [4].

1.1.2. Prolazak X zraka kroz materiju

X-zruci pri kretanju kroz materiju interaguju sa jezgrima i elektronima u svim slojevima. Prilikom prolaska kroz materiju ukupan intenzitet X zračenja opada. Što je talasna dužina X zraka manja to je prodorna moć veća. Slabljenje, osim od talasne dužine, zavisi i od sredine i dužine puta u istoj. Slabljenje intenziteta X zraka zavisi od vrste materijala kroz koji prolazi, odnosno od njegovog masenog broja (A). Što je veće A , zračenje više slabi. Ljudsko telo izgrađeno je od materije različitog atomskog sastava i debljine, pa će zbog toga doći do nejednakog slabljenja intenziteta X zračenja. Na taj način može se formirati slika unutrašnjih struktura ljudskog tela. S obzirom da može izvršiti i jonizaciju sredine, X zračenje uzrokuje biološke promene u tkivima i ćelijama.

1.1.3. Karakteristike snopa X zračenja

Fluks Φ ($1/m^2$) se definiše kao količnik broja čestica (dN) koje padaju na jedinicu površine (dP).

$$\Phi = dN/dP \quad (1)$$

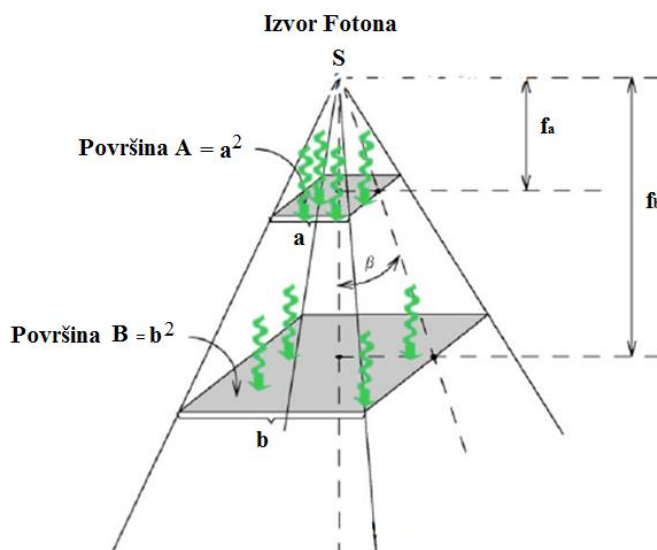
Energijski fluks Ψ ($1/m^2$) je količnik sume energija svih fotona (dR) koji normalno padaju na površinu dP .

$$\Psi = dR/dP \quad (2)$$

Ako se radi o monoenergetskom snopu, dR je proizvod broja fotona i energije koju nosi jedan foton.

$$\Psi = dN E/dP = \Phi E \quad (3)$$

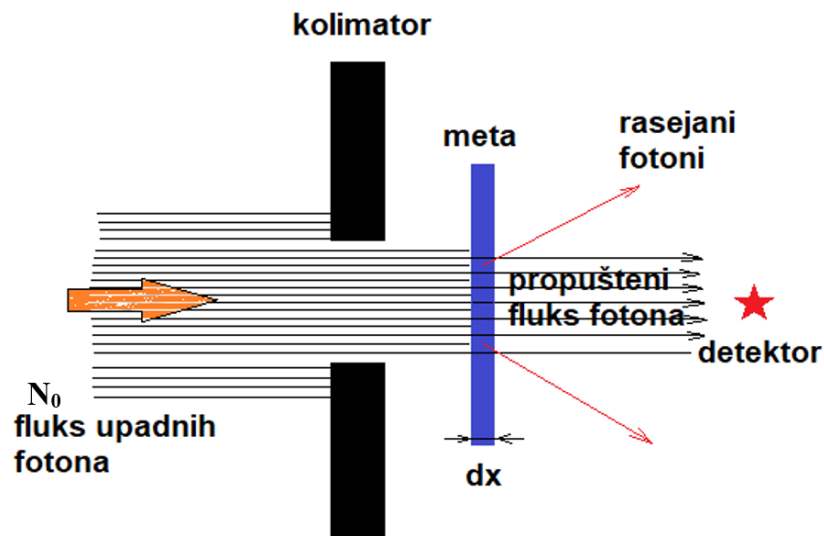
Šireći se od tačkastog izvora divergentnom geometrijom zračnog snopa kroz prostor, intenzitet zračenja opada sa kvadratom rastojanja tj intenzitet zračenja iz tačkastog izvora obrnuto je proporcionalan kvadratu rastojanja između izvora i tačke – površine na kojoj se zračenje meri. Drugim rečima, ista količina zračenja (fluks fotona) biće, u slučaju dvostrukog povećanja distance, raspoređena na 4 puta veću površinu, pa će, prema tome, intenzitet zračenja (fluks) po jedinici površine biti 4 puta manji. Na slici 9 prikazan je fluks fotona Φ_A i Φ_B kroz polje zračenja kvadratne površine A (stranice a) i B (stranice b), normalne na pravac snopa zračenja i na udaljenosti f_a i f_b od izvora zračenja. Proizvod fluksa i površine konstantna je veličina, tj. ($A \cdot \Phi_A = B \cdot \Phi_B = \text{const.}$). Iz ovoga sledi da je: $\Phi_A/\Phi_B = B/A = b^2/a^2 = f_b^2/f_a^2$, tj. fluks fotona se smanjuje sa povećanjem rastojanja od izvora [2].



Slika 9. Grafički prikaz divergentne geometrije zračnog snopa, promene površine zračnog polja i intenziteta (fluksa) zračenja u odnosu na udaljenost od izvora zračenja.

1.2. Atenuacija fotonskog snopa

Neka uski snop monoenergetskih fotona pada na metu promjenljive debljine (dx). Detektor se nalazi na fiksnom rastojanju od izvora i na dovoljnom rastojanju od mete – apsorbera, tako da detektuje samo one fotone koji su kroz apsorber prošli bez interakcije. Fotoni koji interaguju sa atomima apsorbera, usled apsorpcije i (ili) rasejanja, se uklanjaju iz upadnog snopa (slika 10).



Slika 10. Prolazak snopa fotona kroz apsorber i detektovanje propuštene komponente.

Smanjenje broja fotona u snopu (dN) srazmerno je broju upadnih fotona (N_0) i debljini apsorbera (dx):

$$dN = -\mu_l N_0 dx \quad \rightarrow \quad \mu_l = -dN / (dx N) \quad (4)$$

gde je μ_l (1/m) koeficijent proporcionalnosti koji se još naziva i linearni koeficijent slabljenja (atenuacije) snopa, a znak minus ukazuje na smanjenje broja fotona. Broj fotona koji će proći kroz material debljine x , je:

$$N = N_0 e^{-\mu_l x} \quad (5)$$

Isti izraz možemo napisati i za intenzitet snopa:

$$dI = -\mu_l I_0 dx \quad (6)$$

Rešavanjem diferencijalne jednačine dobije se:

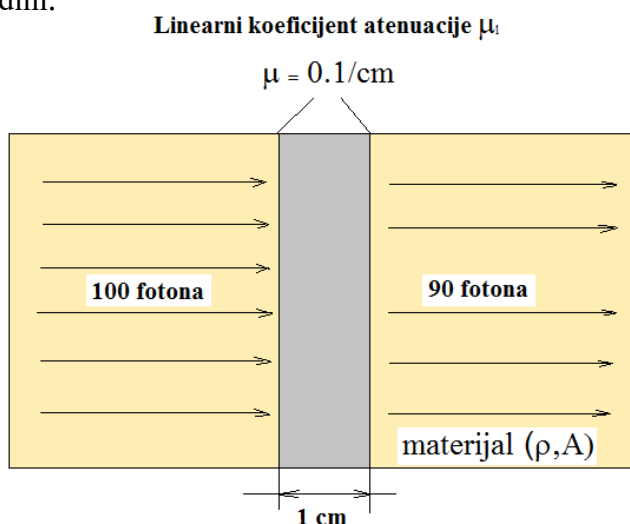
$$I(x) = I_0 e^{-\mu_1 x} \quad (7)$$

gde $I(x)$ predstavlja intenzitet propuštenog snopa fotona koji nisu stupili u interakciju sa sredinom, kroz apsorber debljine x , intenziteta upadnog snopa I_0 [5]. Oni fotoni koji su pretrpeli interakcije preneće deo svoje energije sredini i rezultirati time da se deo ili sva energija apsorbuje.

Atenuacija je najvažnija fizička pojava za medicinski imidžing. Razlika u broju fotona iza nehomogenog apsorbera kreira kontrast na imidžingu u medicini tj $\mu_{\text{olovo}} > \mu_{\text{kost}} > \mu_{\text{meko tkivo}} > \mu_{\text{vazduh}}$.

1.2.1. Koeficijent slabljenja (atenuacije) snopa

Linearni koeficijent slabljenja snopa zavisi od energije fotona i od materijala kroz koji prolazi (atomske broja Z). Kako slabljenje snopa zavisi i od broja elektrona u apsorberu debljine x , koeficijent atenuacije snopa je funkcija gustine materijala i predstavlja deo uklonjenih fotona po jedinici debljine apsorbera (slika 11). Može se reći da je koeficijent atenuacije direktno srazmeran verovatnoći za interakciju po jedinici pređenog puta u određenoj sredini.



Slika 11. Koeficijent atenuacije predstavljen kao deo uklonjenih fotona po jedinici debljine apsorbera.

Količnik linearnog koeficijenta slabljenja i gustine materijala (ρ) daje maseni koeficijent atenuacije μ_m (cm^2/g) snopa i on ne zavisi od gustine apsorbera već samo od atomskog sastava [5]:

$$\mu_m = \mu_l / \rho = N_a \sigma_a / A \quad (8)$$

gde je N_a Avogadrov broj. Linearni koeficijent atenuacije obrnuto je srazmeran srednjem slobodnom putu fotona u meti (τ), a direktno atomskom efikasnom preseku po atomu (σ_a) za uklanjanje fotona iz snopa:

$$\mu_l = 1 / \tau = n \sigma_a \quad (9)$$

Kako je $\sigma_a = Z \sigma_e$, gde je σ_e elektronski efikasni presek, sledi:

$$\mu_{\text{mete}} = n Z \sigma_e = \rho_e \sigma_e \quad (10)$$

gde je ($n Z$) elektronska gustina (broj elektrona po jedinici zapremine).

1.3. Interakcije fotona sa materijom

Fotoni prilikom prolaska kroz materiju na različite načine interaguju sa atomima sredine, a verovatnoća za interakciju zavisi od energije fotona i atomskog broja atenuirajuće sredine. U oblasti fotonskih energija koje se koriste u radioterapiji izdvajaju se tri najznačajnija načina interakcije zračenja sa materijom: fotoelektrični efekat, Komptonov efekat i efekat stvaranja parova [5].

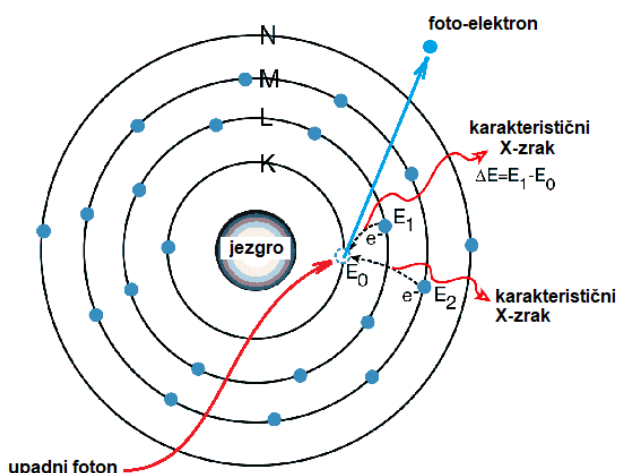
Kvanti elektromagnetnog zračenja nemaju naelektrisanje, kreću se brzinom svetlosti, ne usporavaju ali mogu i potpuno nestati te se pri prolazu kroz materiju njihov broj smanjuje. Kao što smo videli, verovatnoća za interakciju fotona sa elektronom, jezgrom, atomom ili molekulom opisana je efikasnim presekom za interakciju (σ).

1.3.1. Fotoelektrični efekat

Objasnio 1905. godine Albert Ajnštajn (*Albert Einstein*), za šta je dobio Nobelovu nagradu za fiziku 1921. Godine. Predstavlja interakciju upadnog fotona sa čvrsto vezanim orbitalnim (bliže jezgru) elektronom sredine, pri čemu se orbitalni elektron izbacuje iz atoma, a upadni foton nestaje (slika 12). Izbačeni elektron ima kinetičku energiju E_k :

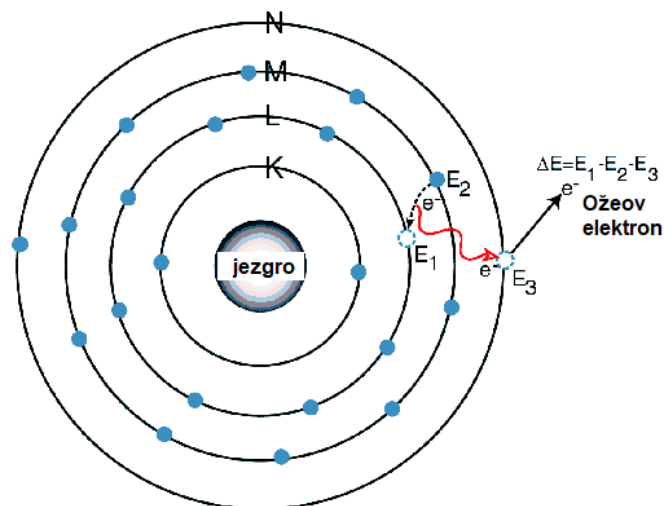
$$(h\nu)_{\text{foton}} = E_{k(e^-)} + E_{\text{veze}} \quad (11)$$

gde je $h\nu$ energija upadnog fotona a E_{veze} energija veze elektrona u atomskom omotaču. Budući da pri fotoefektu nastaje jedno ili više praznih mesta u nivoima bližim jezgru, pri popunjavanju tih nivoa (elektronima sa viših nivoa) dolazi do emisije karakterističnog X zračenja. Elektron izbačen iz atoma stupa u interakciju sa drugim atomima medija dovodeći do njihove jonizacije i ekscitacije [2].



Slika 12. Fotoefekat na elektronu u K-ljusci. Upraznjeno mesto popunjeno je elektronom iz L-ljuske uz emisiju karakterističnog X zračenja.

Ožeoivi elektroni - višak energije koju poseduje elektron koji je prešao iz višeg u niži energetski nivo može se predati nekom drugom elektronu. Ukoliko primi energiju veću od energije veze ljuske u kojoj se nalazi elektron će napustiti atom. Ovako nastali elektron naziva se Ožeoov elektron (slika 13). Energija Ožeoovog elektrona odgovara razlici energija pobude i energija veze ljuske iz koje elektron potiče. Efekat 1925. god. objasnio Pjer Ože (*Pierre Victor Auger*).



Slika 13. Način nastanka Ožiovog elektrona.

Na osnovu zakona održanja, fotoefekat je moguć na vezanom elektronu te je verovatnoća za fotoefekat veća što je veća energija veze elektrona u atomu, odnosno efikasni presek za fotoefekat najveći je za elektrone u K-ljusci. Odgovarajući efikasni presek (rasejanje) za interakciju fotona i elektrona, uklanjajući fotone iz snopa [6] je:

$$\sigma_e^{\text{foto}} \sim Z^5/E_x^{3.5} \quad \text{za } (h\nu)_{\text{foton}} > E_{\text{vezeK}} \quad (12)$$

Od ukupne verovatnoće za fotoefekat, 80 % je za elektrone u K-ljusci, a 20 % je verovatnoća fotoefekta u svim drugim ljuskama [3]. Fotoefekat se dešava uvek na vezanom elektronu.

1.3.2. Rasejanje gama zračenja na slobodnom i vezanom elektronu

U procesima rasejanja, elektron može da bude i slobodan i vezan. Tomsonovo i Komptonovo rasejanje javljaju se na slobodnom, a Rejljevo rasejanje na vezanom elektronu.

1.3.2.1. Tomsonovo rasejanje

Kod Tomsonovog (*JJ Thomson*) elastičnog rasejanja fotoni pobuđuju na oscilovanje slabo vezane elektrone (koji se mogu smatrati slobodnim) koji miruju. Elektron oscilujući emituje elektromagnetno zračenje iste talasne dužine kao i upadno fotonsko

zračenje, ali je pravac emitovanja pomeren za mali ugao [3]. Efikasni presek za Tomsonovo rasejanje je:

$$\sigma_e^{\text{elastTom}} = 8\pi/3 (r_e^2) \sim r_e^2 \quad (13)$$

gde je m_e masa mirovanja elektrona, e količina elementarnog naelektrisanja i proporcionalan je kvadratu radijusa elektrona ($r_e = e^2/m_e c^2$), i ne zavisi od energije upadnog zračenja.

1.3.2.2. Rejljevo rasejanje

Ako se elektromagnetno zračenje elastično rasejava na vezanom elektronu tada se radi o Rejljevom (*Rayleigh*) koherentnom rasejanju. Upadno zračenje pobuđuje na oscilovanje vezani electron, nakon čega emituje X-zračenje iste talasne dužine kao upadno. Pravac emitovanog zračenja je uglavnom u pravcu upadnog snopa, jer što je veća energija X-zraka to je ugao rasejanja manji. Efikasni presek za Rejljevo rasejanje je:

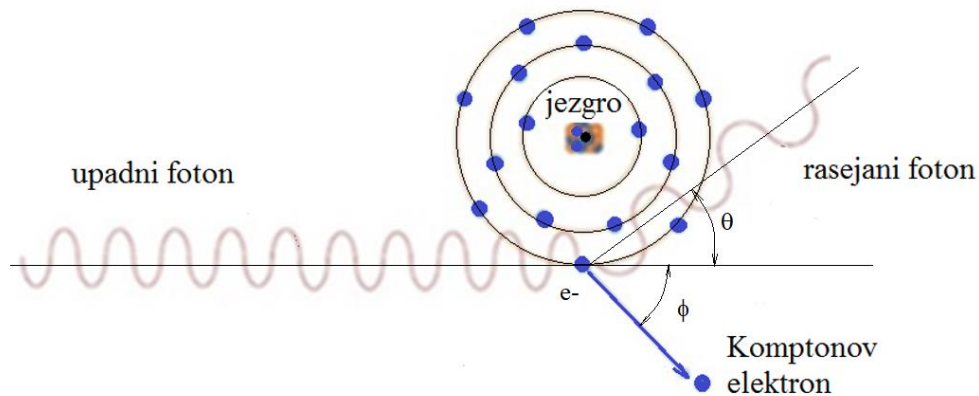
$$\sigma_e^{\text{elastRej}} \sim Z/E_x^2 \quad (14)$$

U tkivu ekvivalentnim materijalima doprinos Rejljevog rasejanja je zanemariv u odnosu na ostale tipove interakcije fotona [4].

1.3.2.3. Komptonovo rasejanje

Objasnio 1923. Artur Kompton (*Arthur Compton*), za šta je dobio Nobelovu nagradu 1927. Godine. To je interakcija upadnog fotona sa slabo vezanim elektronima iz spoljašnjih slojeva omotača, pri čemu se samo deo energije upadnog fotona predaje orbitalnom elektronu. Upadni foton ima energiju $(h\nu)_{\text{foton}}$ mnogo veću nego što je energija veze (E_{veze}) orbitalnog elektrona. Nakon interakcije, njegova se energija deli na rasejani (Komptonov) elektron i foton energije $(h\nu')_{\text{foton}}$, rasejan pod nekim uglom (θ) sa energijom manjom od upadnog fotona (slika 14). Komptonov elektron i novonastali izlazni foton stupaju u interakciju sa drugim atomima sredine i mogu dovesti do njihove jonizacije ili ekscitacije [2].

Rasejano EM zračenje je nekoherentno jer se njegova talasna dužina razlikuje od upadnog [4]. Kvanti EM zračenja, fotoni, tretiraju se kao čestice koje se elastično rasejavaju na slobodnom elektronu. Prilikom elastičnog rasijanja mora da važi zakon održanja energije i impulsa iz koga se i izvodi promena talasne dužine upadnog zračenja [7].



Slika 14. Komptonovo rasejanje.

Formula za izračunavanje efikasnog preseka Komptonovog rasejanja je dobijena od strane Klein i Nishina, gde za $h\nu \gg m_e c^2$, dobijamo efikasni presek za Komptonovo rasejanje fotona na elektronu:

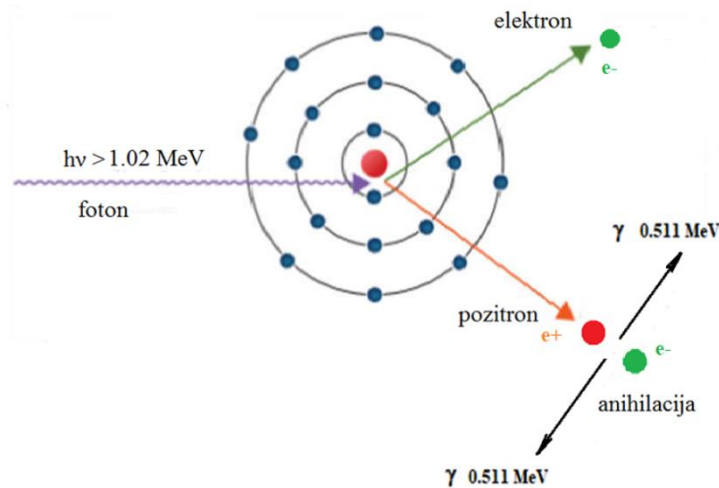
$$\sigma_e^{\text{neelast Kompt}} \sim Z/E_x \quad (15)$$

S obzirom da Komptonov efekat podrazmeva slabo vezane elektrone u materijalu, on postaje nezavisan od atomskog broja Z atoma materijala, a zavisi samo od broja elektrona u jedinici mase.

1.3.3. Stvaranje para pozitron – elektron

Pojavu objasnio *Paul Dirac*, za šta je dobio Nobelovu nagradu za fiziku 1933. godine. Pri prolasku fotona visokih energija u polju jezgra atoma sredine javlja se efekat stvaranja parova (ovo je slučaj nastanka materije iz energije). U procesu nastanka para, upadni foton nestaje, pri čemu se stvara elektron-pozitron par, sa kinetičkom energijom

$(h\nu = 2 m_e c^2)$ u Kulonovom polju jezgra. Elektron i pozitron se nastavljaju kretati kroz atenuacioni materijal (slika 15). Minimalna energija fotona potrebna za ovu vrstu interakcije jeste $2 m_e c^2 = 1.022 \text{ MeV}$. Stvaranje para može se desiti i u polju orbitalnog elektrona. Nakon kratkog vremena nastali pozitron se spaja sa nekim elektronom iz okoline, pri čemu u procesu anihilacije nestaju obe čestice, uz pojavu dva fotona istih energija i pravca ali suprotnih smerova, koji stupaju u interakciju sa drugim atomima medija, dovodeći do njihove jonizacije ili ekscitacije [2].



Slika 15. Stvaranje parova i anihilacija

Efikasni presek za formiranje parova je:

$$\sigma_e^{\text{par}} \sim Z^2 \ln(E_x) \quad (16)$$

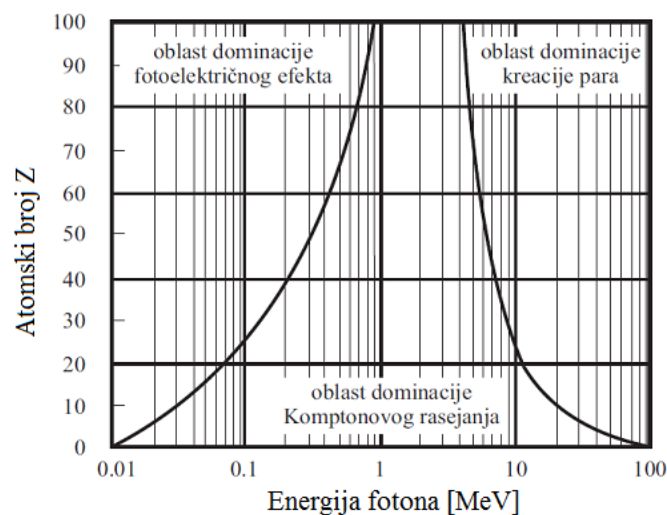
1.3.4. Opšta priroda interakcije gama zračenja sa materijom

Pri razmatranju interakcije gama kvantata sa materijom moraju se uzeti u obzir svi mogući procesi. Ukupni efikasni presek tj koeficijent atenuacije, na osnovu jednačine (10) dat je kao:

$$\mu_{\text{tkivo}} = \rho_e (\sigma_e^{\text{elast}} + \sigma_e^{\text{foto}} + \sigma_e^{\text{komt}} + \sigma_e^{\text{par}}) \quad (17)$$

Koja će od pomenutih interakcija fotona sa atomima materije biti dominantna zavisi od energije upadnog fotona i Z atoma materije kroz koju zračenje prolazi (slika 16). Imajući u vidu da su meka tkiva u ljudskom organizmu uglavnom sačinjena od lakih

elemenata (vodonik, kiseonik, ugljenik, azot) i da se njihov atomski broj kreće oko 7, fotoni će stupati u interakciju sa molekulama mekih tkiva dominantno putem Komptonovog efekta. O ovim činjenicama treba voditi računa u slučaju interakcije različitih energija zračenja korišćenog u terapijske svrhe i heterogenog medija poput ljudskog organizma (sastavljenog od različitih elemenata: dominantno H_2O , Ca u kostima, ali i raznih implanta velikih gustina).



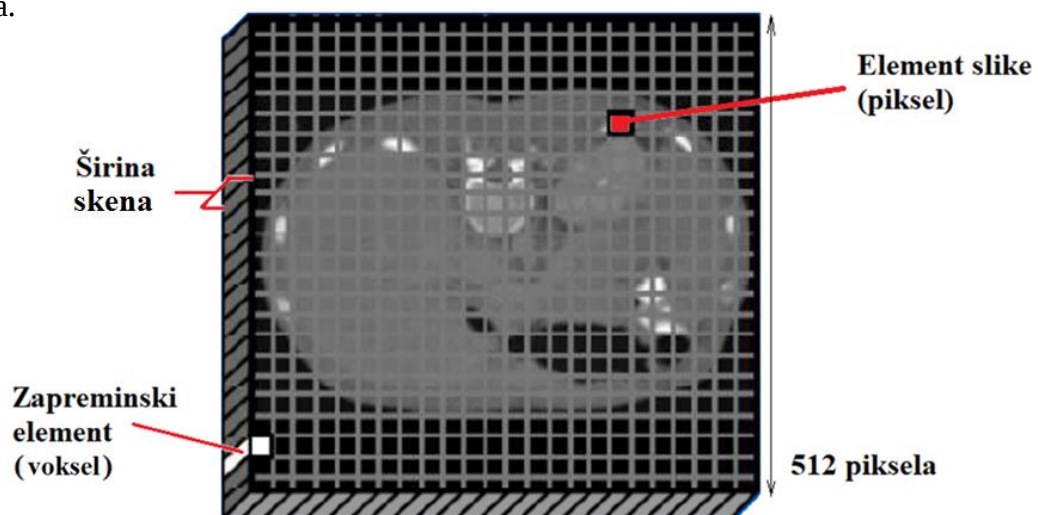
Slika 16. Oblasti dominacije tri osnovna oblika interakcije fotona sa materijom.

Iz prirode zavisnosti efikasnih preseka od energije E_γ i Z medijuma, sledi da je fotoefekat glavni mehanizam interakcije gama zračenja sa materijom za niske energije ($E_\gamma < E_1$). Komptonov efekat je uglavnom odgovoran za interakciju u oblasti srednjih energija ($E_1 < E_\gamma < E_2$), dok proces proizvodnje parova dominira u visokoenergetskoj oblasti ($E_\gamma > E_2$). Granične vrednosti energije koje ograničavaju regione dominacije ovih efekata zavise od materijala sredine odnosno Z . Za aluminijum ($Z = 13$) ove vrednosti su $E_1 = 0.05$ MeV i $E_2 = 15$ MeV.

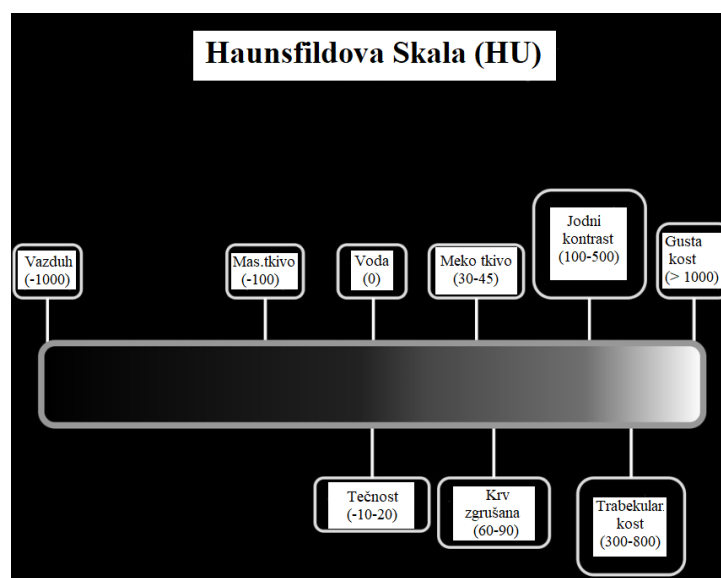
Na energijama koje se koriste u radioterapiji najčešće dolazi do fotoefekta i Komptonovog efekta. Fotoefekat delimično zavisi od atomskog broja materijala dok Komptonov efekat zavisi od gustine [4].

1.4. Haunsfildove jedinice (CT broj)

Poznato je da je *Hounsfield G.* 70-tih godina prošlog veka [8] otkrio CT kao epohalno novu rendgen dijagnostičku metodu. Merenjem slabljenja snopa X zraka koji prolazi kroz pacijenta u toku rotacije oko njega, dobijamo seriju dvo-dimenzionalnih aksijalnih (poprečnih) CT preseka. Na CT snimku, svakom pikselu odgovara određena nijansa sive boje (siva skala) ili CT broj (slika 17) koji je izražen u Hounsfield-ovim jedinicama (HU), kao što je prikazano na slici 18. CT slika je zapravo raspodela koeficijenata slabljenja u ravni nakon rekonstrukcije. Kako je linearni koeficijent slabljenja definisan preko gustine materijala, znači CT broj (HU) zavisi od gustine tkiva.



Slika 17. Aksijalni CT presek sa prikazom piksela, voksel i širine skena.



Slika 18. Haunsfildova siva skala u zavisnosti od gustine tkiva.

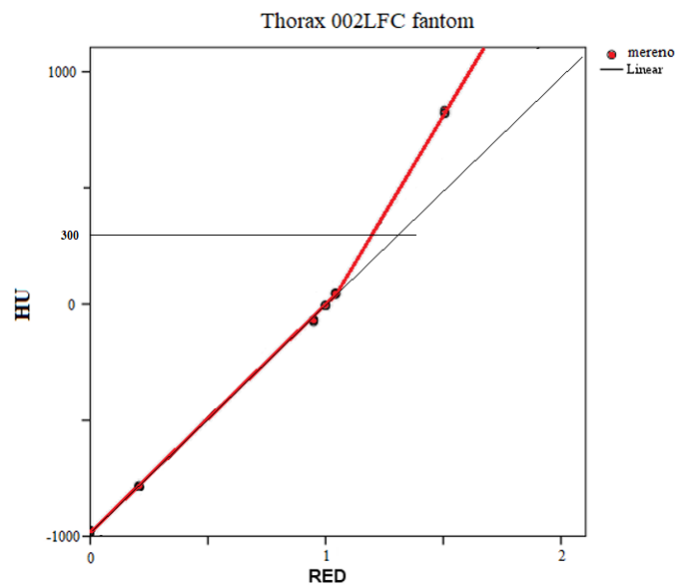
Sa druge strane, CT imidžing nam daje kliničke i fizičke informacije o pacijentu: veličinu, oblik i položaj tumora i podatke o nehomogenosti tkiva dodeljivanjem vrijednosti Hounsfieldove jedinice (HU) svakom pikselu, koji je definisan kao:

$$HU (CT_{broj}) = [(\mu_{tkivo} - \mu_{voda}) / \mu_{voda}] \cdot 1000 \quad (18)$$

gde je μ_{tkivo} linearni koeficijent slabljenja određene vrste tkiva a μ_{voda} vode, dok CT_{broj} predstavlja normalizovanu (na vodu) vrednost koeficijenta linearnog slabljenja. Koeficijent slabljenja fotonskog snopa jednog elementa zavisi od relativne elektronske gustine (RED), atomskog broja (Z) i kvaliteta (energije) fotonskog snopa dobijene iz CT skenera [9].

1.5. HU-RED konverzionna kriva

Kako klinički CT simulatori generišu energiju fotonskih snopova (80-140) keV, a Linak (4-18) MV, očito je da se podaci HU iz CT skenera ne mogu koristiti za izračunavanje doze na Linku (slika 17). Taj se problem rešava CT kalibraconim – konverzonim krivama (CT-RED), tj. pretvaranjem dobijenih HU u poznate vrednosti RED, ili gustine materijala (koje ne zavise od energije fotonskog snopa). Ova merenja bila su predmet nekoliko studija [8, 9, 10, 11] koje su u tu svrhu koristile posebne heterogene fantome (CIRS 062M, Gammex RMI-467, ...). Za materijale u rasponu od -1000 HU (vazduh) do 0 HU (voda), kriva konverzije je linearna – prava linija, dok su za materijale koji simuliraju kosti (> 300 HU) vrednosti HU obično iznad ove linije i zavise od tipa CT uređaja (slika 19). To nas dovodi do preporuke za određivanje krive konverzije za svaki CT simulator koji se koristi za planiranje u RT [9].



Slika 19. CT konverzionna kriva $HU = f(RED)$, dobijena Thorax 002LFC heterogenim fantomom na CT simulatoru GE *Light Speed* pri naponu u rendgenskoj cevi 120 kV, FOV 50 cm, strujom u cevi 400 mA.

U TPS se može uneti samo jedna konverzionna kriva za određeni CT simulator. Za kalkulative algoritme u TPS-u, kao što je Analitički anizotropni algoritam (AAA), potrebno je pretvoriti HU u RED, tj. u fizičku gustinu za Acuros XB.

Odnos između HU i RED, treba odrediti za konkretnu vrednost napona na CT rendgenskoj cevi, koja se koristi u kliničkoj praksi.

Inicijalno određena kriva se periodično treba verifikovati – kontrolisati, odgovarajućim fantomom koji poseduje umetke sa poznatim materijalima (gustine i RED).

1.6. *End-to-End* test (kontrola kvaliteta u RT)

Unazad nekoliko decenija, od početka primene kompjuterskih sistema za planiranje RT u kliničkoj praksi, u literaturi je dokumentovano više slučajeva pogrešnog komisioniranja i kliničke primene TPS-a, što je dovodilo do akcidentnih (i incidentnih) situacija od kojih su mnoge završile sa letalnim ishodom, tabela 1 [12, 13]. Implementacija ovakve opreme u kliničku praksu nosi i veliki rizik ako nije primenjena po svim naloženim pravilima i procedurama.

Tabela 1. Lista najpoznatijih incidenata i akcidenata u radioterapiji eksternim zračenjem u prethodne četiri decenije.

- Okt. 2011. - Rio de Janeiro (Brazil). Zbog greške u registraciji broja frakcija, pacijent je primio punu dozu u svakoj od 8 frakcija. Razvio je nekrozu i preminuo u junu 2012 godine.
- 2006. - Glasgow (Škotska). Greška prilikom manuelne kalkulacije doze, jedan pacijent je dobio 58 % veću dozu. Zbog ljudske greške pacijent je preminuo nakon što je dobio preveliku dozu zračenja.
- 2005. – 2006. - Epinal (Francuska). Do greške u TPS-u je došlo prilikom prelaska sa fizičkog na dinamički klin, što je izazvalo predoziranje tokom radioterapije. U tom periodu 7500 pacijenata lečeno je od karcinoma u toj bolnici. Pet pacijenata su preminula, 24 teško povređena, 700 je bilo prekomerno izloženo zračenju a 4500 sa lakšim posledicama [14].
- Feb. 2001. - Bialystok (Poljska). Usled kvara Linaka, pet pacijentkinja (koje su se lečile od karcinoma dojke) primile su prekomerne doze zračenja (60 Gy veće od propisane). Kao rezultat ovog incidenta nije zabeležen smrtni ishod, iako su svi pacijenti zahtevali transplantaciju kože [15].
- Avg. 2000. - Mart 2001. - Panama City (Panama). Usled greške u korišćenju TPS-a i odsustva kontrole kvaliteta, 28 pacijenta imalo je posledice od zračenja a najmanja 5 je preminulo [16].
- Sep. 1996. - San Jose (Kostarika). Kod uređaja za eksternu terapiju ^{60}Co , prilikom zamene izvora i kalibracije došlo je do greške koja je vodila 60 % većoj pacijentnoj dozi. Ukupno 115 pacijenata koji su tretirani dobili su veću dozu, dok je najmanje 17 preminulo.

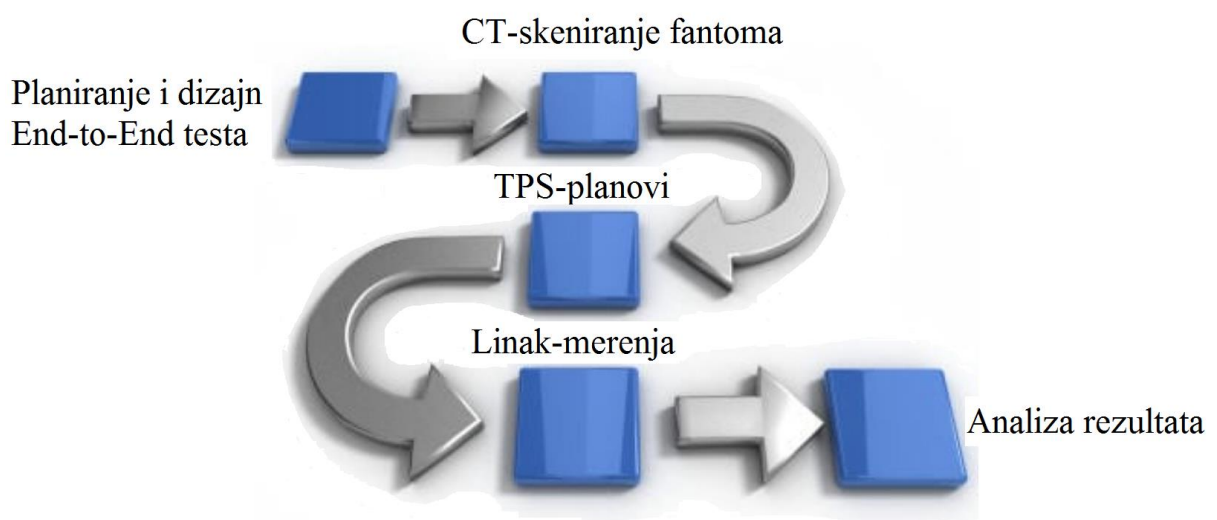
- | |
|---|
| <ul style="list-style-type: none"> - Dec. 1990. - Zaragoza (Španija). Nakon „popravke“, Linak je uvek zračio pacijente sa istom elektronskom energijom (36 MeV), tj različitom od one izabrane na kontrolnoj konzoli. Ukupno 27 pacijenata je primilo visoke doze, a najmanje 15 je umrlo od posledica zračenja. Fizičari nisu bili obavešteni o intervenciji inženjera na Linaku. |
| <ul style="list-style-type: none"> - 1982-90. (UK). Nepoznavanje i odsustvo kontrole kvaliteta TPS-a. Pacijenti zračeni na pogrešnim – većim, fokus – koža distancama (SSD). To je uticalo da je ciljni volumen dobijao do 30 % manju dozu. U periodu od 8 godina tretirano je 1045 pacijenata, a 492 su razvili lokalni recidiv zbog podzračenosti. |

Naime 55 % akcidentnih situacija u RT posledica je pogrešnog proračuna doze, tj. sistema za planiranje RT, nastalih usled: lošeg poznavanja TPS-a, pogrešnih podataka unetih u TPS i odsustva kontrole tačnosti (QA/QC) kalkulacije TPS-a [17].

Međunarodne preporuke su da isporučena doza zračenja u pacijentu može biti do 5 % niža od prepisane, s tim da je udeo greške računanja TPS-a manji od (3-4) % u zavisnosti od kompleksnosti plana i anatomije pacijenta. Sa druge strane, subdoziranje tumora od 5 % utiče na smanjenje kurabilnosti tretmana za oko 20 %, što ukazuje na važnost tačnosti i preciznosti svake procedure urađene u okviru sprovođenja RT tretmana [18].

Zato je sprovođenje QA procedure (kao što je *End-to-End* test) za TPS u RT od presudne važnosti za smanjenje broja akcidenata. Postoji više studija koje su pomogle pri izradi smernica i protokola za QA TPS-a za 3D konformalnu radioterapiju (3DCRT) [19-22] i intenzitetom modulisanu radioterapiju (IMRT) [23, 24], u zavisnosti od kalkulacionog algoritma koji se koristi u TPS-u [25, 26]. U rutinskoj praksi danas se pored 3DCRT i IMRT tehnike zračenja koristi i zapreminski modulisana lučna terapija (VMAT).

Jasno je da je od velikog značaja priprema i sprovođenje *End-to-End* testa koji se koristi za kontrolu ukupne preciznosti čitavog RT lanca. Sačinjava ga set praktičnih testova sprovedenih na heterogenom fantomu. Uopšteno (slika 20), prethodno isplanirani *End-to-End* test sastoji se od: a) snimanja kalibracione krive na CT simulatoru i poređenje sa referentnom (unetom u TPS), b) kreiranja karakterističnih RT planova svih tehnika zračenja, energija fotonskih snopova i kalkulacionih algoritama, c) ozračivanja pripremljenih planova na Linaku i merenje doza u definisanim pozicijama fantoma, d) analize dobijenih rezultata (izmerene vs kalkulisane vrednosti).



Slika 20. Algoritam *End-to-End* testa.

Navedena procedura bi dokazala očekivanu tačnost kalkulacije TPS-a. Zbog nesavršenosti i većeg broja kalkulacionih algoritama u kliničkoj upotrebi, od značaja je istražiti da li određeni algoritmi preciznije računaju dozu u određenim tkivima i energijama.

Eventualna greška u TPS-u je sistematske prirode i javlja se kod svih pacijenata, do trenutka njenog uočavanja i korekcije, što ukazuje na veliki značaj preciznog definisanja QA/QC procedure za TPS.

2. Ciljevi istraživanja

Ova prospektivna dozimetrijska studija se bazira na tzv. *End-to-End* testu, koji pomoću heterogenog fantoma Thorax 002LFC, koji dimenziono i anatomske simulira ljudski toraks, kontroliše tačnost svih bitnih karika u RT lancu. Osim dozimetrijske provere, cilj je bio doći do zakonitosti koja mogu poboljšati kvalitet – tačnost ozračivanja pacijenata pri korišćenju različitih energija, kalkulacionih algoritama i vrsta tkiva.

2.1. Osnovni ciljevi istraživanja

- Istražiti parametre CT kalibracione krive dobijene na skeniranom fantomu CIRS Thorax 002LFC u odnosu na “referentnu”, unetu u TPS kalibracionu krivu, koja je dobijena pomoću CIRS 062M pelvis fantoma.
- Istražiti i uporediti dozimetrijsku kalkulaciju TPS-a za: 3DCRT, IMRT i VMAT tehniku zračenja u odnosu na apsolutne doze dobijene merenjem u Thorax 002LFC fantomu na Linaku.
- Istražiti i uporediti tačnost dozimetrijskog proračuna kalkulacionih algoritama AAA i Acuros XB u zavisnosti od vrste tkiva u kojima se aplikuje doza i energije fotonskih snopova.

2.2. Ostali ciljevi istraživanja

- Istražiti zavisnost CT kalibracione krive od napona u rendgenskoj cevi, dimenzija fantoma i FOV-a.

3. Hipoteze

- Ne postoji statistički značajna razlika u parametrima kalibracione krive CIRS Thorax 002LFC fantoma u odnosu na parametre “referentne” kalibracione krive dobijene pomoću CIRS 062M pelvis fantoma.
- Postoji značajna razlika konverzionih krivih u zavisnosti od napona na rendgenskoj cevi, dimenzija fantoma i FOV-a.
- Ne postoji statistički značajna razlika u dozimetrijskom računanju TPS-a za: 3DCRT, IMRT i VMAT tehnike zračenja u odnosu na dozimetrijske parametre dobijene merenjem u CIRS Thorax 002LFC fantomu na Linaku.
- Postoji statistički značajna razlika u dozimetrijskom proračunu kalkulacionih algoritama AAA i Acuros XB u zavisnosti od vrste tkiva u kojima se aplikuje doza i energije fotonskih snopova.

4. Materijal i metode

Pod istim, standardizovanim metodološkim principima ovo je istraživanje ispitivalo uticaj različitih parametara (napona u CT rendgenskoj cevi, dimenzija fantoma i prečnika CT rekonstruisanog vidnog polja–FOV) na CT – RED krivu kao i uticaj različitih RT faktora (tehnike zračenja, energije fotonskog snopa na Linaku, kalkulacionog algoritma proračuna doze i vrste tkiva), u odnosu na TPS izračunatu dozu.

Primenjeni dozimetrijski testovi pokrivaju sve tehnike radioterapije spoljašnjim zračenjem (EBRT), a anatomske strukture su slične onima koje se susreću u kliničkoj praksi.

Sva merenja urađena su u centru za radioterapiju – Affidea Banja Luka, u relativno kratkom vremenskom periodu i angažovanjem istog tima što generalno obezbeđuje ponovljivost i tačnost merenja.

4.1. Fantomi

4.1.1. CIRS 062M fantom

Fantom CIRS 062M (*Computerized Imaging Reference Systems Inc., Norfolk VA, USA*) omogućava preciznu korelaciju HU sa RED različitih tkiva i izrađen je od tkivu ekvivalentnih materijala (slika 21). Sastoji se od dva diska (plastična voda) koji zajedno dimenzioniraju ljudsku karlicu – pelvis (dužine 25 cm, širine 33 cm i visine 27 cm), dok samo unutrašnji deo predstavlja ljudsku glavu (prečnika 18 cm). Posедуje čep za vodu plus dva kompleta od 8 čepova (prečnika 3 cm) sa različitim vrstama tkiva poznate RED i masene gustine (tabela 2), koje se mogu postaviti u 17 različitih položaja [27].



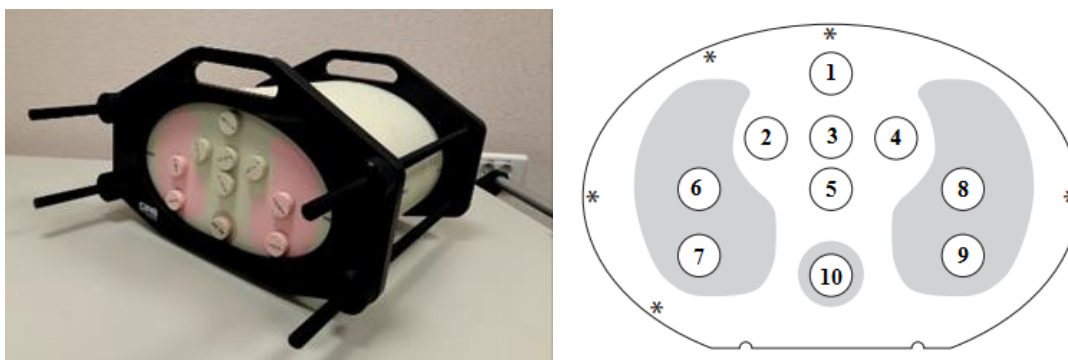
Slika 21. CIRS 062M fantom.

Tabela 2. CIRS 062M fantom, sa poznatim vrednostima relativne elektronske i masene gustine [27].

CIRS 062M	gustina (g/cm ³)	RED (u odnosu na H ₂ O)
pluća (udah)	0.205	0.2
pluća (izdah)	0.507	0.486
masno tkivo	0.96	0.949
dojka	0.99	0.976
voda	1.029	0.998
mišići	1.06	1.043
jetra	1.07	1.052
trabekularna kost	1.16	1.117
gusta kost	1.53	1.456

4.1.2. CIRS Thorax 002LFC fantom

U svim segmentima ove studije korišten je heterogeni fantom CIRS Thorax 002LFC (*Computerized Imaging Reference Systems Inc., Norfolk VA, USA*), koji anatomski i dimenzionalno predstavlja prosečan ljudski toraks (30 cm dužine, 30 cm širine i 20 cm visine). Napravljen je od plastične vode, pluća i kosti, sa 10 cilindričnih umetaka u koje se može postaviti jonizaciona komora (slika 22) i izmeriti apsolutna doza. Fantom takođe ima set umetaka (voda, mišići, kosti, pluća i masno tkivo) poznate RED, tabela 3 [28].



Slika 22. Thorax 002LFC fantom sa umetcima za meko tkivo (pozicije 1-5), pluća (pozicije 6-9) i kost (pozicija 10).

Tabela 3. Thorax 002LFC fantom, sa poznatim vrednostima relativne elektronske i masene gustine [28].

Thorax 002LFC	gustina (g/cm ³)	RED (u odnosu na H ₂ O)
pluća	0.21	0.207
masno tkivo	0.96	0.949
voda	1	1
mišići	1.06	1.042
kost	1.6	1.506

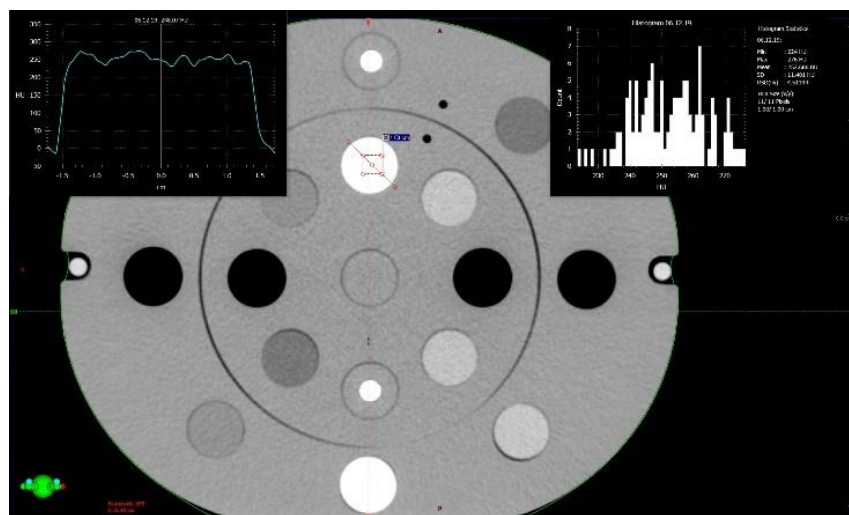
4.2. Skeniranje fantoma na CT simulatoru

a) Fantomi 062M pelvis i glava, skenirani su na 16-to slajsnom širokog otvora – gentrija (80 cm), CT simulatoru LightSpeed (*GE Medical Systems, Boston MA, USA*), prikazanom na slici 23. Naponi u CT cevi bili su 80 kV, 100 kV, 120 kV i 140 kV (tip skeniranja – spiralni, debljina slajsa slike 1.25 mm, struje u cevi 400 mA, vreme rotacije cevi 1 s, veličina matriksa 512 x 512 piksela i koristili smo standardni WideView rekonstrukcioni algoritam) i FOV 25 cm i 50 cm.



Slika 23. CT simulator GE LightSpeed

b) Fantom Thorax 002LFC skeniran je samo na 120 kV (FOV 50 cm, 400 mA, 1.25 mm, 1 s). Fantomi su skenirani sa cilindričnim umetcima poznatog RED (nasumično smešteni u fantomima) da bi se dobile $HU = f(RED)$ konverzije krive. Analize dobijenih slika izvedene su u radioterapijskom TPS Varian Eclipse 13.6 (Varian, Medical Systems, Palo Alto CA). Za svaki poznati materijal očitane su srednje vrednosti HU (na osnovu 3 očitavanja) i standardna devijacija (SD), kao mera varijacije vrednosti HU u zavisnosti od parametara CT skeniranja. Kako bi se smanjile varijacije u očitavanju HU, definisana je kvadratna oblast (stranice 1 cm) od interesa (ROI), koja isključuje rubne zone umetaka (slika 24). Dobijene krive konverzije podeljene su i analizirane u dve regije, $RED < 1.1$ i $RED \geq 1.1$ [1].



Slika 24. Aksijalni CT sken CIRS 062M pelvis fantoma sa ROI analizama (histogram i HU profil).

U TPS Eclipse 13.6 unešena je „referentna“ kriva konverzije koja je dobijena na osnovu podataka za CIRS 002M pelvis fantom pri 120 kV (FOV 50 cm, 400 mA, 1.25 mm, 1 s). Kada se porede konverzije krive, prihvatljiva RED razlika za istu vrednost HU je ± 0.02 (tj. ± 20 HU za istu vrednost RED, osim za vodu ± 5 HU) [18].

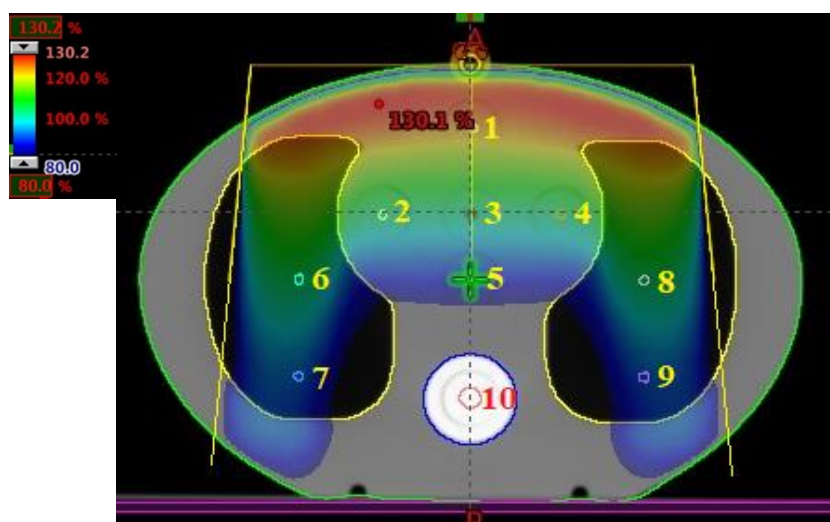
c) Drugi put, fantom Thorax 002LFC skeniran (protokol toraksa) je sa odgovarajućim cilindričnim tkivnim umetcima (slika 22), radi izrade RT planova u TPS-u.

4.3. Kreiranje kliničkih RT planova za dozimetrijska merenja

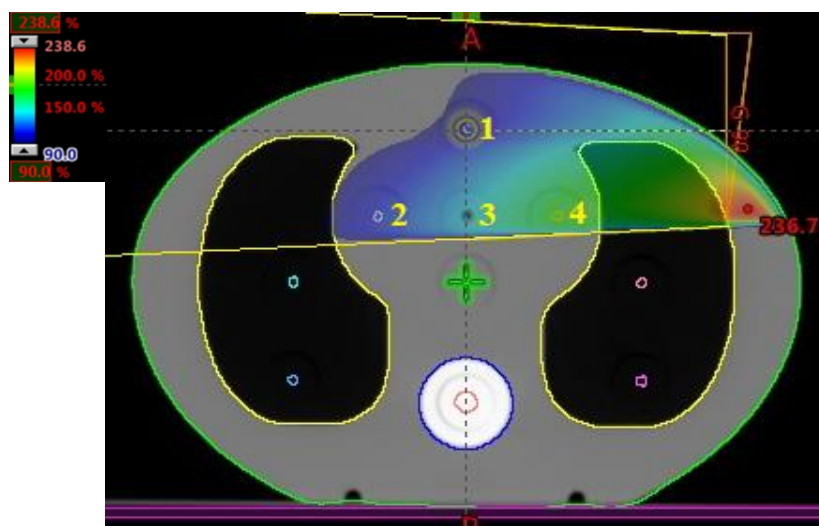
U svrhu izvođenja ove studije, u EBRT sistemu za planiranje radioterapije Varian Eclipse 13.6, napravljeno je šest RT planova, četiri 3DCRT [19], i po jedan IMRT i VMAT [24]. Svi planovi su napravljeni za dve fotonske energije 6 MV i 16 MV, kao i za dva kalkulaciona algoritma, AAA i AcurosXB. Na taj način dobili smo 3D izodoznu distribuciju u fantomu, tj. dobili smo vrednosti apsolutne doze u različitim tkivima (mernim tačkama).

Geometrija zračnih snopova i izodozna raspodela, kao i položaj mernih tačaka 3DCRT planova prikazani su na slici 25, dok su detaljni parametri planova dati u tabeli 4.

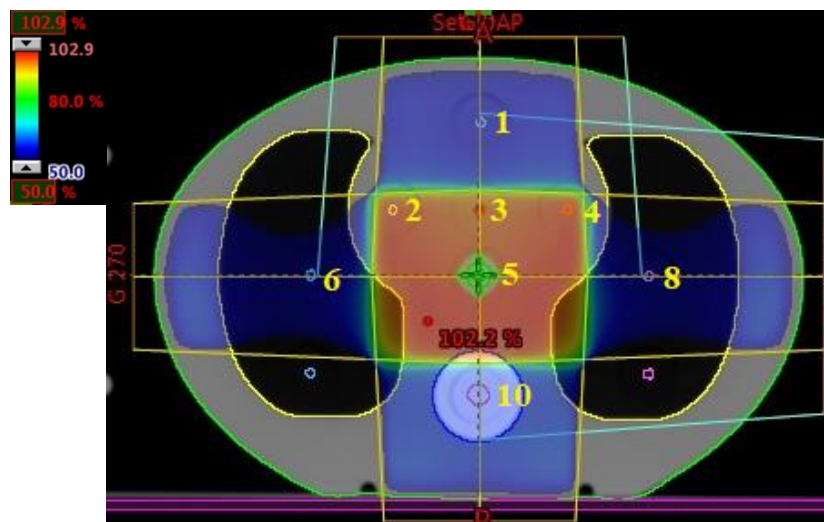
Test 1.



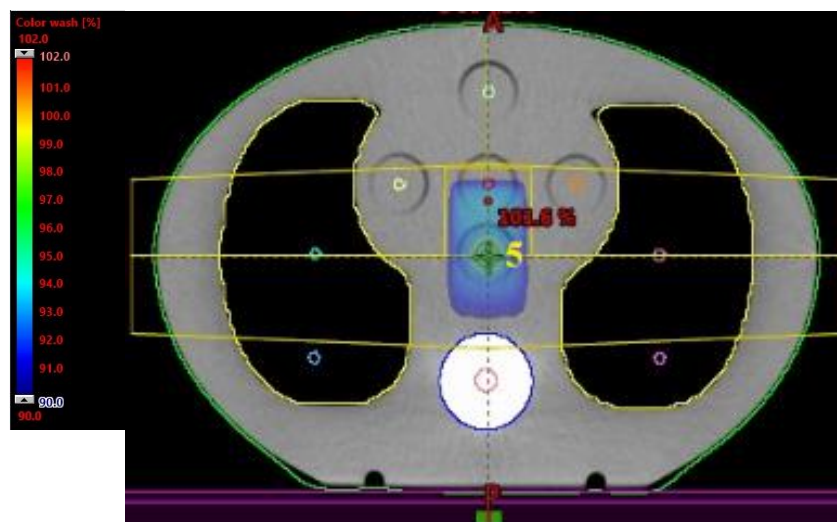
Test 2.



Test 3.



Test 4.



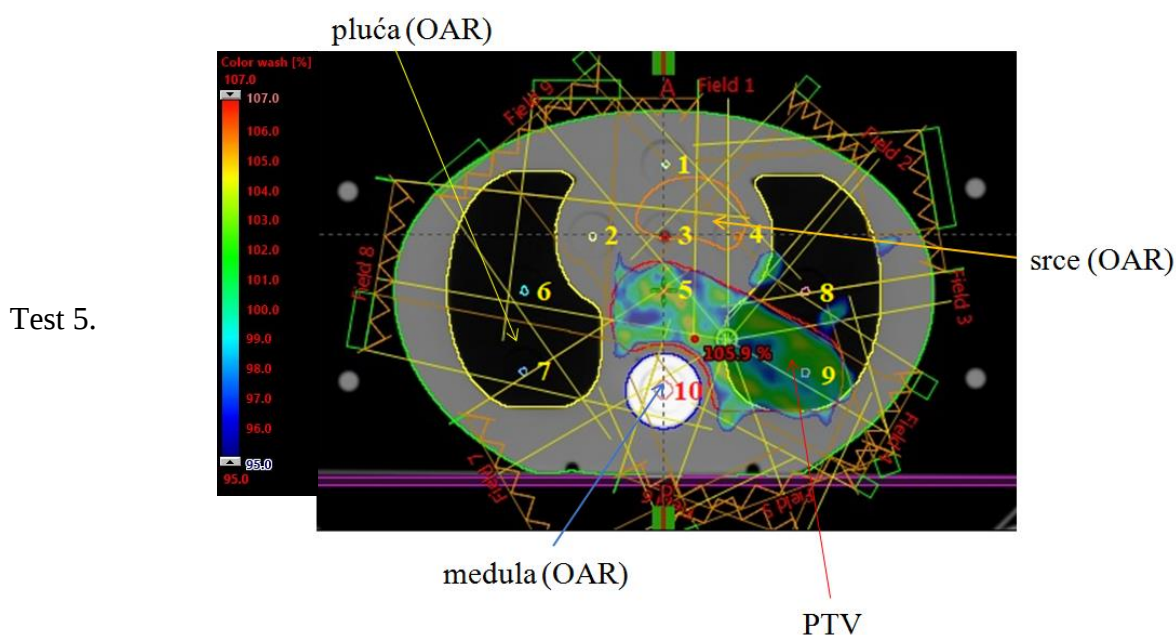
Slika 25. CIRS Thorax 002LFC fantom sa rasporedom mernih tačaka (1-10), geometrijom snopova i izodoznom raspodelom za četiri 3DCRT RT plana.

Klinički testovi (1-4).

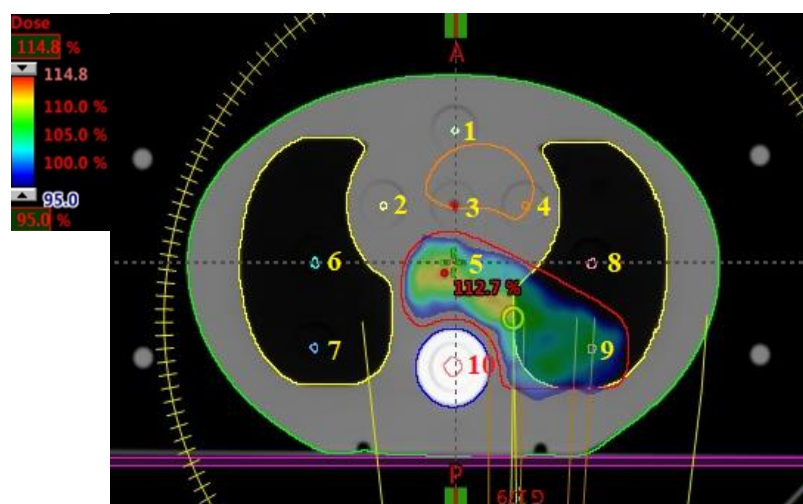
Tabela 4. Geometrijski parametri 3DCRT planova.

Klinički test 1	Klinički test 2	Klinički test 3	Klinički test 4
SSD 100 cm	SAD, izocentar u tački 1	SAD, izocentar u tački 5	SAD, izocentar u tački 5
1 direktno polje	1 tangencijalno polje	4 polja – “boks”	3 nekomplanarna polja
-veličina polja (FS) 20x10 cm ² -ugao gentrija (G) i kolimatora (C): 0°	-FS LATlevo 15x10 cm ² -ugao G i C je 90°, -ugao klina je 60°	-FS AP i PA 15x10 cm ² -FS LATlevo i LATdesno 15x8 cm ²	-FS 4x4 cm ² , G 30°, C 0°, ugao stola (T) 90° -FS LATlevo 4x16 cm ² , G 90°, C 60° -FS LATdesno 4x16 cm ² , G 270°, C 300°
isporučiti 2 Gy u tačku 3	isporučiti 2 Gy u tačku 1	isporučiti 2 Gy u tačku 5	isporučiti 2 Gy u tačku 5
merne tačke: 1-10	merne tačke: 1-4	merne tačke: 1-6, 8, 10	merna tačka: 5

Za potrebe izrade IMRT i VMAT planova, na transversalnim CT presecima CIRS Thorax 002LFC fantoma, ciljni volumen za planiranje (PTV) i srce, konturisani su u dužini (kranio-kaudalno) od 8 cm (slika 26), dok su pluća i kičmena moždina konturisani na svim CT presecima [24]. Detaljni geometrijsko-dozimetrijski parametri ovih planova sa doznim ograničenjima za organe od rizika (OAR), dati su u tabeli 5.



Test 6.



Slika 26. IMRT i VMAT RT planovi sa geometrijom snopa i izodoznom raspodelom, kao i pozicije mernih tačaka (1-10).

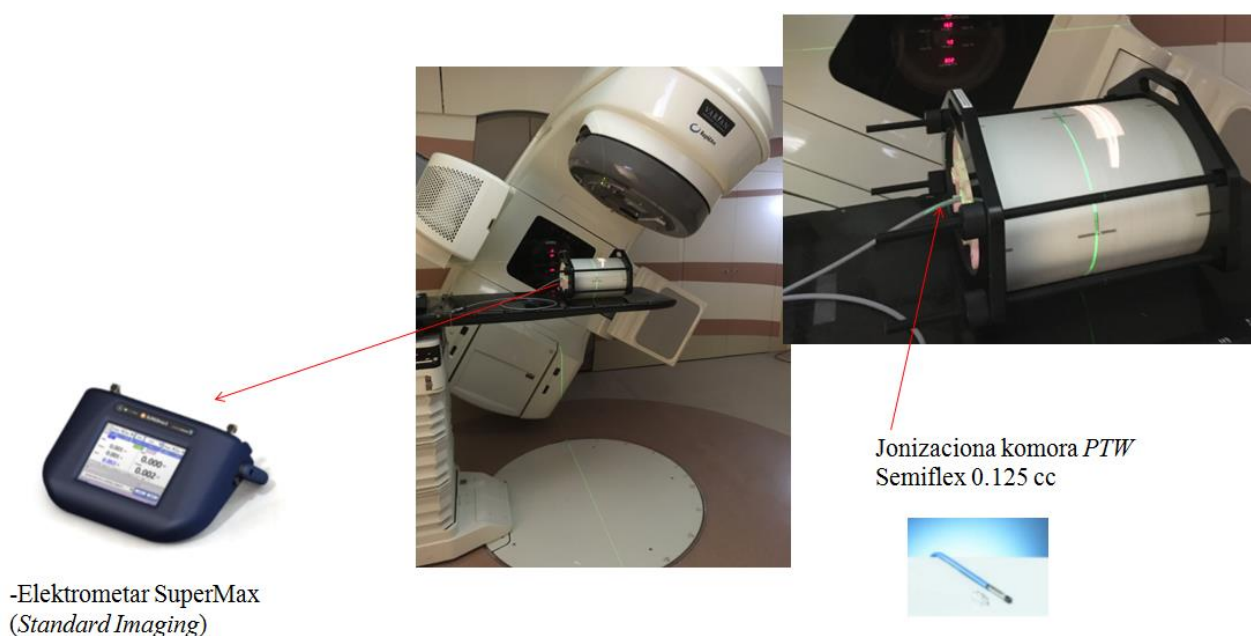
Klinički testovi 5 i 6.

Tabela 5. Geometrijski parametri IMRT i VMAT RT planova sa doznim limitima za OAR.

Klinički test 5 IMRT	Klinički test 6 VMAT
SAD - 9 IMRT polja	SAD - 1 puni krug
K 0°, G: 0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 200°, 240°, 260° i 320°	K 30°, G: 181-179°, rotacija u smeru kazaljke na časovniku
Ozračiti PTV sa 2 Gy	
Dozna ograničenja za OAR: Kičmena moždina: $D_{\max} < 75\%$ od prepisane doze Čitava pluća: $D_{20\%} < 35\%$ Srce: $D_{\max} < 55\%$ od prepisane doze	
Merne tačke: 1-10	

4.4. Merenja na Linaku

Merenja su izvršena na tri Varian DHX Linak-a (*Varian Medical Systems, Palo Alto CA, USA*), S/N 4748, 4749 i 5711, sa multilamelarnim kolimatorom (MLC) *Millennium120* i nominalnom energijom fotona od 6 MV i 16 MV (slika 27). Jedan od Linaka (4748) nema mogućnost isporuke VMAT tehnike zračenja.



Slika 27. Linak Varian DHX sa dozimetrijskom mernom opremom neophodnom za merenje doze u tački.

Za merenje apsolutne doze u definisanim mernim tačkama fantoma Thorax 002LFC, korišćena je jonizacijska komora PTW – *Semiflex* 0.125 cm³ (*Freiburg, Germany*) sa *SuperMax* (slika 27) elektrometrom (*Standard Imaging Inc., Middleton WI, USA*). Jonizacijska komora i elektrometar prethodno su kalibrisani (etalonirani) u vodi pod referentnim uslovima u gama snopu ⁶⁰Co u ovlašćenoj laboratoriji sa sekundarnim etalom (*INN Vinča, Srbija*).

U Prilogu A, dat je izgled popunjenih radnih listova (u *Excel-u*) za sve testove.

4.4.1. Merenje apsorbirane doze u Thorax 002LFC fantomu.

Apsorbirana doza na svim mernim pozicijama je određena na osnovu protokola *International Atomic Energy Agency* (IAEA), TRS 398 [29].

Kada se meri doza u fotonskom snopu različitog kvaliteta Q (energija 6 MV ili 16 MV) od onog u kome je kalibrisana jonizaciona komora Q_0 (^{60}Co), apsorbirana doza u vodi je data kao:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (19)$$

gde je $M_Q = k_{p,T} k_{pol} k_s$ očitavanje elektrometra korigovano na referentne vrednosti temperature i pritiska ($k_{p,T}$), kao i korekcije na efekte polarizacije (k_{pol}) i rekombinacije (k_s).

Jonizacione komore u RT su otvorenog tipa (na ambijentalni vazduh), te je masa vazduha u aktivnoj sredini komore subjekat promena u atmosferi. Korekcionni faktor na pritisak i temperaturu $k_{p,T} = (273.2+T)P_0/(273.2+T_0)P$, treba primeniti da bi se konvertovala masa vazduha u komori u odnosu na referentne uslove. P i T su pritisak i temperatura vazduha u komori za vreme merenja, a P_0 i T_0 su referentne vrednosti (obično: 101.3 kPa i 20 °C).

Efekat korekcije očitavanja elektrometra na promenu polarizacije u jonizacionoj komori treba primeniti u svakom korisničkom snopu i uračunati ga preko korekcionog faktora polarizacije $k_{pol} = (|M_+|+|M_-|)/2M$, gde su M_+ i M_- očitavanja elektrometra pri pozitivnom i negativnom polaritetu, a M na referentnom (pozitivnom ili negativnom).

Nepotpuno sakupljanje naelektrisanih čestica u šupljini jonizacione komore usled rekombinacije jona, takođe zahteva upotrebu korekcionog faktora (k_s). Određuje se tzv. metodom dva napona. Koriste se merene vrednosti naelektrisanja M_1 i M_2 na naponima V_1 i V_2 ($V_1/V_2 \geq 3$). Faktor rekombinacije je dat kao $k_s = a_0 + a_1(M_1/M_2) + a_2(M_1/M_2)^2$, gde su a_i konstante (npr za $V_1/V_2 = 3$, $a_0 = 1.198$, $a_1 = -0.875$, $a_2 = 0.677$).

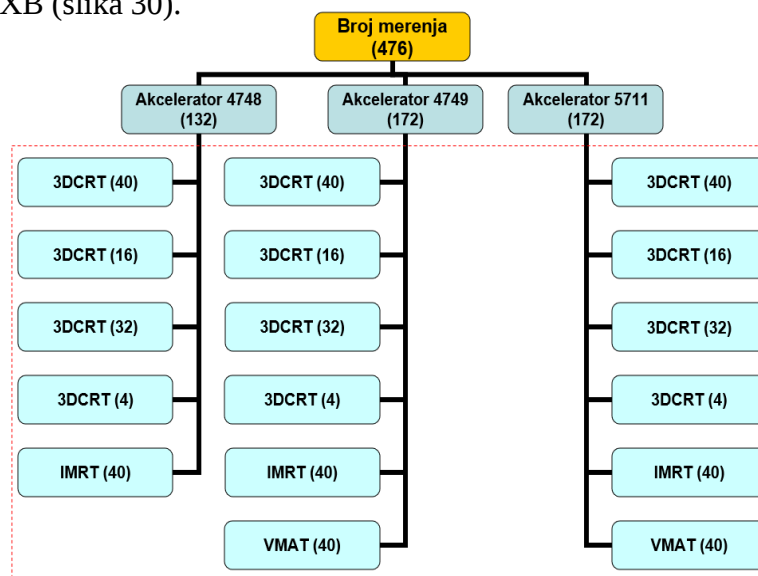
Kalibracioni koeficijent – faktor komore ($N_{D,w,Q0}$) u smislu apsorbovane doze u vodi u uslovima obezbeđenim u kalibracionoj laboratoriji sa referentnim kvalitetom fotonskog snopa Q_0 (obično ^{60}Co).

Razlika između energija referentnog snopa Q_0 i aktuelnog u kome se vrše merenja Q se računa pomoću jonizacionoj komori specifičnog korekcionog faktora na kvalitet snopa $k_{Q,Q0}$.

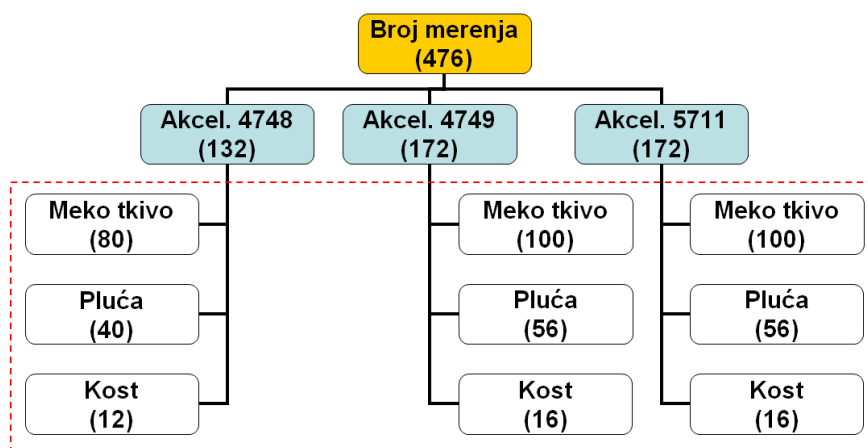
Iz prethodnog sledi da se u plućima i materijalima ekvivalentnim kostima, doze mere u malim zapreminama vode (zapremina jonizacione komore) unutar ovih materijala. Stoga izmerene doze u tim tačkama mogu imati veću grešku od tačaka u plastičnoj vodi. Uticaj ovih malih volumena vode može biti povećanje izračunate doze do 2 % za materijal ekvivalentan plućima i 0.3 % za materijal ekvivalentan kosti [30].

4.5. Veličina uzorka

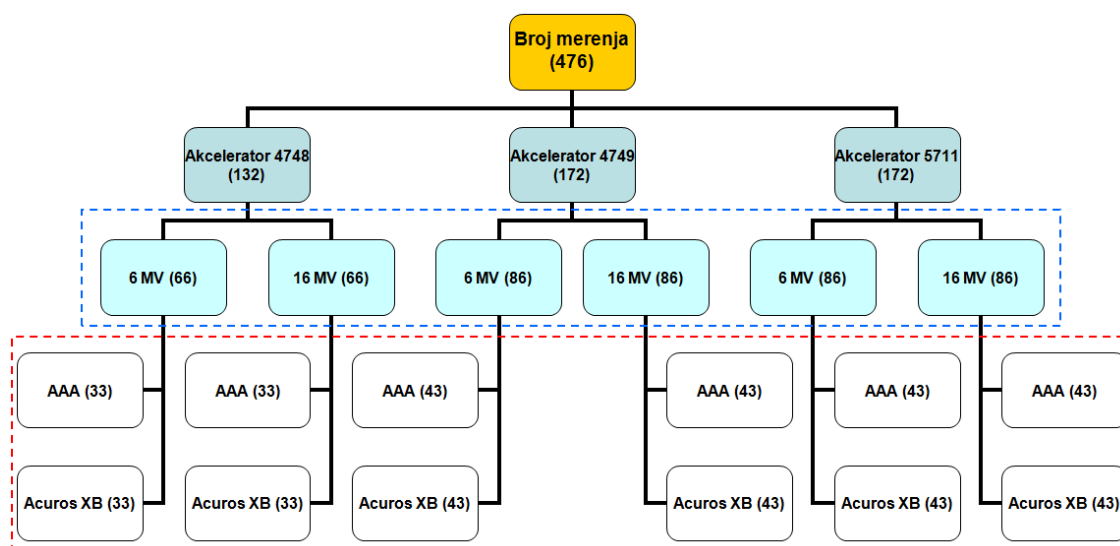
Ukupan broj mernih mesta na tri Linaka (slika 28) bio je 476, odnosno 132 na Linaku 1 (92 za 3DCRT i 40 IMRT), 172 na Linaku 2 (92 3DCRT i 40 IMRT/VMAT) i 172 na Linaku 3 (92 3DCRT i 40 IMRT/VMAT). Podeljeno po tkivima, izvršeno je 280 merenja u mekom tkivu, 152 u plućima i 44 u kostima (slika 29). Po 238 merenja obavljeno je na snopovima fotona 6 MV i 16 MV, kao i kalkulacionim algoritmima AAA i Acuros XB (slika 30).



Slika 28. Broj mernih pozicija po Linaku i RT planu.



Slika 29. Broj mernih pozicija po vrsti tkiva.



Slika 30. Broj mernih pozicija po energiji fotonskog snopa i kalkulaciónom algoritmu.

4.6. Statistička analiza

4.6.1. CT-RED konverzionih krivih

Rezultati su predstavljeni kao aritmetičke srednje vrednosti sa standardnim devijacijama (SD). Odnos i snaga povezanosti između nezavisnih prediktora (tipovi tkiva, napon u CT cevi, FOV i dimenzija fantoma) i zavisne varijable (HU), utvrđena je upotrebom višestruke standardne linearne regresione analize (*enter method*). Višestruka je jer ima više nezavisnih promenljivih (N_i), regresiona funkcija je linearna po koeficijentima (β) te koristi regresionu funkciju kao najbolje predviđanje zavisno promenljive (Y) na osnovu N_i . Višestruki regresioni linearni model ima oblik: $Y = \beta_0 + \beta_1 N_1 + \dots + \beta_i N_i + \varepsilon$, gde je ε greška merenja. Zadatak regresije je da otkrije više faktora (N_i) koji utiču na zavisnu promenljivu (Y). kod standardne analize, sve nezavisne promenljive se unose istovremeno u model.

U cilju utvrđivanja jesu li nagibi dve prave linije međusobno značajno različiti (linearna regresiona analiza), korišćena je sledeća formula: $T = (B_1 - B_2) / \sqrt{(SE_1^2 + SE_2^2)}$, gde su B_1 i B_2 odgovarajući nagibi a SE_1 i SE_2 odgovarajuće vrednosti standardnih grešaka regresionih linija [31].

4.6.2. Merenja na Linaku

Procena vrednosti apsolutne doze izmerene na svakom mernom položaju na Linaku (D_{mereno}) i izračunate u TPS (D_{TPSkalk}), zbog ograničenog broja mernih položaja u fantomu Thorax 002LFC, normalizovana je dozom izmerenom u referentnoj tački ($D_{\text{mereno, ref}}$) za svaki test. Stoga je jednačina za izračunavanje relativne greške X (%):

$$X (\%) = 100 * ((D_{\text{TPSkalk}} - D_{\text{mereno}}) / D_{\text{mereno, ref}}) \quad (20)$$

Dopuštena odstupanja za 3DCRT planove bila su (2 - 4) %, dok su za IMRT/VMAT (3 - 4) %.

Podaci su predstavljeni kao aritmetička srednja vrednost sa standardnom devijacijom (SD). Za procenu normalnosti raspodele podataka primenjen je Kolmogorov-Smirnov test.

Snaga povezanosti između nezavisnih faktora (Linaci, kalkulacioni algoritmi, vrste tkiva, energije fotona, testovi) i podataka relativne greške (zavisni faktor), određena je upotrebom univarijantne i višestruke linearne regresione analize. Dalja detaljnija analiza izvršena je upotrebom GLM univarijantnih ANOVA (post hoc Bonferroni test) i Mann-Whitney U testova. Sve analize su procenjene na minimalni nivo statističke značajnosti $p < 0.05$.

Kompletna statistička analiza podataka rađena je statističkim softverskim paketom *statistic package for the Social Science* (SPSS) 18 (IBM, Armonk NY, USA).

4.7. Kalkulacioni algoritmi za planiranje tretmana u radioterapiji

Precizan i brz proračun izodozne raspodele, na osnovu CT rekonstruisanog pacijenta u TPS-u, je jedan od najvažnijih procesa u RT lancu. Proces je bitan ne samo zbog homogenog ozračivanja tumora već i zbog doznih limita u okolnim organima od rizika. Korisnici TPS-a trebaju poznavati osnove kalkulacionih algoritama koje koriste u kliničkoj praksi radi eventualnih prednosti i nedostataka istih. Tačnost kalkulacije doze u pacijentu u najvećoj meri zavisi od parametara i aproksimacija koje se koriste [32].

Kalkulacioni algoritmi za proračun doze, koji se koriste u radioterapijskim TPS, mogu se podeliti u dve grupe:

- a) algoritmi zasnovani na korekcionim faktorima dobijenim merenjima u fantomima (*correction-based*) i
- b) algoritmi zasnovani na modeliranju fizičkih interakcija snopa (*model-based*).

Algoritmi zasnovani na modeliranju imaju mogućnost simuliranja transporta zračenja u 3D prostoru [5].

4.7.1. Algoritmi zasnovani na korekcionim faktorima

Rani sistemi za planiranje terapije za visoko-energetske fotone su kalkulisali dozu u “homogenom” pacijentu tj. u pacijentu od materijala ekvivalentnog vodi. Osnovni parametri snopa su mereni u vodenom fantomu za polja pod referentnim uslovima kada snop pod pravim uglom pada na ravnu površinu sredine ekvivalentne vodi, a zatim se radila ekstrapolacija ovih merenja za određeni klinički tretman. Pri proračunu doze moraju se uzeti korekcionni faktori za geometriju pacijenta, kao i za nehomogenost sredine. Prilikom kalkulacije doze kod algoritama zasnovanih na korekcionim faktorima se primarna i rasejana komponenta zračenja tretiraju odvojeno pošto imaju različito fizičko ponašanje u materijalu. Primarna komponenta opisuje raspodelu energije fotona prilikom prve interakcije u materijalu, dok rasejana komponenta opisuje raspodelu energije u narednim interakcijama.

Pošto se kalkulacija doze dešava u sredini ekvivalentnoj vodi te se vrši korekcija za nehomogenost sredine metodom “tačka po tačka”, korekcionni faktori se određuju praćenjem snopa od izvora – fokusa pa do tačke od interesa. Nedostatak u ovom slučaju je premala korekcija kada je gustina sredine manja od gustine vode, a prevelika kada je gustina sredine veća od gustine vode [5]. Kalkulacija doze na ovaj način uvek pretpostavlja smanjivanje rasejane komponente kada je gustina manja od vode, a povećanje kada je veća.

Glavni problem kod “*correction based*” algoritama je nedovoljna tačnost kalkulacije kod nehomogenih sredina, naročito na prelazu dve sredine različitih gustina, zbog ograničenog modelovanja rasejane komponente doze. Međutim, u složenijim situacijama, kod polja iregularnog oblika ili kod polja koja se koriste kod intenzitetom modulisanе radioterapije (IMRT i VMAT), kada je potrebna veća tačnost, upotreba “*correction-based*” algoritama više nije adekvatna [32].

4.7.2. Algoritmi zasnovani na modeliranju

“*Model-based*” algoritmi su standard u trenutno dostupnim komercijalnim kliničkim sistemima za planiranje transkutane radioterapije. “*Pencil beam*” algoritam je najjednostavniji i najbrži, ali se danas koristi samo za grubu kalkulaciju pre primene tačnijeg algoritma. Tačniji su superpozicioni algoritmi koji ne opisuju u potpunosti fizičke procese koji su uključeni u apsorpciju energije u pacijentu. Najtačniji pristup koji obuhvata većinu poznatih fizičkih interakcija na nivou elementarnih čestica i tkiva je *Monte Carlo* pristup [32].

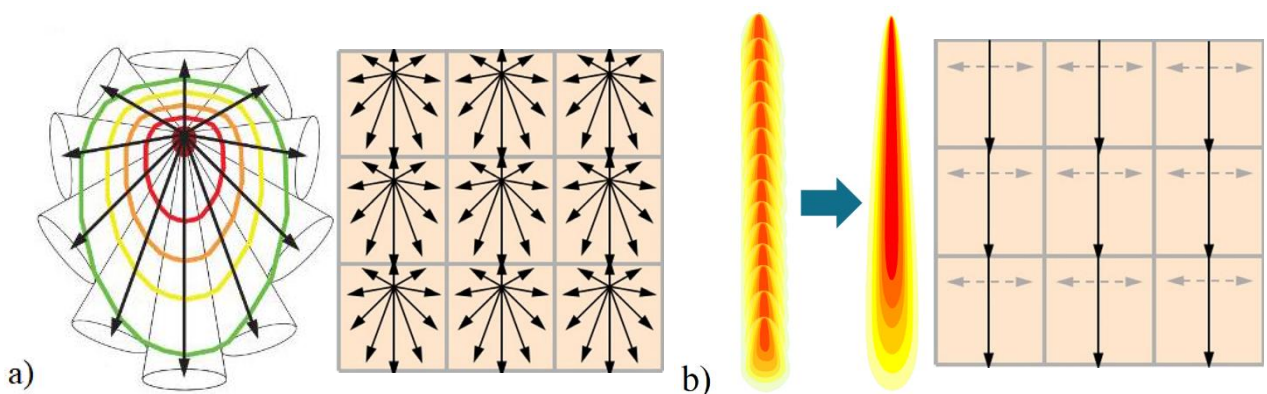
Algoritmi zasnovani na modeliranju vrše proračun doze simulirajući prolaz zračenja kroz materijalnu sredinu. Kod ovih algoritama izračunavanje apsorbovane doze se vrši u dve faze, razdvajajući primarni snop koji potiče od linearnog akceleratora od transporta energije u pacijentu. U prvom delu simuliraju se fizički procesi koji se dešavaju pri prolasku snopa fotona kroz sistem za oblikovanje i kolimaciju medicinskog linearnog akceleratora i zbog toga ovakvi algoritmi moraju imati informacije o geometriji-dimenzijama i materijalu od koga je taj deo linearnog akceleratora napravljen. U drugoj fazi računanja apsorbovane doze u pacijentu uračunava se gustina sredine i njen hemijski sastav.

Kod metode zasnovane na *Monte Carlo* simulaciji, izodozna raspodela dobija se simulirajući kretanje–interakcije fotona i elektrona kroz materiju, tj. simulacija interakcija velikog broja čestica. Što je veći broj čestica, to je veća tačnost predviđanja izodozne raspodele. Kretanje čestica se posmatra od mete i kolimacionog sistema („fazni“ prostor) te interakcije sa sredinom kroz koju prolaze, sve dok im energija ne padne ispod nekog definisanog praga, ili izađu iz zapremine od interesa. To je jedini metod koji uračunava gotovo sve relevantne interakcije elektrona i fotona i samim tim najtačniji metod. Za proračun energije predate organizmu potrebna je informacija o organima i tkivima koje se nalaze na putu snopa fotona.

Pre razmatranja procesa apsorpcije doze u pacijentu prvo se mora modelovati zračni „*output*“ Linak-a. To zahteva informacije o energetskom spektru i fluksu primarnog snopa, kao i o rasejanom zračenju koje potiče od glave linearnog akceleratora. Takođe,

mora se modelirati prisustvo kontaminirajućih elektrona u fotonskom snopu. Precizan način da se okarakteriše snop zračenja je da se izvrši potpuna *Monte Carlo* simulacija procesa nastajanja fotona kao i njihova atenuacija i rasejanje u glavi linearnog akceleratora [33].

Energetski fluks primarnog fotonskog snopa služi kao osnovna informacija za kalkulaciju apsorpcije i transporta energije unutar pacijenta. Primarna fotonska interakcija u pacijentu se prikazuje ukupnom energijom oslobođenom po jedinici mase (*total energy released per unit mass* - TERMA) i zavisi od primarnog fotonskog fluksa. Način na koji će se energija širiti od mesta primarne interakcije, po jedinici TERMA je funkcija prostiranja apsorbovane doze ili KERNEL. Kod “*model based*” algoritama se obično koriste dve osnovne vrste kernela: “*pencil-beam*” (oblik olovke) i “*point*” (tačkasti), slika 31 [32].

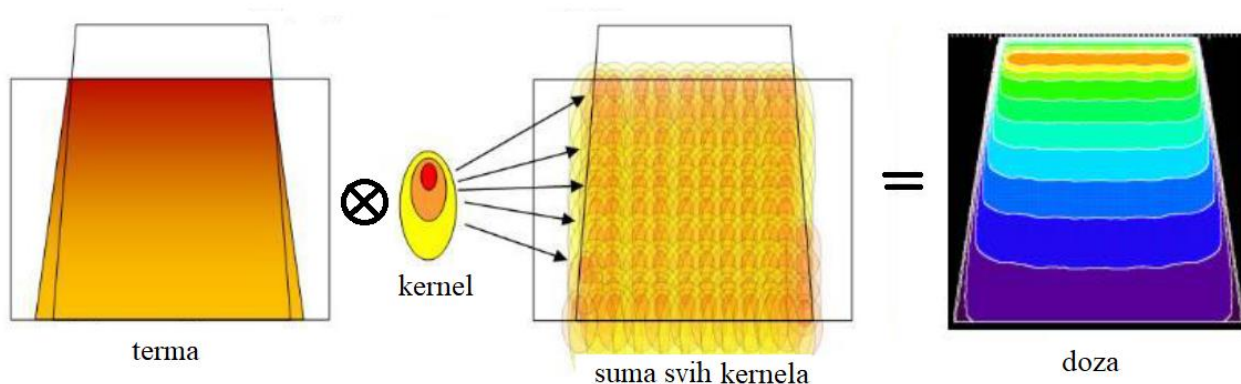


Slika 31 a) “*Point*” kerneli, b) “*pencil-beam*” kerneli.

Kod “*pencil-beam*” (PB) algoritama se pretpostavlja da je ulazni fotonski snop konglomerat velikog broja manjih “*pencil-beam*”-ova. Svaki od njih deponuje neku dozu duž svoje centralne ose. Integracijom doprinosa doze duž centralne ose svakog “*pencil-beam*” kernela se dobija dozna distribucija čitavog ulaznog snopa zračenja. Ovaj proces se naziva superpozicija. U najjednostavnijem slučaju se pretpostavlja da su svi kerneli doze jednaki, tj. dozni kernel ne uračunavaju promene u fotonskom spektru u različitim tačkama snopa, a gustina tkiva pacijenta se smatra homogenom. Tada su kerneli samo funkcije rastojanja između mesta interakcije i mesta gde se doza određuje. U ovoj situaciji se za kalkulaciju doze može primeniti konvolucija, koja predstavlja specijalni slučaj superpozicije. Kalkulacijom pomoću ovog algoritma dolazi do

značajnog ubrzavanja procesa kalkulacije. Međutim, u realnom slučaju se moraju računavati nehomogenosti, a to se postiže promenom veličine kernela srazmerno lokalnoj gustini tkiva. Ove korekcije se primenjuju na kernel doze svakog “*pencil-beam*” -a u zavisnosti od lokalnih varijacija gustine koje utiču na odgovarajući “*pencil-beam*”. Nakon toga se koristi isti proces superpozicije koji sabira doprinose doze u svakoj tački od okolnih “*pencil-beam*” kernela. Uprkos ovoj korekciji “*pencil-beam*” algoritmi imaju teškoća pri kalkulaciji oko nehomogenosti, tj. varijacije u elektronskim gustinama normalno na centralnu osu “*pencil-beam-a*” se ne računavaju [32].

Kod algoritama zasnovanih na “*point*” kernelima inicijalna mesta fotonskih interakcija se mogu shvatiti kao “izvori” energije, dok “*point kernels*” predstavljaju funkcije prostiranja energije, slika 32.



Slika 32. Šematski prikaz kalkulacije doze metodom superpozicije.

Korekcije za nehomogenosti zapravo predstavljaju modifikacije primarne TERME na osnovu funkcije prostiranja doze od mesta ulaska fotona do mesta kalkulacije doze u nekoj tački pacijenta. Korišćenjem tačkastih kernela se dobija bolja rezolucija nego kod “*pencil-beam*” kernela. Takođe, kod tačkastih kernela se u obzir uzimaju nehomogenosti u svim smerovima, a ne samo u pravcu centralne ose kao kod “*pencil-beam*” kernela.

Metode zasnovane na kernelima su tačnije od empirijskih metoda, ali i dalje imaju ograničenja u modeliranju situacija sa većim lateralnim odstupanjem u elektronskim gustinama, kao što je kod malih veličina polja sa velikom fotonskom energijom snopa u sredini sa manjom elektronskom gustinom (pluća) [34].

4.7.3. AAA i Acuros XB kalkulatorni algoritmi

Najvažniji deo svakog komercijalno dostupnog TPS-a je u njega instalirani kalkulatorni algoritam (softver), koji na osnovu konkretne pacijentove anatomije i seta unetih podataka sa Linaka i CT-a, računa raspodelu doze u pacijentu.

TPS za planiranje RT tretmana u Centru za radioterapiju u Banjaluci je Eclipse 13.6. Eclipse poseduje dva kalkulatorna algoritma: AAA (*Analytical Anisotropic Algorithm*) i Acuros XB. U TPS-u postoje dve kalibracione krive. Jedna je konverzija HU u RED koja se koristi kao ulazna veličina za AAA algoritam, druga kriva je konverzija HU u masenu gustinu koja je ulazni podatak za Acuros XB algoritam.

4.7.3.1. Analitički Anizotropni Algoritam (AAA)

Algoritam AAA je razvijen (1995. godine) za preciznije proračunavanje apsorbovane doze, posebno u heterogenoj sredini, a zasniva se na 3D “*pencil beam*” konvoluciono–superpozicionom algoritmu gde se posebno modeliraju primarni fotoni, rasejani fotoni i elektroni rasejani na uređajima za kolimaciju snopa.

AAA, računa dozu kao doprinose sledećih komponenti: 1) zakočnih fotona dobijenih interakcijom ubrzanih elektrona i mete, a koji ne interaguju sa kolimacionim sistemom u glavi Linaka, 2) fotona rasejanih na “ravnajućem” filteru, primarnom kolimatoru i dijafragmama i 3) elektrona nastalih usled Komptonovog efekta u glavi Linaka.

Izvršavanje AAA algoritma sastoji se od dve komponente: konfiguracionog algoritma i algoritma za proračun doze.

Konfiguracioni algoritam koristi se za određivanje osnovnih fizičkih parametara koji se koriste za određivanje fluksa i energetskog spektra fotona i elektrona prisutnih u kliničkom snopu, kao i njihovih osnovnih svojstava rasejanja u vodi ekvivalentnom materijalu. Iako su se neki od parametara koji se koriste u algoritmu za izračunavanje doze mogli izvesti sa razumnom preciznošću iz jednostavnih merenja dubinske doze i profila snopova u vodenom fantomu, eksperimentalno određivanje svih parametara je praktično nemoguće. To se rešava u AAA modelu pred-kalkulacijom svih parametara

pomoću *Monte Carlo* simulacija, a zatim modifikovanjem tih parametara kako bi bili što bliži sa stvarnim izmerenim kliničkim podacima snopa tokom faze konfiguracije podataka. Nakon postupaka unosa seta specifičnih podataka za određeni Linak, faza konfiguracije snopa je završena, i podaci se kasnije preuzimaju za realni proračun doze. *Algoritam za proračun stvarne doze* koristi parametre dobijene iz merenja u vodenom fantomu. Eksperimentalno određivanje svih parametara praktično je nemoguće pa AAA model preračunava sve parametre koristeći *Monte Carlo* simulacije, koje prilagodi (*fitting*) stvarnim izmerenim kliničkim podacima za linearni akcelerator. Oni se pak koriste za konstrukciju faznog prostora koji definiše fluks i energetski spektar kliničkog snopa specifične za svaki Linak. Klinički široki snop podijeljen je na male snopove konačne veličine – bimlete. Konačna raspodela doze dobija se superpozicijom doze izračunate sa konvolucijama fotona i elektrona za pojedinačne bimlete.

Ovakav pristup omogućava brzo i precizno određivanje svih osnovnih parametara potrebnih za proračun doze. AAA model pruža brz i precizan proračun doze za kliničke fotonske snopove, čak i u regijama složenih heterogenosti tkiva za sve tehnike EBRT [35].

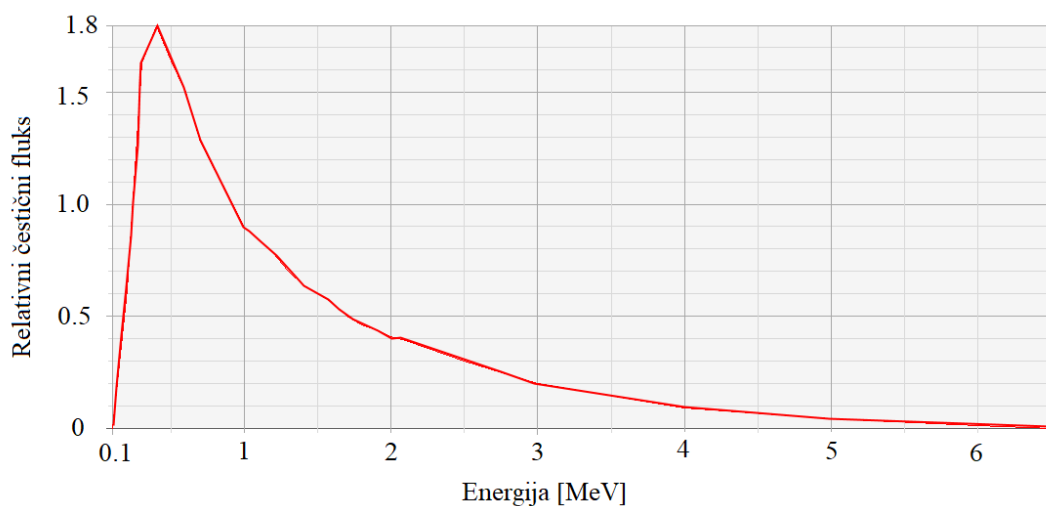
Moderne visoko modulisane tehnike (IMRT i VMAT) u kliničkoj radioterapiji fotonskim zračenjem, postavljaju sve veće zahteve za tačnošću i brzinom algoritama za izračunavanje doze, posebno u nehomogenim regijama. Istovremeno, ograničenja resursa u realnom kliničkom okruženju nalažu da se visoka preciznost ne može dobiti produžavanjem vremena računanja. Funkcionalni oblici osnovnih fizičkih izraza u AAA omogućavaju analitičku konvoluciju, što značajno smanjuje vreme kalkulacije doze.

4.7.3.1.1. Fizički parametri u proračunu doze

AAA za kalkulaciju doze koristi osnovne fizičke parametre koji su prethodno izračunati *Monte Carlo* simulacijama. Ovi se parametri modifikuju tokom konfiguracije podataka snopa, tako da se dobijene izračunate karakteristike snopa što više poklapaju sa izmerenim kliničkim podacima snopa za određeni Linak. Ovo je brza i precizna metoda određivanja svih važnih fizičkih parametara za izračunavanje doze.

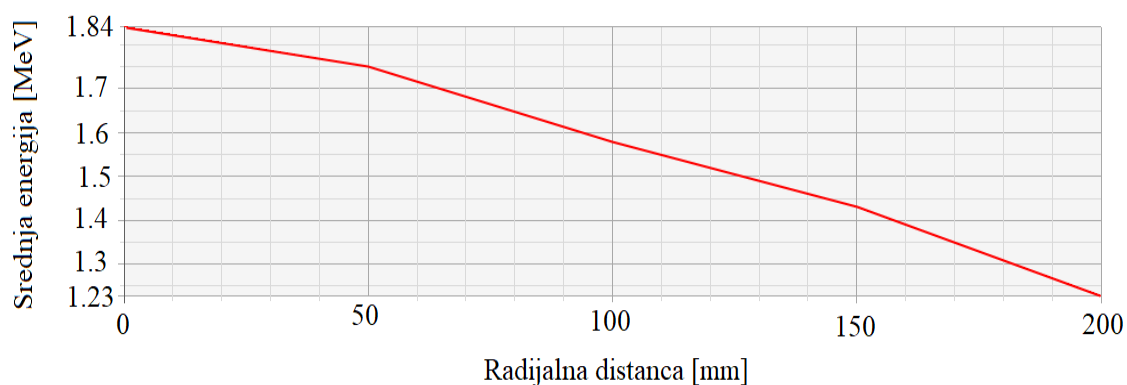
Parametri specifični za određeni klinički snop unose se u bazu podataka TPS-a i koriste za proračun raspodele doze u pacijentu. Energije fotonskih snopova koji se koriste u kliničkoj RT praksi su (4-18) MV.

Energetski spektar fotona – AAA koristi kernele potrebne za proračun doze iz energetskog spektra, koji je određen tokom procesa konfiguracije u TPS-u. Spektar fotona određen je *Monte Carlo* simulacijom zakočnog spektra elektrona koji interaguju sa metom. Na slici 33, prikazan je primer spektra primarnog 6 MV fotonskog snopa [35].



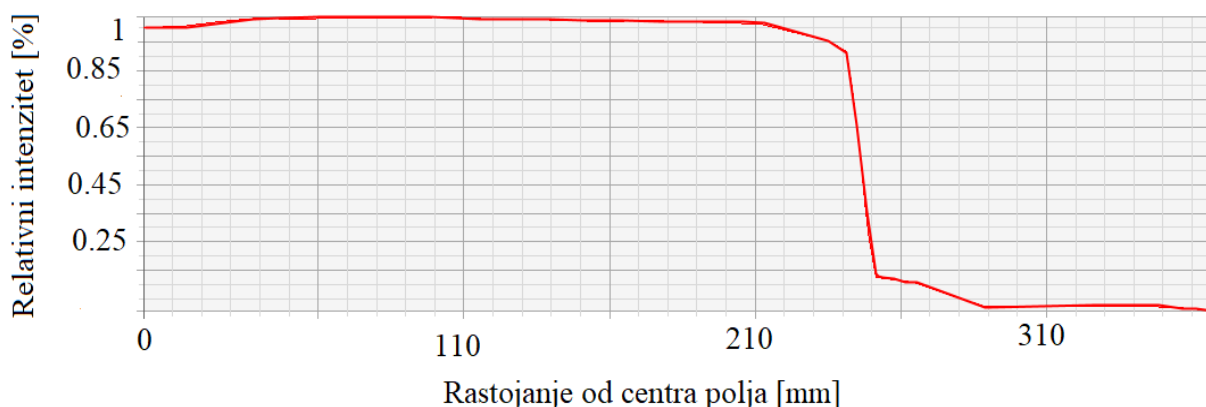
Slika 33. Energetski sektor 6 MV fotonskog snopa.

Drugi važan parametar koji utiče na energetski spektar koji koristi AAA je **srednja energija u funkciji rastojanja od centra snopa**. Primer srednje radijalne energije za snop od 6 MV dat je na slici 34. Ovu krivu AAA koristi za određivanje učinka “otvrdnjavanja” snopa fotona na ravčajućem filteru (FF), slika 36. Na osnovu krive srednje energije i materijala od kojeg je sačinjen FF, AAA određuje energetski spektar snopa na bilo kom rastojanju od centralne ose snopa [35].



Slika 34. Primer srednje energije u funkciji udaljenosti od centralne ose snopa 6 MV fotona.

Profil intenziteta fotonskog snopa – FF takođe uzrokuje da se intenzitet snopa fotona razlikuje unutar polja za klinički tretman. Varirajući fluks fotona modelira se uz pomoć parametra koji se naziva kriva profila intenziteta. Profil intenziteta izračunava se kao fluks energije fotona (broj×energija fotona) u funkciji radijalne udaljenosti od centralne ose snopa. Primer profila intenziteta za 18 MV snop prikazan je na slici 35 [35].



Slika 35. Primer profila intenziteta snopa fotona od 18 MV.

Rasejani kernel – pored parametara “faznog” prostora, osnovni fizički parametri uključuju i kernele rasejanih fotona i elektrona i njihovu dubinsku zavisnost u vodi ekvivalentnoj sredini. Ovi “raspršeni” kerneli opisuju efekte rasejanja u fantomu za različite kvalitete snopa.

4.7.3.1.2. Kliničko modeliranje fotonskog snopa

Model kliničkog snopa ima tri glavne komponente: fluks primarne energije fotona, van fokusni fotonski energijski fluks i kontaminirajući fluks elektrona.

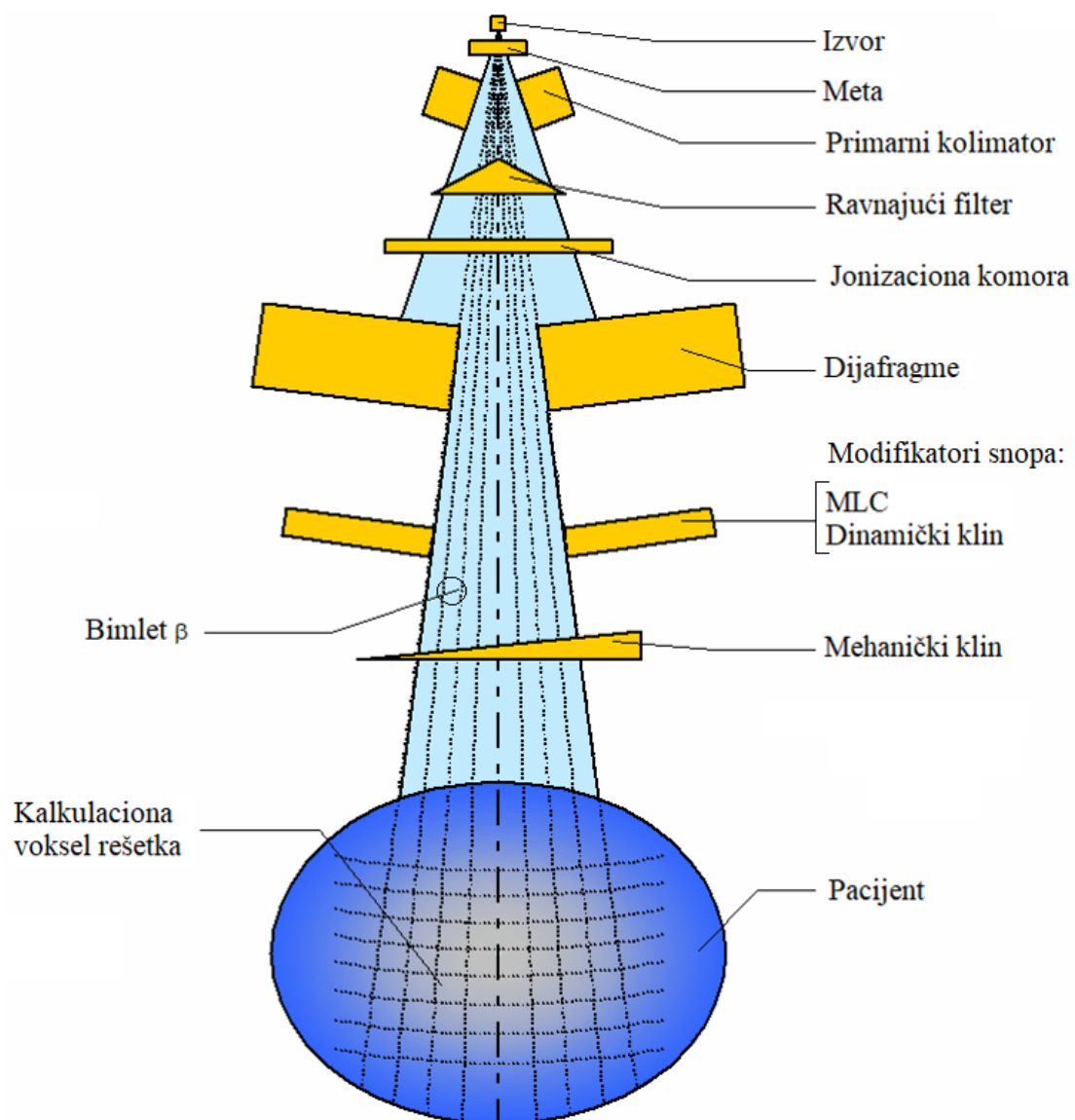
Monte Carlo simulacije za klinički model fotonskog snopa – *Monte Carlo* simulacije korištene za stvaranje početnog modela “faznog” prostora za klinički snop, uključuju geometrijsku strukturu i materijale u glavi Linaka (izvor, metu, primarni kolimator, FF, jonizacijska komora i dijafragme), kao i modifikatore snopa (slika 36).

Parametri dobijeni *Monte Carlo* simulacijom modifikuju se tokom konfiguracije podataka za svaki fotonski snop, tako da se dobijene izračunate karakteristike snopa maksimalno podudaraju sa merenim podacima kliničkog snopa za svaki Linak [35].

Široki fotonski klinički snop podijeljen je na manje snopove širine β , kao što je prikazano na slici 36. Dodatno, klinički snop podijeljen je na zasebne fotonske i elektronske komponente, svaka sa intenzitetom snopa Φ_β . Fotonski snop se deli na:

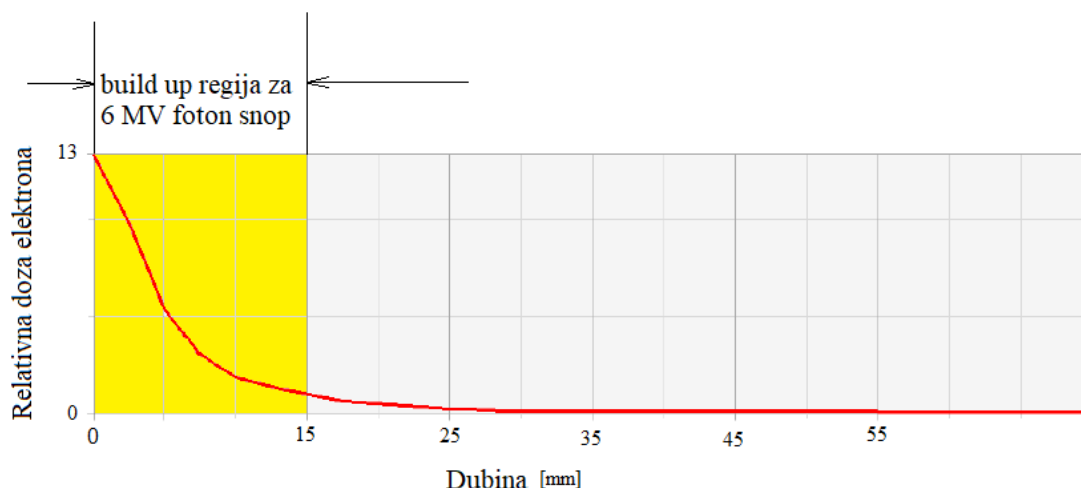
- Primarne fotone koji potiču iz mete. Odvojeni spektri energije za svaku “fanline” širokog snopa, izvedeni su iz krive srednje energije (slika 34).

- Van-fokusne fotone, rasejane na ravnajućem filtru ili uređajima za kolimaciju snopa. Pretpostavlja se da su ovi fotoni ravnomerno raspoređeni u širokom snopu i modelirani preko sekundarnog “izvora” koji ima prilagodljivi intenzitet i lokaciju ispod primarnog izvora (u nivou donje ivice FF).



Slika 36. Komponente kolimatora kliničkog RT aparata.

Elektronska kontaminacija – komponenta elektronske kontaminacije opisuje dozu deponovanu u *bild up* regiji (slika 37), koja nije uzeta u obzir primarnom i rasejanom fotonskom komponentom. Elektronska kontaminacija se modelira krivom procentualne dubinske doze (PDD), koja zavisi od dubine i opisuje ukupnu dozu kontaminacije elektrona na određenoj dubini.



Slika 37. Primer krive elektronske kontaminacije

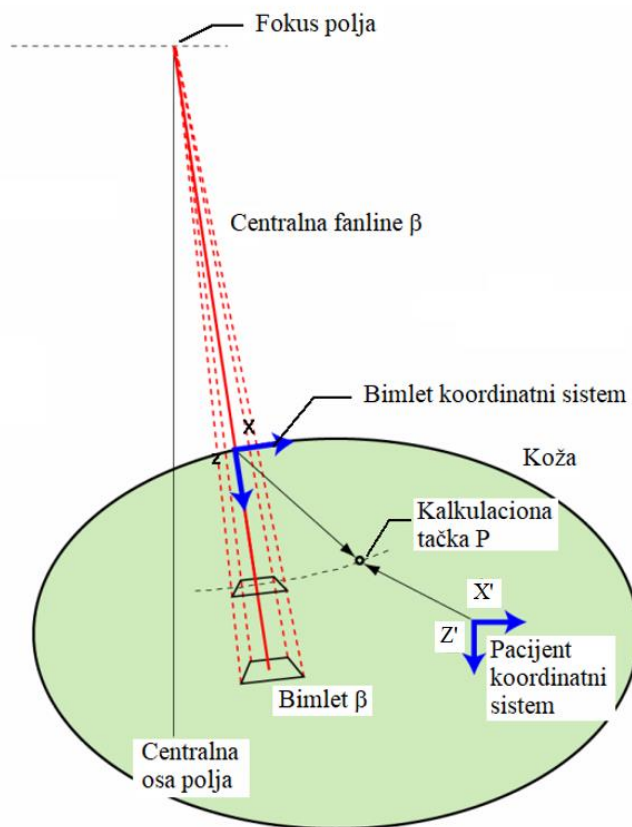
Modifikatori snopa u modelu kliničkog snopa – većina modifikatora fotonskog snopa (slika 36), utiču samo na fluks snopa koji se koristi za računanje doze kod AAA algoritma. MLC koristi korisnički definisani faktor transmisije, za modelovanje promene fluksa kada je snop oblikovan ovim dodatkom. Dinamički klinovi i IMRT polja takođe modikuju fluks snopa.

4.7.3.1.3. Zapreminski proračun doze

Za proračun zapreminske raspodele doze, volumen tela pacijenta podeljen je u matricu rešetke 3D vokselu (slika 36). Geometrija mreže vokselu je divergentna i koordinatni sistem poklapamo sa “*fanline*” linijama. Svaki voksel povezan je sa srednjom gustinom elektrona (ρ_e) koja se dobija iz CT slika pacijenta, a na osnovu konverzije krive (HU-RED) koju je odredio korisnik. 3D distribucija doze računa se iz zasebnih konvolucija za svaki od: primarnih fotona, rasejanih fotona i kontaminirajućih elektrona. Konvolucije se izvode za sve bimlete konačne veličine koji čine klinički snop. Konačna raspodela doze dobija se superpozicijom pojedinačnih bimleta [35].

Bimleti – na slici 38 je prikazana geometrijska definicija koordinata koje se odnose na jedan bimlet u X–Z ravnini, pri čemu je Y osa usmerena prema napolju (iz papira). Koordinate su definisane u dva koordinatna sistema: pacijent i bimlet. Koordinate kalkulacione tačke (P) na slici su (X',Y',Z') u koordinatnom sistemu pacijenta i (X, Y,

Z) u koordinatnom sistemu bimleta. Koordinata dubine (Z) meri se od tačke preseka središnje linije “*fanline*” i kože u koordinatnom sistemu bimleta [35].



Slika 38. Koordinate u koordinatnom sistemu pacijenta i bimlet-a u X–Z ravni.

Pošto je kliničko zračno polje podeljeno je na snopove konačne veličine, bimlete, površina poprečnog preseka bimleta odgovara rezoluciji kalkulacionog voksel.

Kalkulacija doze zasniva se na konvolucijama preko preseka snopa bimleta odvojeno za primarne fotone, rasejane fotone (drugi izvor) i elektrone koji kontaminiraju primarni snop. Doza se pretvara–konvertuje korišćenjem osnovnih fizičkih parametara definisanih za svaki bimlet.

Sve funkcije koje zavise od dubine, i koje se koriste u konvolucijama snopa zraka izračunavaju se duž središnje linije *fanline* zraka pomoću koordinate dubine z koja definiše stvarnu udaljenost od površine tela pacijenta (slika 38).

Doza do proizvoljne proračunske tačke (X', Y', Z') u pacijentu dobija se sumiranjem doprinosa doze svih pojedinačnih bimleta (β) otvorenog polja u konačnoj superpoziciji [35].

4.7.3.1.4. Kalkulacija Doze

Superpozicija – konačna doza $D(X, Y, Z)$ u proizvoljnoj proračunskoj tački u pacijentu, dobija se superpozicijom doprinosa doze primarnih fotona (ph1), rasejanih fotona (ph2) i kontaminirajućih elektrona iz svih pojedinačnih bimleta β :

$$D(X', Y', Z') = \sum_{\beta} D_{ph1, \beta}(X', Y', Z') + \sum_{\beta} D_{ph2, \beta}(X', Y', Z') + \sum_{\beta} D_{kont, \beta}(X', Y', Z') \quad (21)$$

MU kalkulacija – proračun monitorskih jedinica zasniva se na kalibracionim merenjima izvedenim sa setom pravougaonih zračnih polja, od najmanje (2x2 cm²) do najveće veličine polja (40x40 cm²).

Efekti rasejanja u glavi kolimatora simulirani su *Monte Carlom* za Varian akceleratoru koristeći ekstra-fokalni izvor fotona. Faktori rasejanja u fantomu izračunavaju se transportom fotona. Faktori povratnog rasejanja na MU komoru određuju se iz tabele *output* faktora [35].

4.7.3.2. Acuros XB (External Beam Algorithm)

Acuros XB algoritam razvijen je kako bi pružio precizni i brzi proračun doze za EBRT fotonskim snopovima energija od 4 MV do 25 MV, i kalkulacionim mrežama vokselu dimenzija od 1 do 3 mm.

Acuros XB se svodi na rešavanje linearne Boltzmanove transportne jednačine (LBTE). LBTE makroskopski opisuje ponašanje radijacionih čestica (fotona, elektrona, ...) dok se kreću i interaguju sa materijom, uzimajući u obzir nehomogenosti sredine.

Linearna Boltzmanova jednačina transporta je linearizacija Boltzmanove jednačine pod pretpostavkom da čestice zračenja interaguju samo sa sredinom kroz koju prolaze, ali ne i jedna sa drugom. Postoje dva pristupa rešavanju LBTE. Prvi pristup rešenja je tzv. *Monte Carlo* metodom koja stohastički predviđa kretanje čestica kroz neki medijum, prateći statistički značajan broj čestica kroz uzastopne slučajne interakcije. Ova metoda ne rešava eksplicitno LBTE, već indirektno dolazi do njenog rešenja [35].

Drugi pristup podrazumijeva direktno rešavanje jednačine numeričkim metodama.

Da bi izvršio proračun, program Acuros XB mora poznavati materijalni sastav svakog voksel. Zbog toga je i potrebna konverzionna kriva u TPS-u, jer program prvo uzima HU sa CT skena, a zatim ih pretvara u masenu gustinu na osnovu kalibracione krive u sistemu.

U EBRT, heterogenosti koje unose materijali kao što su pluća, vazduh, kosti i implantati mogu značajno uticati na raspodelu doze u pacijentu, posebno u prisustvu malih ili nepravilnih polja. Kroz rešavanje LBTE, Acuros XB direktno uračunava efekte ovih heterogenosti.

I *Monte Carlo* i eksplicitne metode rešenja LBTE su konvergentne. Odnosno, uz dovoljnu preciznost oba pristupa će konvergirati ka istom rešenju. Ostvariva tačnost oba pristupa je ekvivalentna i ograničena je samo nesigurnostima u podacima o čestičnim interakcijama.

Međutim, u praksi ni *Monte Carlo* ni eksplicitno LBTE rešenje nisu tačne, obe metode poseduju greške. U *Monte Carlu* greške su stohastičke i rezultat su simulacije konačnog broja čestica.

Kada *Monte Carlo* metode koriste određene tehnike za skraćanje vremena kalkulacije, to može voditi ka sistematskim greškama. U eksplicitnim metodama LBTE rešenja, greške su prvenstveno sistematske prirode. Pored toga, razlike mogu takođe rezultirati iz tretmana naelektrisanih čestica Kulonovih interakcija, koje su uglavnom aproksimirane i u *Monte Carlu* i u eksplicitnom LBTE rešenju, tj. kompromis postoji između brzine i tačnosti kalkulacije. Smanjenje vremena kalkulacije može biti postignuto samo kada su navedeni manje strogi kriteriji tačnosti i obrnuto.

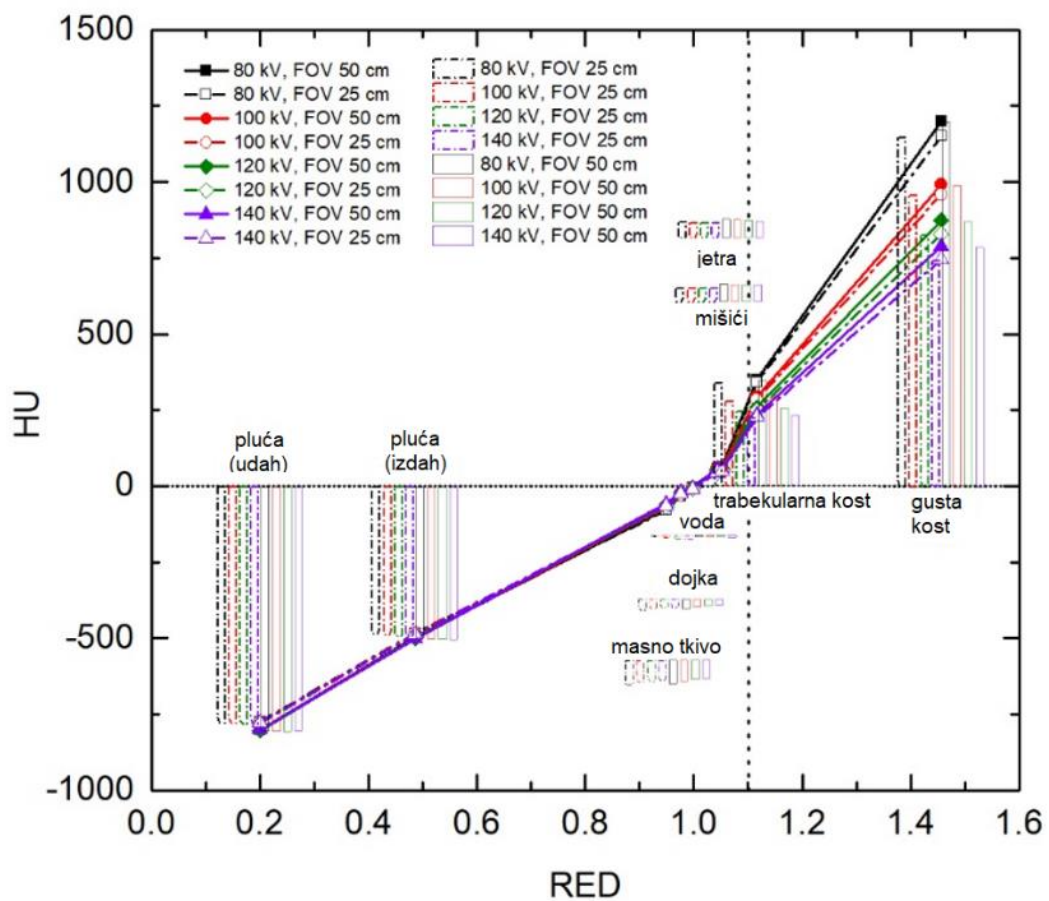
5. Rezultati

5.1. Zavisnost CT-RED krive od napona u CT rendgenskoj cevi i FOV-a

Merenjem vrednosti HU (72 merne tačke, 216 merenja) za poznate tipove tkiva, odnosno RED vrednosti, dobili smo podatke za CT-RED konverzionu krivu, pomoću CIRS 062M pelvis fantoma. Merenja na različitim naponima CT cevi i FOV-a su tabelarno (tabela 6), te grafički/histogramski prikazani na slici 39.

Tabela 6. Srednje vrednosti HU za CIRS 062M pelvis fantom za različite vrednosti napona CT cevi i FOV-a.

CIRS 062M- pelvis	RED (u odnosu na H ₂ O)	HU							
		80 kV		100 kV		120 kV		140 kV	
		FOV 25 cm	FOV 50 cm	FOV 25 cm	FOV 50 cm	FOV 25 cm	FOV 50 cm	FOV 25 cm	FOV 50 cm
pluća (udah)	0.2	-774.7	-801.8	-776.7	-802.3	-778.9	-803.2	-778.5	-800.9
pluća (izdah)	0.486	-482.3	-496.9	-484.9	-498.2	-487.0	-499.2	-487.4	-501.1
masno tkivo	0.949	-80.15	-76.88	-71.08	-67.37	-67.3	-61.6	-64.22	-58.6
dojka	0.976	-34.35	-31.2	-30.11	-25.48	-27.35	-21.8	-24.88	-19.75
voda	0.998	-3.02	-3.93	-6.16	-5.43	-8.83	-5.8	-10.9	-7.03
mišići	1.043	44.63	58.67	45.3	56.55	45.08	55.6	43.92	55.92
jetra	1.052	52.84	62.53	51.18	59.35	50.05	57.87	48.73	55.25
trabekular. kost	1.117	342.9	350.6	283.9	292.5	250.6	259.0	227.2	234.7
gusta kost	1.456	1150.	1199.	958.9	990.2	828.8	874.0	744.3	787.7



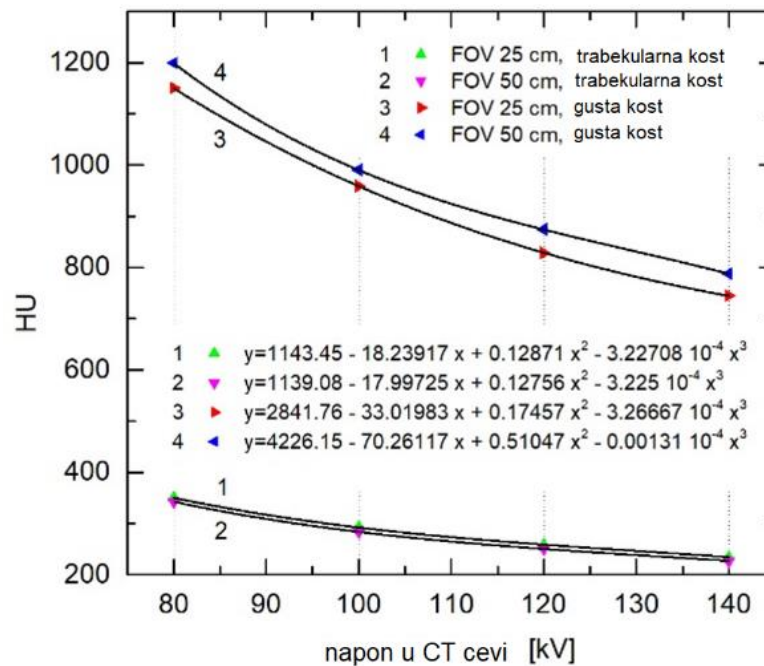
Slika 39. CT-RED (grafički histogram) dobijen fantomom CIRS 062M pelvis, za različite napone CT cevi (80 kV, 100 kV, 120 kV i 140 kV) te FOV 25 cm i 50 cm.

Rezultati višestruke linearne regresione analize na srednje vrednosti HU svih mernih tačaka (model zasnovan na svim dostupnim podacima, N = 216) za fantom CIRS 062M pelvis, predstavljeni su u tabeli 7.

Tabela 7. Višestruki linearni regresioni model (CIRS 062M-pelvis), efekat napona u CT cevi i FOV-a na srednje vrednosti HU, za RED u opsegu (0.2-1.456).

Vrednost: prilagođen $R^2 = 0.816$; $F = 318.83$ ($p < 0.001$)								
CIRS 062M-pelvis		Nestandardiz.		Standardiz.	t	Sig. (p)	95 % Interval	
		koeficijenti		koeficijenti			poverenja (B)	
		B	SE	Beta			Donji	Gornji
RED (0.2-1.456)	(constant)	-706.52	82.10		-8.61	0.000		
	vrsta tkiva (RED)	159.43	5.16	0.904	30.88	0.000	149.2	169.60
	napon u CT cevi	-0.94	0.59	-0.046	1.58	0.114	-2.12	0.22
	FOV	0.19	1.06	0.005	0.17	0.858	-1.91	2.29
zavisna varijabla: HU								
nezavisni prediktori: vrsta tkiva (RED), napon u CT cevi, FOV								
p-značajnost, R^2 -koeficijent multiple determinacije (koeficijent odlučivanja).								

Trend opadanja (paralelnog) HU sa povećanjem napona u CT cevi za trabekularnu i gustu kost pri različitim vrednostima FOV prikazan je na slici 40.



Slika 40. Opadanje vrednosti HU sa povećanjem napona u CT cevi za trabekularnu i gustu kost, za FOV 25 cm i 50 cm.

Sa slike 39 se vidi da izmerene vrednosti HU ne zavise od napona CT cevi i FOV-a za RED vrednosti < 1.1 , dok je za RED vrednosti ≥ 1.1 (trabekularna i gusta kost) evidentna razlika u zavisnosti od napona u CT cevi. Oba područja su zato odvojeno dodatno analizirana.

Koristeći višestruku linearnu regresionu analizu, ispitan je uticaj nezavisnih parametara (napon CT cevi i FOV) na HU za RED < 1.1 (tabela 8).

Tabela 8. Višestruki linearni regresioni model (CIRS 062M-pelvis), efekat napona u CT cevi i FOV-a na srednje vrednosti HU, za vrednosti RED < 1.1.

Vrednost: prilagođen R ² = 0.747; F = 165.41 (p < 0.001)								
CIRS 062M-pelvis		Nestandardiz.		Standardiz.	t	Sig. (p)	95 % Interval	
		koeficijenti		koeficijenti			poverenja (B)	
		B	SE	Beta			Donji	Gornji
RED (< 1.1)	vrsta tkiva (RED)	131.45	5.90	0.867	22.3	0.000	119.80	143.10
	napon u CT cevi	0.02	0.52	0.001	0.03	0.970	-1.02	1.06
	FOV	-0.04	0.94	-0.002	0.04	0.964	-1.90	1.82
zavisne varijable: HU								
nezavisni prediktori: vrsta tkiva (RED), napon u CT cevi, FOV								

Koristeći višestruku linearnu regresionu analizu, ispitan je uticaj nezavisnih parametara (napon CT cevi i FOV) na HU za RED ≥ 1.1 (tabela 9).

Tabela 9. Višestruki linearni regresioni model (CIRS 062M-pelvis), efekat napona u CT cevi i FOV-a na srednje vrednosti HU, za vrednosti RED ≥ 1.1 .

Vrednost: prilagođen $R^2 = 0.969$; $F = 487.80$ ($p < 0.001$)								
CIRS 062M-pelvis		Nestandardiz. koeficijenti		Standardiz. koeficijenti	t	Sig. (p)	95 % Interval poverenja (B)	
		B	SE	Beta			Donji	Gornji
RED (≥ 1.1)	(constant)	-4573.5	162.04		-28.22	0.000		
	vrsta tkiva (RED)	661.45	18.03	0.94	36.69	0.000	661.44	18.02
	napon u CT cevi	-4.32	0.40	-0.28	10.73	0.000	-4.32	0.40
	FOV	1.01	0.72	0.04	1.40	0.169	1.00	0.72
zavisne varijable: HU								
nezavisni prediktori: vrsta tkiva (RED), napon u CT cevi, FOV								

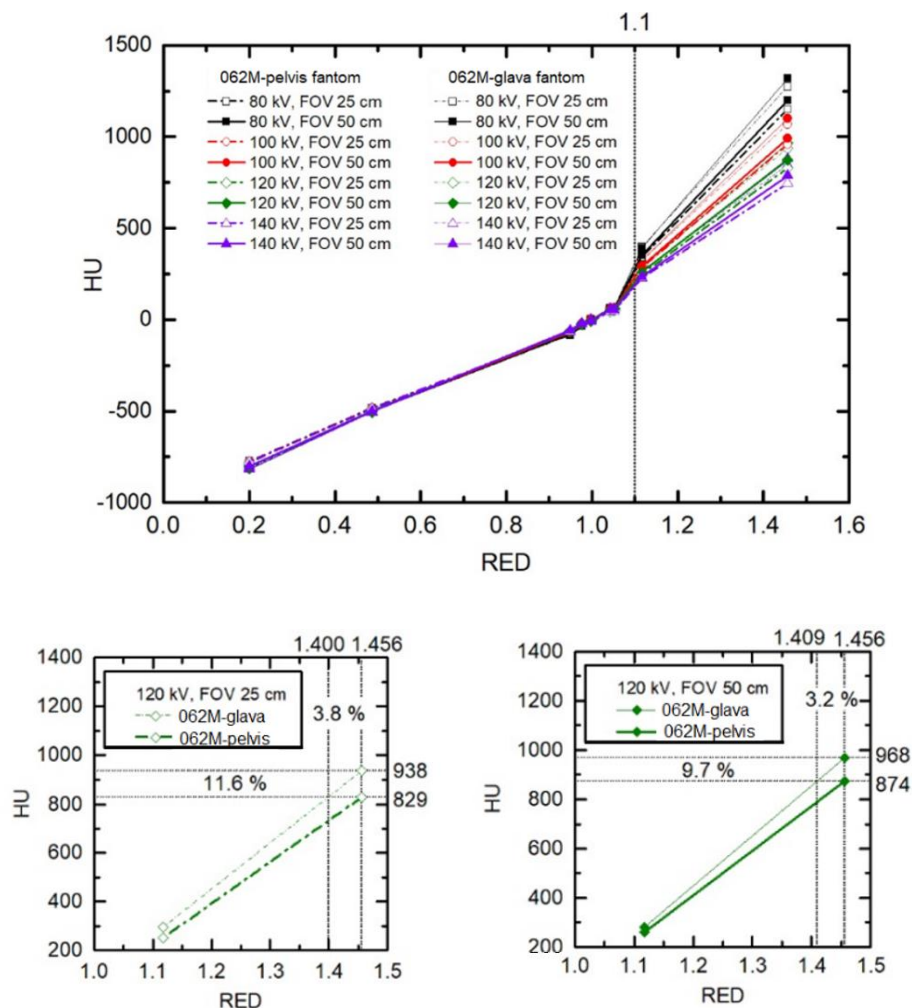
5.2. Zavisnost CT-RED krive od dimenzija fantoma

Merenjem vrednosti HU (72 merne tačke, 216 merenja) za poznate tipove tkiva, odnosno RED vrednosti, dobili smo podatke za CT-RED konverzionu krivu, pomoću CIRS 062M glava fantoma. Merenja na različitim naponima CT cevi i FOV-a su data u tabeli 10 i grafički prikazani (slika 41).

Tabela 10. Srednje vrednosti HU za CIRS 062M glava fantom za različite vrednosti napona CT cevi i FOV-a.

CIRS 062M- glava	RED (u odnosu na H ₂ O)	HU							
		80 kV		100 kV		120 kV		140 kV	
		FOV 25 cm	FOV 50 cm	FOV 25 cm	FOV 50 cm	FOV 25 cm	FOV 50 cm	FOV 25 cm	FOV 50 cm
pluća (udah)	0.2	-810.6	-814.7	-811.6	-813.9	-815	-814.7	-812.0	-817.7
pluća (izdah)	0.486	-500	-501.8	-502.2	-503.5	-504.5	-505.8	-503.9	-506
masno tkivo	0.949	-84.79	-78.69	-74.3	-67.50	-68.33	-61.97	-64.2	-57.17
dojka	0.976	-32.97	-31.73	-26.8	-23.3	-23.33	-23.07	-20.53	-20.47
voda	0.998	1.50	4.06	0.3	2.63	-0.87	0.6	-0.93	0.5
mišići	1.043	54.48	63.73	53.11	62.73	52.57	61.43	52.3	60.87
jetra	1.052	65.05	66.63	62.33	63.19	60.8	61.63	60.23	60.87
trabekular. kost	1.117	397.6	389.8	322.3	325.2	294.5	281.5	269.5	263.0
gusta kost	1.456	1274	1318	1070	1101	937.9	967.8	845.8	881.4

Dobijeni rezultati za CIRS 062M fantome glave i pelvisa analizirani su zajedno. Na slici 41 prikazane su CT-RED krive za fantome pelvisa i glave, pri različitim naponima CT cevi, pri FOV 25 cm i 50 cm.



Slika 41. Promena HU u zavisnosti od RED pri različitim vrednostima napona CT cevi i FOV-a za CIRS 062M fantome pelvis i glava. Uporedni prikaz oblasti $RED \geq 1.1$, pri naponu u CT cevi od 120 kV, FOV 25 i 50 cm (donja slika).

Za RED vrednosti < 1.1 , izmerene vrednosti HU ne zavise od dimenzija fantoma, dok se za RED vrednosti ≥ 1.1 (trabekularna i gusta kost) uočava razlika (slika 41). Vidi se da, za 120 kV i FOV 50 cm, razlika 94 HU u gusnoj koštanoj regiji (za istu vrednost $RED = 1.456$), dok je za FOV 25 cm ta razlika 109 HU.

Koristeći višestruku linearnu regresionu analizu, ispitan je uticaj nezavisnih parametara (napon CT cevi i FOV) na HU za RED < 1.1 (tabela 11).

Tabela 11. Višestruki linearni regresioni model (CIRS 062M-glava), temelji se na slučajevima RED < 1.1.

Vrednost: prilagođen $R^2 = 0.751$; $F = 169.07$ ($p < 0.001$)								
CIRS 062M-glava	Nestandardiz.		Standardiz.	t	Sig. (p)	95 % Interval		
	koeficijenti		koeficijenti			poverenja (B)		
	B	SE	Beta			Donji	Gornji	
(constant)	-737.80	74.90		-9.85	0.000			
vrsta tkiva (RED)	136.47	6.06	0.869	22.50	0.000	124.50	148.43	
RED (< 1.1) napon u CT cevi	0.04	0.54	0.003	0.07	0.940	-1.02	1.11	
FOV	0.08	0.97	0.003	0.08	0.937	-1.83	1.99	
zavisne varijable: HU								
nezavisni prediktori: vrsta tkiva (RED), napon u CT cevi, FOV								

Koristeći višestruku linearnu regresionu analizu, ispitan je uticaj nezavisnih parametara (napon CT cevi i FOV) na HU za RED ≥ 1.1 (tabela 12).

Tabela 12. Višestruki linearni regresioni model (CIRS 062M-glava, model se temelji samo na slučajevima RED ≥ 1.1).

Vrednost: prilagođen $R^2 = 0.972$; $F = 552.05$ ($p < 0.001$)								
CIRS 062M-glava	Nestandardiz.		Standardiz.	t	Sig. (p)	95 % Interval		
	koeficijenti		koeficijenti			poverenja (B)		
	B	SE	Beta			Donji	Gornji	
(constant)	-5034	167.71		-30.0	0.000			
RED (≥ 1.1)	vrsta tkiva (RED)	730.3	18.66	0.949	39.1	0.000	692.73	767.93
	napon u CT cevi	-4.63	0.42	-0.269	11.1	0.000	-5.47	-3.79
	FOV	0.54	0.75	0.017	0.71	0.476	-0.96	2.04
zavisne varijable: HU								
nezavisni prediktori: vrsta tkiva (RED), napon u CT cevi, FOV								

Korišćenjem modela linearne regresije prikazan je nagib konverzijskih krivih za $RED \geq 1.1$ (tabela 13).

Tabela 13. Linearni regresioni modeli za CIRS 062M-pelvis i glava fantome (modeli su bazirani samo na slučajevima $RED \geq 1.1$).

Model		Nestandardizovani koeficijenti		t	Sig. (p)
		B	SE		
CIRS 062M-pelvis	R = 0.945				
	(Constant)	-1899.28	129.112	-14.71	0.000
	RED ≥ 1.1	1951.17	99.49	19.61	0.000
CIRS 062M-glava	R = 0.949				
	(Constant)	-2087.26	136.41	-15.30	0.000
	RED ≥ 1.1	2154.36	105.12	20.49	0.000

zavisna varijabla: HU

prediktori : (Constant), RED

R = koeficijent korelacije

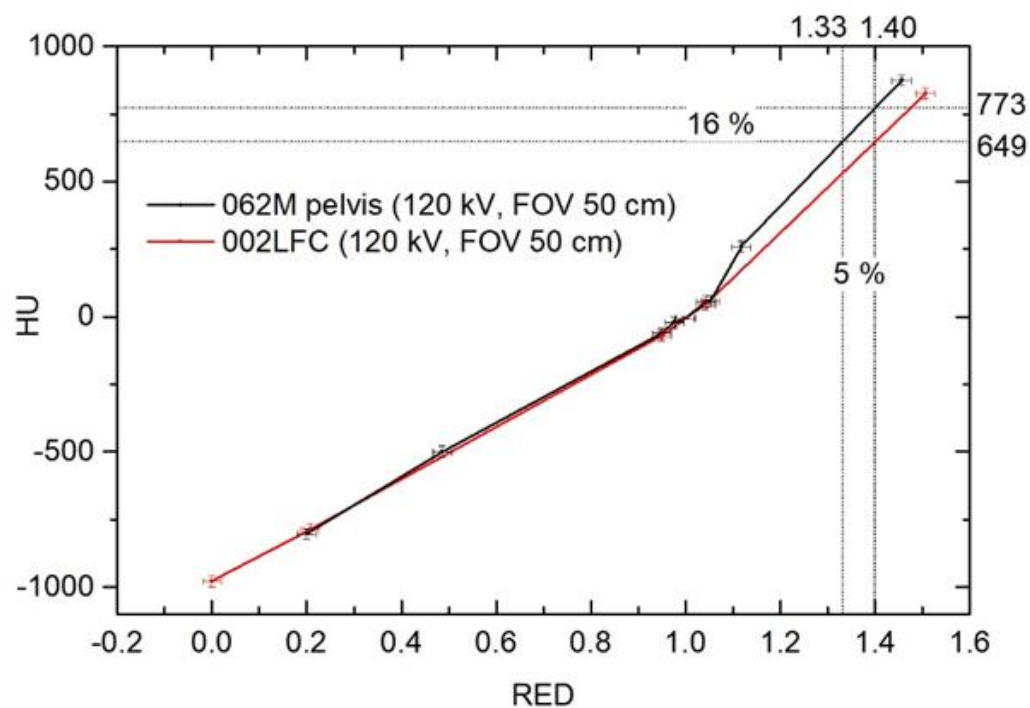
Na osnovu formule $T = (B_1 - B_2) / \sqrt{(SE_1^2 + SE_2^2)}$, za nagib i podataka iz tabele 13, dobijamo $T = 1.404$ ($p = 0.163$).

5.3. Korelacija CT konverzionih krivih za 062M pelvis i Thorax 002LFC fantome

Merenjem HU (6 mernih tačaka, 18 merenja) za poznate RED vrednosti (tabela 14) dobili smo CT-RED konverzionu krivu za fantom CIRS Thorax 002LFC. Dobijena kriva je upoređena sa "referentnom" CIRS 062M pelvis CT-RED (slika 42), pri naponu CT cevi od 120 kV i FOV 50 cm.

Tabela 14. Srednje vrednosti HU za Thorax 002LFC i 062M pelvis fantome pri naponu CT cevi od 120 kV i FOV 50 cm.

Thorax 002LFC	RED (u odnosu na H ₂ O)	HU	062M pelvis	RED (u odnosu na H ₂ O)	HU
vazduh	0	-979	pluća (udah)	0.2	-803.23
pluća	0.207	-786.75	pluća (izdah)	0.486	-499.17
masno tkivo	0.949	-70.85	masno tkivo	0.949	-61.6
voda	1	-5.7	dojka	0.976	-21.8
mišići	1.0421	45.07	voda	0.998	-5.8
kost	1.506	826	mišići	1.043	55.6
			jetra	1.052	57.87
			trabekular. kost	1.117	259.03
			gusta kost	1.456	874.05



Slika 42. CT-RED krive za fantome Thorax 002LFC i CIRS 062M pelvis pri 120 kV i FOV 50 cm.

Na slici 42 se vidi razlika u oblasti visokih RED (kostiju), dok se u području manjih gustina krive preklapaju i nalaze unutar dozvoljenih vrednosti [18]. Vrednosti RED za kosti (649 HU) razlikuju se za 0.07, dok razlika u HU (RED = 1.4) je 124.

Koristeći model linearne regresije, uporedili smo nagibe krive konverzije za 062M pelvis i 002LFC fantome (tabela 15).

Tabela 15. Linearni regresioni modeli za CIRS 062M pelvis i Thorax 002LFC fantome.

Model		Nestandardizovani		t	Sig. (p)
		koeficijenti			
		B	SE		
	R = 0.986				
(Constant)	(Constant)	-1046.839	45.024	-23.251	0.000
Thorax 002LFC	RED	1128.784	47.981	23.557	0.000
	R = 0.971				
(Constant)	(Constant)	-1149.55	60.081	-19.133	0.000
CIRS 062M- pelvis	RED	1232.439	61.151	20.154	0.000

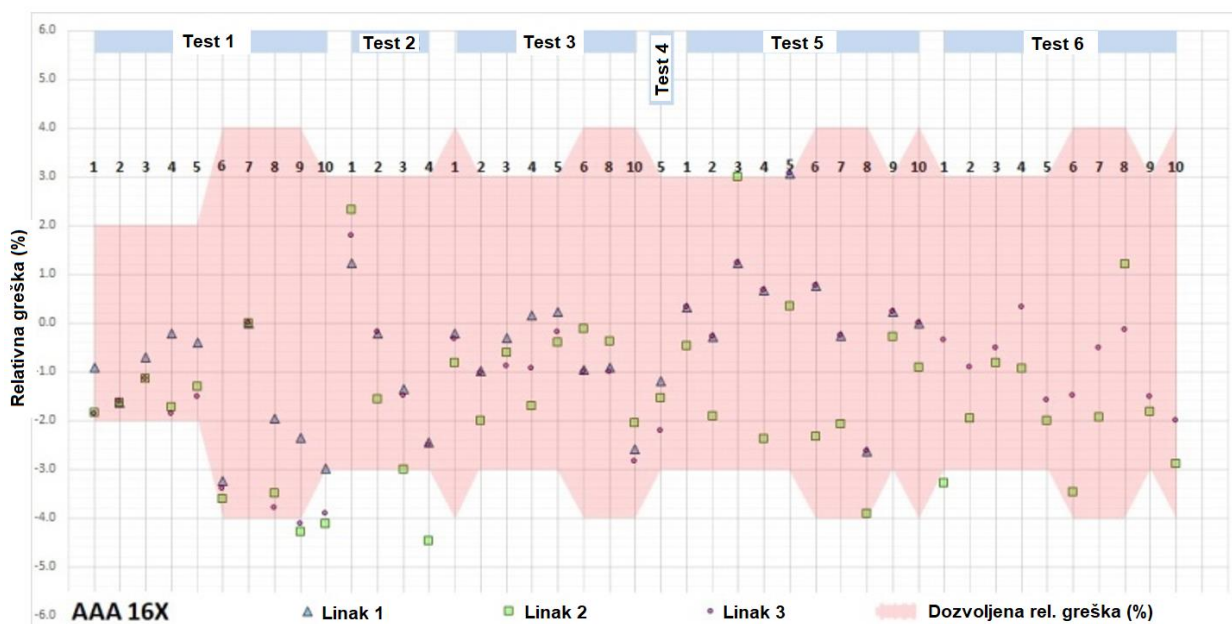
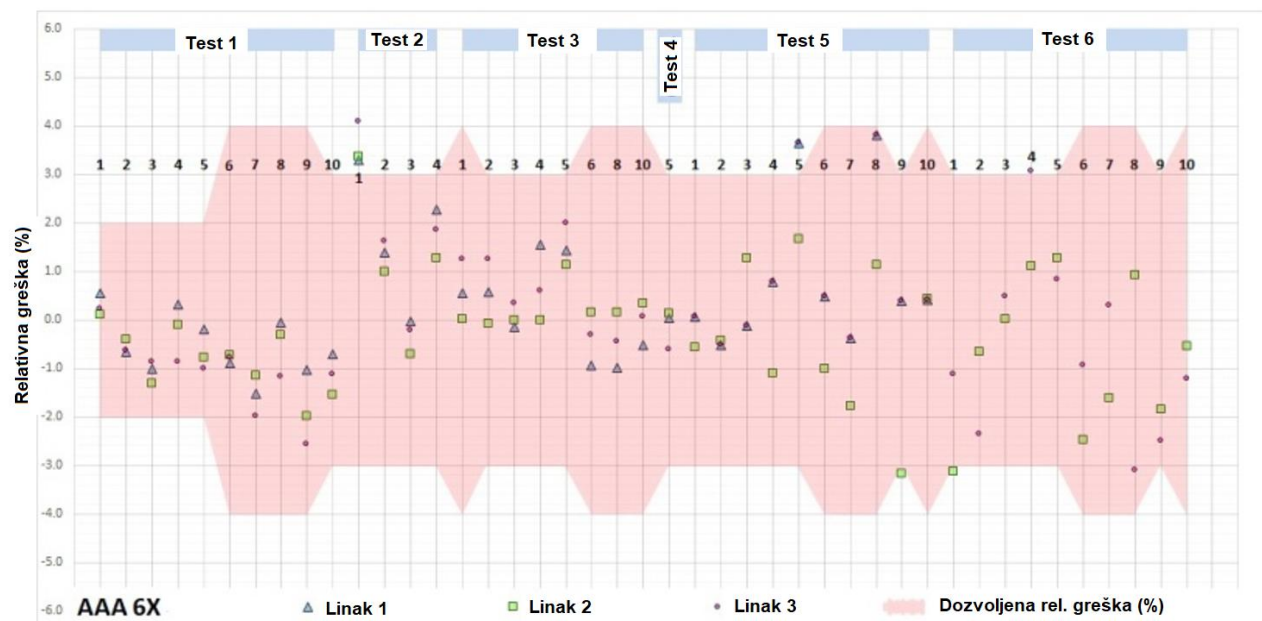
Zavisna varijabla: HU

prediktori: (Constant), RED

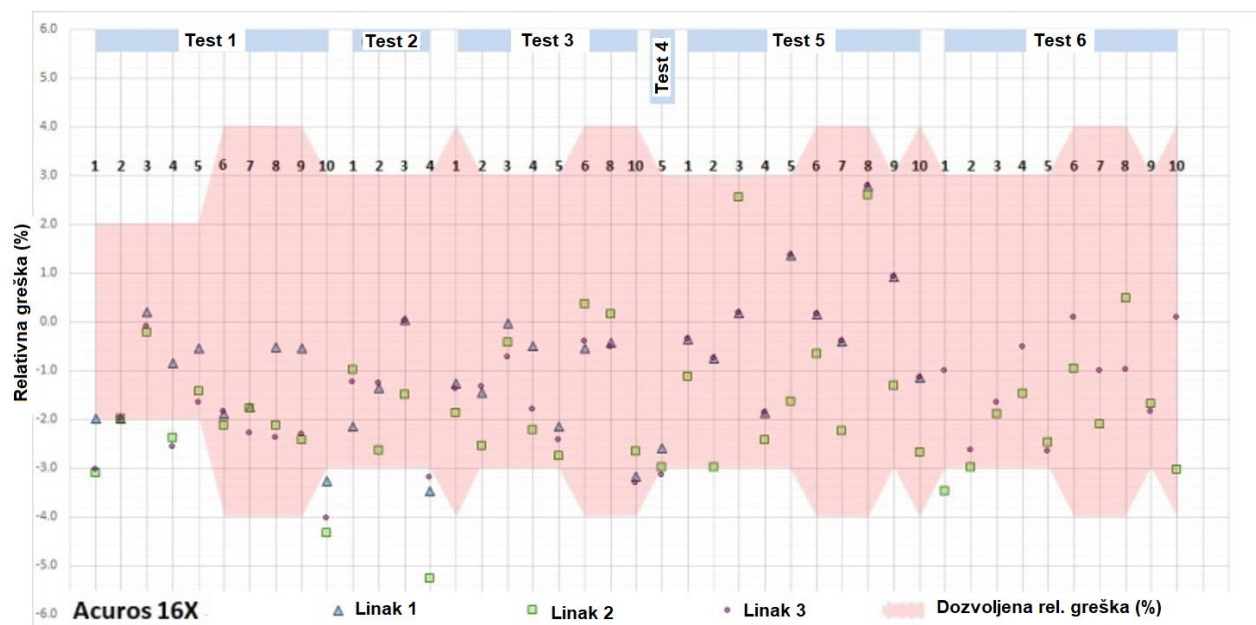
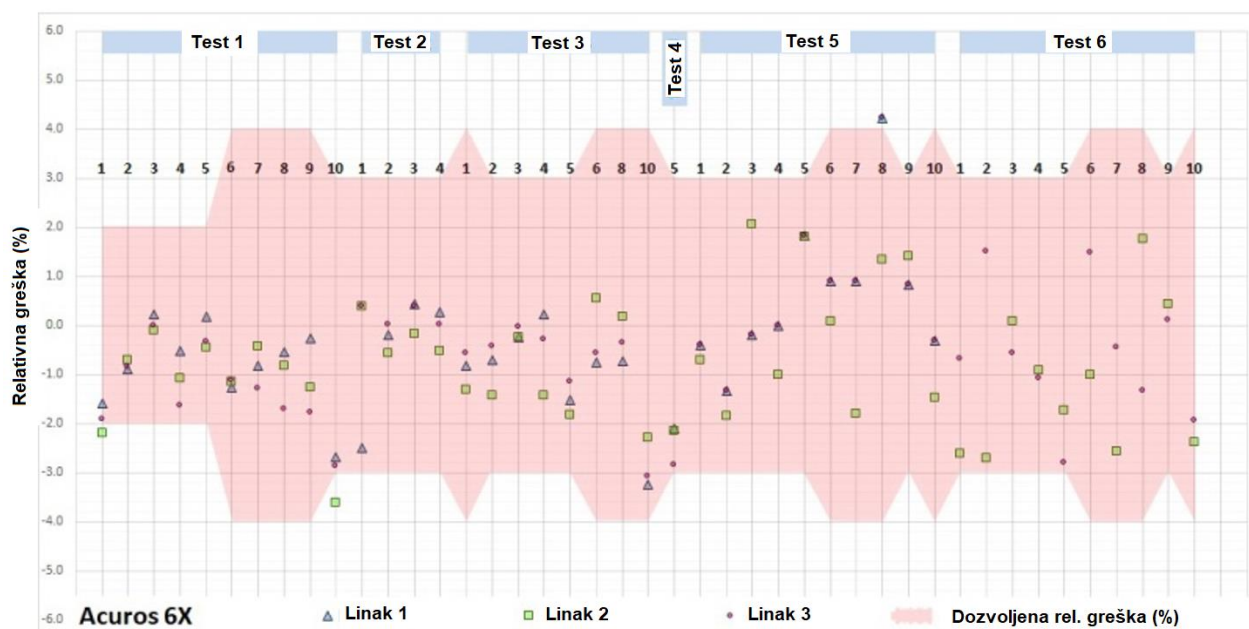
Na osnovu formule $T=(B_1-B_2)/\sqrt{(SE_1^2+SE_2^2)}$, za nagib i podataka iz tabele (14) za nagib i podataka iz tabele 10, dobijamo $T = 1.334$ ($p = 0.1895$).

5.4. Dozimetrijska merenja na Linacima sa fantomom Thorax 002LFC ozračenim u skladu sa kliničkim RT planovima

Razlike, relativne greške X (%), između u fantomu izmerenih i TPS izračunatih doza na različitim mernim mestima (tkivima) i RT planovima–tehnikama zračenja (test 1 – test 6), sa vrednostima tolerancija (dozvoljena relativna greška) izmerenih na tri Linaka i dve fotonske energije, prikazane su na slikama 43 i 44. Rezultati su grupisani po kalkulacionim algoritmima i energijama fotonskih snopova. Numerički, rezultati svih urađenih testova, prikazani su tabelarno i dati u Prilogu B (tabele B.1, B.2 i B.3).



Slika 43. Razlika između izmerenih i TPS izračunatih doza u svakom od testova i mernim tačkama za kalkulacioni algoritam AAA i fotonske snopove od 6 MV i 16 MV.



Slika 44. Razlika između izmerenih i TPS izračunatih doza u svakom od testova i mernim tačkama za kalkulacioni algoritam AcurosXB i fotonske snopove od 6 MV i 16 MV.

Od ukupno 476 mernih tačaka, razliku između izmerene i TPS izračunate doze veće od 4 %, imali smo u 11 tačaka (2.3 %), (4-5) % u 10 tačaka (2.1 %) i (5-6) % u jednoj poziciji (0.2 %). Dok je (3-4) % odstupanje zabeleženo u 19 mernih mesta (4 %). Izračunata (TPS) doza je u 353 pozicija (74.2 %) niža od izmerene, dok je kod 123 merenja (25.8 %) viša.

Kako je Kolmogorov-Smirnov test pokazao da raspodela relativnih grešaka nema normalnu raspodelu, bila je potrebna dodatna transformacija podataka.

Prvo, negativni predznaci dobijeni u bilo kojoj tački korigovani su dodavanjem odgovarajuće konstantne vrednosti (6.26) svim tačkama. Na taj su način sve relativne greške postale pozitivne. U drugom delu ovi su podaci dalje transformirani primenom transformacije $\log_{10}(X)$ i korišteni u svim provedenim analizama.

Koristeći jednostruku i višestruku regresionu analizu, ispitivan je učinak nezavisnih varijabli na relativne greške X (%), sto je prikazano u tabeli 16.

Tabela 16. Jednostruka i višestruka linearna regresiona analiza nezavisnih faktora potencijalno povezanih s netačnim izračunavanjem doze (izmereno vs izračunato).

Nezavisno promenljive	Jednostruka		Višestruka	
	Beta ¹ (95% CI ²)	Sig. (p)	Beta (95% CI)	Sig. (p)
Linak (1-3)	-0.013 (-0.018-0.013)	0.769	0.009 (-0.012-0.015)	0.825
Algoritmi (AAA vs AcurosXB)	0.112 (-0.006-0.054)	0.015	0.112 (0.009-0.052)	0.006
Tkiva (meko vs pluća vs kost)	0.259 (0.035-0.071)	<0.001	0.272 (0.039-0.072)	<0.001
Energija (6 MV vs 16 MV)	0.337 (-0.068-0.114)	<0.001	0.337 (0.069-0.113)	<0.001
Testovi (1-6)	-0.163 (0.005-0.018)	<0.001	-0.183 (-0.007-0.019)	<0.001

¹ Standardizovani regresioni koeficijent

² Oblast poverenja (nestandardizovani koeficijent B)

Koristeći jednofaktornu analizu varijanse (GLM model, ANOVA), ispitali smo glavne efekte nezavisnih prediktora na relativnu grešku X (%) (tabela 17). Zbog velikog broja potencijalnih interakcija nezavisnih varijabli (ukupno 26), njihovi učinci na izmerene rezultate nisu prikazani.

Tabela 17. GLM univarijantna ANOVA (glavni efekti nezavisnih varijabli).

Parametri	F	Sig.
Linak (1-3)	1.546	p=0.215
Algoritmi (AAA vs AcurosXB)	15.591	p<0.001
Tkiva (meko vs pluća vs kost)	30.309	p<0.001
Energija (6 MV vs 16 MV)	51.432	p<0.001
Testovi (1-6)	14.230	p<0.001

Za nezavisne prediktore, kod kojih je utvrđen statistički značajan učinak na relativne greške (odstupanja), istražen je značaj razlika između srednjih vrednosti relativnih grešaka određenih kategorija, koristeći *Bonferroni* test (poređenje parova). Pregled ove analize dat je u tabeli 18.

Tabela 18. Značajnost razlika u: kalkulacionim algoritmima, tipu tkiva, energiji fotonskog snopa i tehnikama zračenja (testovi), koristeći *Bonferroni* test.

Parametri	N	X (%) ± SD	Sig. ¹
Algoritam:			
AAA (1)	238	1.36 ± 1.1	1 : 2 – p<0.001
AcurosXB (2)	238	1.46 ± 1.1	
Tkivo:			
Meko tkivo (1)	280	1.26 ± 1.0	1 : 2 – p=1.000
Pluća (2)	152	1.48 ± 1.1	1 : 3 – p<0.001
Kost (3)	44	2.10 ± 1.3	2 : 3 – p<0.001
Energija fotonskog			
snopa:			
6 MV (1)	238	1.12 ± 0.9	1 : 2 – p<0.001
16 MV (2)	238	1.69 ± 1.1	
Test:			
Test 1	120	1.59 ± 1.1	1 : 2 – p<0.001
Test 2	48	1.51 ± 1.3	1 : 3 – p<0.001
Test 3	96	1.00 ± 0.9	1 : 5 – p<0.001
Test 4	12	1.80 ± 1.1	1 : 6 – p=0.003
Test 5	120	1.41 ± 1.1	4 : 5 – p=0.033
Test 6	80	1.50 ± 0.9	5 : 6 – p>0.044

¹ *post hoc* Bonferroni test

Pored toga, istraživali smo veličinu srednje vrednosti relativnih grešaka, zavisno od kalkulacionog algoritmima i vrste tkiva (tabela 19) pomoću *Mann-Whitney U* testa.

Tabela 19. Kalkulacioni algoritmi vs vrste tkiva, zavisne razlike, *Mann-Whitney U* test.

Tkivo	AAA		AcurosXB		Sig. ¹ (p)
	Srednj. (%)	95% CI	Srednj. (%)	95% CI	
Meko	1.15	0.99-1.31	1.37	1.20-1.54	0.072 (n.s.)
Pluća	1.68	1.40-1.97	1.27	1.07-1.47	0.085 (n.s.)
Kost	1.56	1.01-2.10	2.64	2.16-3.13	0.004

¹*Mann-Whitney U* test

6. Diskusija

6.1. Zavisnost CT-RED krive od napona u CT rendgenskoj cevi i FOV-a

Na osnovu višestruke regresione analize za sva tkiva CIRS 062M pelvis fantoma, nema značajnog uticaja napona CT cevi i FOV-a na vrednosti HU (tabela 7).

Očito je da su razlike u očitanim HU, u zavisnosti od napona CT cevi, evidentne samo u tkivima veće gustine (trabekularna i gusta kost), a da se vrednosti HU smanjuju sa porastom napona CT cevi u oblasti kostiju (slika 39).

S obzirom na to da su krive $HU = f(\text{napon CT cevi})$ paralelne (slika 40), ukazuje da FOV kao parametar nema statističku značajnost.

Uprkos značajnom smanjenju broja analiziranih tipova tkiva (obrađene samo RED vrednosti ≥ 1.1 , tabela 9 za CIRS 062M pelvis i tabela 12 za CIRS 062M glava), prilagođeni koeficijent determinacije ($R^2 = 0.969 \approx 97\%$, tj. $R^2 = 0.972 \approx 97\%$) ukazuje na to da tri odabrana parametra objašnjavaju promene vrednosti HU u velikoj meri. Zahvaljujući tome postignuta je visoka značajnost ANOVA testa ($F = 487.89$ tj. 552.05), što sve ukazuje na dobre karakteristike izabranog modela linearne regresije. U ovom slučaju, ne samo vrsta tkiva već i napon u CT cevi ($t = 10.72$, $p < 0.05$, tj. $t = 11.1$, $p < 0.05$) imaju značajan uticaj, što je u skladu sa rezultatima studija Zurla et al. [1]. Napon CT cevi je značajni prediktor samo u RED regiji ≥ 1.1 . Uopšteno, odstupanja su najmanja kod materijala male gustine $RED < 1.1$ (tabele 8 i 11), a povećavaju se sa porastom iste.

6.2. Zavisnost CT-RED krive od dimenzija fantoma

Utvrđeno je da se HU razlike kod dva fantoma (pelvis i glava) povećavaju u funkciji RED (slika 41). U regiji mekih tkiva razlika je manja od 10 HU (za istu vrednost RED), dok se za gustu kost razlika povećava na oko 100 HU, što je u skladu s rezultatima studija James et al. [31].

Kako je već Ebert et al. [36] pokazao, postoji trend povećanja broja HU sa smanjenjem prečnika fantoma, posebno za materijale velike gustine. Naši rezultati jasno pokazuju isti efekat za gustu kost (slika 41).

Koristeći model linearne regresije, uporedili smo nagibe konverzionih krivih za $RED \geq 1.1$ i dobili visoke vrednosti koeficijenata korelacije za oba fantoma (pelvis $R = 0.945$ i glava $R = 0.949$), ali i visoke vrednosti standardne greške (tabela 13). Dobijena T vrednost 1.404 ($p = 0.163$), nije značajna, pa su ova dva nagiba za $RED \geq 1.1$ uporedivi i ne možemo reći da CT-RED zavisi od dimenzija ova dva fantoma.

6.3. Korelacija CT konverzionih krivih za 062M pelvis i Thotrax002LFC fantome

U slučaju 062M pelvis i 002LFC fantoma, vidimo razliku u RED vrednostima (za istu vrednost HU) od 5 % u $RED \geq 1.1$ (koštanoj) regiji poređenjem CT-RED krivih, dok je u području niže gustine podudaranje unutar dozvoljenih vrednosti [18] (slika 42).

Međutim, procenjuje se da RED razlika od 8 % za kosti utiče na tačnost proračuna doze TPS za manje od 1 % [9]. Slično tome, Geise et al. [37] su utvrdili da bi (4–10) % nesigurnosti u RED, rezultovalo promenom doze od najviše 2 %.

Dobijena vrednost $T = 1.334$ ($p = 0.1895$), ukazuje da ne postoji statistički značajna razlika između nagiba CT krivih za 062M pelvis i 002LFC fantome.

6.4. Dozimetrijska merenja na Linacima sa fantomom Thorax 002LFC ozračenim kliničkim RT planovima

Od ukupno 476 mernih tačaka, razliku između izmerene i TPS izračunate doze veće od (3-4) %, imali smo u 19 tačaka (4 %). Razliku od (4-5) % u 10 tačaka (2.1 %), a (5-6) % u jednoj poziciji (0.2 %). Znači, odstupanje između izračunatih i izmerenih doza od (3-6) % dobijeno je na 30 mernih mesta (6.3%) (slika 43 i 44).

Izračunata (TPS) doza je u 353 poziciji (74.2 %) niža od izmerene, dok je kod 123 merenja (25.8 %) viša (slika 43 i 44). Izmerena doza je u 188 slučajeva (79 %) veća od TPS izračunate za Acuros XB, dok je u slučaju AAA ista primećena u 165 (69.3 %)

slučajeva. U zavisnosti od vrste tkiva, izmerena doza u kosti je u 88.6 % slučajeva veća od izračunate, za pluća u 76.3 % i meka tkiva u 70.7 %.

Kada se koštano tkivo analizira nezavisno, Acuros XB u 95.5 % slučajeva dovodi do veće izmerene doze u odnosu na izračunatu (81.8 % u slučaju primene AAA algoritma).

Na osnovu univarijantne i multivarijantne regresione analize možemo primetiti značajan uticaj kalkulacionog algoritma, tipa tkiva, energije fotonskog snopa i tipa testa (test 1-6) na relativnu grešku (odstupanje) u oba modela (tabela 15). Ovi podaci ukazuju da su ove varijable značajno nezavisni prediktori sa uticajem na veličinu relativne greške. Zavisno od Linaka, nema značajnog uticaja na veličinu relativne greške. Na osnovu vrednosti standardizovanog Beta koeficijenta (tabela 16), najveći uticaj na relativnu grešku ima energija fotonskog snopa (Beta = 0.337; 33.7 %), zatim na vrstu tkiva (Beta = 0.272; 27.2 %), vrstu testa (Beta = - 0.183; 18.3 %) i primenjeni kalkulacioni algoritam (Beta = 0.112; 11.2 %). Smer znaka (+ ili -) ukazuje na to da se mogu očekivati veće relativne greške kada se koristi 16 MV u odnosu na 6 MV (što je u skladu s rezultatima studija Gershkevitsh et al. [38], Rutonjski et al. [30] i Knoos et al. [39]), u koštanom tkivu u odnosu na meko tkivo i pluća, u testovima 1 i 2 (u poređenju sa drugim slučajevima) i u primeni kalkulacionog algoritma Acuros XB naspram AAA.

Primenom univarijantne analize varijanse (GLM model, ANOVA), potvrđen je značajan efekat na relativnu grešku (prethodno dobijen univarijantnom i multivarijantnom regresionom analizom), zavisno od primenjenog kalkulacionog algoritma, vrste tkiva, energije fotonskog snopa i vrste testa (tabela 17).

Ako se fokusiramo na specifične objekte istraživanja u ovoj studiji, dopunska (*post hoc*) analiza (*Bonferroni* test, tabela 18) pokazuje da kalkulacioni algoritam Acuros XB dovodi do statistički značajnog povećanja relativne greške u odnosu na AAA. Najveće vrednosti relativne greške registrovane su za koštano tkivo (2.10 ± 1.3).

Poređenjem kalkulacionih algoritama AAA i Acuros XB uočena je statistički značajna razlika u relativnim greškama kod kosti (tabela 19). Odgovarajuće srednje vrednosti i 95 % nivo poverenja su 1.56 % za AAA algoritam i 2.64 % za Acuros XB.

Činjenica da sa primijenjenim kalkulacionim algoritmima nema preklapanja 95 % intervala pouzdanosti, ukazuje na statistički značajnu razliku za kosti. Primijenjeni kalkulacioni algoritmi dovode do približno istih (statistički ne-značajnih) relativnih grešaka u mekom tkivu i plućima (što je suprotno studiji Schiefer et al. [24], koja je utvrdila isti stepen tačnosti dva algoritma, osim za pluća, gde Acuros XB ima manju relativnu grešku).

Dizajn studije takođe je prouzrokovao pojavu određenih slabosti prvenstveno u statističkom delu ispitivanja. U slučaju istovremenog ispitivanja više nezavisnih varijabli (višestruka regresiona analiza, GLM univarijantna ANOVA sa više nezavisnih varijabli), idealno je da se najveća pouzdanost dobije kada je broj uzoraka u svakoj grupi približno isti. Karakteristike fantoma (nejednak broj mernih mjesta u odnosu na vrstu tkiva) značajno su doprinele ovom problemu.

Odabrane statističke metode zbog svoje robusnosti i pouzdanosti, ali i činjenice da različite statističke tehnike potvrđuju rezultate testa, u velikoj meri ukazuju na ispravnost naših zaključaka.

7. Zaključak

U kliničkoj praksi, pacijenti na CT simulatoru se trebaju snimati samo na naponu CT cevi na kom je urađena CT-RED konverzionna kriva uneta u TPS. Trebalo bi razmotriti mogućnosti da EBRT TPS, za jedan CT simulator ima opciju sa više konverzionih krivih, za različite napone CT cevi, FOV i dimenzije lokalizacije koja se snima.

Fantom Thorax 002LFC može se koristiti za kontrolu CT-RED konverzije krive (kao deo QA End-to-End testa), ali ne i za njeno inicijalno definisanje.

Sprovedeni End-to-End test na heterogenom fantomu CIRS Thorax 002LFC nam daje potvrdu ispravnog proračuna doze TPS-a (za sve EBRT tehnike, energije fotonskih snopova, kalkulacione algoritame i različite vrste tkiva) i isporuke pacijentu na Linaku, u svakodnevnoj kliničkoj praksi u našem RT centru. Analiza rezultata pokazala je da ne postoji statistički značajna razlika ozračivanja planova između Linaka, ali postoji između energija fotonskih snopova (mogu se očekivati veće relativne greške kada se koristi 16 MV u odnosu na 6 MV). Što se tiče kalkulacionih algoritama (AAA vs Acuros XB), nije bilo značajnih razlika u relativnim greškama za meko tkivo i pluća, ali za kosti postoji u korist AAA.

Prilog A

Tabela A.1 Izgled radnog lista u Excel-u za test 1 na Linaku 1 (S/N 4748).

[illegible]

Tabela A.2 Izgled radnog lista u Excel-u za test 2 na Linaku 1 (S/N 4748).

																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																					</
--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	----

Tabela A.3 Izgled radnog lista u Excel-u za test 3 na Linaku 1 (S/N 4748).

TPS:		Eclipse		ioniz. komora		PTW Semiflex 31012		SN: 1655						
Verzija softvera:		13.6				Now (Gy/nC)=		0.3057						
Kalkulacioni algoritam		AAA & Aq				6 MV		16 MV						
Kalk.grid veličina (mm)		2.5				0.666		0.76						
Linak:		Varian DHX				0.9953		0.982						
Energija foton. snopa (MV)		6 & 16				t=		21.7 °C						
						p=		98.97 kPa						
Test 3		4 polja Boks. Tehnika: SAD. Isporučiti 2 Gy u tačku 5.												
Polje	SSD (cm)	Gentri	Kolimator	X dijafragme	Y dijafragme	Modifikacije								
F1	89.9	0	0	15	10	none								
F2	89.7	180	0	15	10	none								
F3	85	90	0	15	8	none								
F4	84.8	270	0	15	8	none								
6 MV - AAA														
Tačka merenja		TPS računata doza (Gy)		Očitavanje 1 (nC)	Očitavanje 2 (nC)	Očitavanje 3 (nC)	Srednje očitavanje (nC)	t (C)	p (kPa)	Kpt	Izmerena doza (Gy)	Rel greška (%)	Dozvolj greška (%)	Pass/Fail
Meko tkivo	Tačka 1	F1 (G0)		2.292			2.292							
		F2 (G180)		1.062			1.062							
		F3 (G90)		0.073			0.073							
		F4 (G270)		0.075			0.075							
		Σ	1.108				3.502	21.7	98.97	1.029	1.10	0.56	4	pass
	Tačka 2	F1 (G0)		1.818			1.818							
		F2 (G180)		1.523			1.523							
		F3 (G90)		1.171			1.171							
		F4 (G270)		1.815			1.815							
		Σ	1.993				6.327	21.7	98.97	1.029	1.98	0.57	3	pass
	Tačka 3	F1 (G0)		1.875			1.875							
		F2 (G180)		1.338			1.338							
		F3 (G90)		1.468			1.468							
		F4 (G270)		1.464			1.464							
		Σ	1.922				6.145	21.7	98.97	1.029	1.92	-0.14	3	pass
	Tačka 4	F1 (G0)		1.795			1.795							
		F2 (G180)		1.511			1.511							
		F3 (G90)		1.817			1.817							
		F4 (G270)		1.164			1.164							
		Σ	2				6.287	21.7	98.97	1.029	1.97	1.56	3	pass
	Tačka 5	F1 (G0)		1.595			1.595							
		F2 (G180)		1.587			1.587							
		F3 (G90)		1.561			1.561							
		F4 (G270)		1.552			1.552							
		Σ	2				6.295	21.7	98.97	1.029	1.97	1.43	3	pass
pluća	Tačka 6	F1 (G0)		0.103			0.103							
		F2 (G180)		0.136			0.136							
		F3 (G90)		1.034			1.034							
		F4 (G270)		2.126			2.126							
		Σ	1.046				3.399	21.7	98.97	1.029	1.06	-0.95	4	pass
	Tačka 8	F1 (G0)		0.105			0.105							
		F2 (G180)		0.127			0.127							
		F3 (G90)		2.128			2.128							
		F4 (G270)		1.041			1.041							
		Σ	1.046				3.401	21.7	98.97	1.029	1.07	-0.98	4	pass
kost	Tačka 10	F1 (G0)		1.16			1.16							
		F2 (G180)		2.283			2.283							
		F3 (G90)		0.126			0.126							
		F4 (G270)		0.122			0.122							
		Σ	1.146				3.691	21.7	98.97	1.029	1.16	-0.51	4	pass
6 MV - Acuros XB														
Tačka merenja		TPS računata doza (Gy)		Očitavanje 1 (nC)	Očitavanje 2 (nC)	Očitavanje 3 (nC)	Srednje očitavanje (nC)	t (C)	p (kPa)	Kpt	Izmerena doza (Gy)	Rel greška (%)	Dozvolj greška (%)	Pass/Fail
Meko tkivo	Tačka 1	F1 (G0)		2.329			2.329							
		F2 (G180)		1.061			1.061							
		F3 (G90)		0.077			0.077							
		F4 (G270)		0.079			0.079							
		Σ	1.094				3.546	21.7	98.97	1.029	1.11	-0.82	4	pass
	Tačka 2	F1 (G0)		1.846			1.846							
		F2 (G180)		1.529			1.529							
		F3 (G90)		1.231			1.231							
		F4 (G270)		1.905			1.905							
		Σ	2.025				6.511	21.7	98.97	1.029	2.04	-0.71	3	pass
	Tačka 3	F1 (G0)		1.906			1.906							
		F2 (G180)		1.336			1.336							
		F3 (G90)		1.541			1.541							
		F4 (G270)		1.538			1.538							
		Σ	1.975				6.321	21.7	98.97	1.029	1.98	-0.24	3	pass
	Tačka 4	F1 (G0)		1.826			1.826							
		F2 (G180)		1.512			1.512							
		F3 (G90)		1.909			1.909							
		F4 (G270)		1.223			1.223							
		Σ	2.031				6.47	21.7	98.97	1.029	2.03	0.22	3	pass
	Tačka 5	F1 (G0)		1.621			1.621							
		F2 (G180)		1.588			1.588							
		F3 (G90)		1.638			1.638							
		F4 (G270)		1.637			1.637							
		Σ	2				6.484	21.7	98.97	1.029	2.03	-1.53	3	pass
pluća	Tačka 6	F1 (G0)		0.105			0.105							
		F2 (G180)		0.136			0.136							
		F3 (G90)		1.086			1.086							
		F4 (G270)		2.234			2.234							
		Σ	1.1				3.561	21.7	98.97	1.029	1.12	-0.76	4	pass
	Tačka 8	F1 (G0)		0.107			0.107							
		F2 (G180)		0.127			0.127							
		F3 (G90)		2.233			2.233							
		F4 (G270)		1.092			1.092							
		Σ	1.1				3.559	21.7	98.97	1.029	1.11	-0.73	4	pass
kost	Tačka 10	F1 (G0)		1.178			1.178							
		F2 (G180)		2.288			2.288							
		F3 (G90)		0.132			0.132							
		F4 (G270)		0.127			0.127							
		Σ	1.101				3.725	21.7	98.97	1.029	1.17	-3.24	4	pass

Tabela A.3 (nastavak)

16 MV - AAA															
Tačka merjenja		TPS računata doza (Gy)			Očitavanje 1 (nC)	Očitavanje 2 (nC)	Očitavanje 3 (nC)	Srednje očitavanje (nC)	t (C)	p (kPa)	Kpt	Izmerena doza (Gy)	Rel greška (%)	Dozvolj greška (%)	Pass/Fail
Meko tkivo	Tačka 1	F1 (G0)			2.137			2.137							
		F2 (G180)			1.183			1.183							
		F3 (G90)			0.047			0.047							
		F4 (G270)			0.048			0.048							
		Σ	1.051					3.415	21.7	98.97	1.029	1.06	-0.22	4	pass
	Tačka 2	F1 (G0)			1.801			1.801							
		F2 (G180)			1.569			1.569							
		F3 (G90)			1.291			1.291							
		F4 (G270)			1.783			1.783							
		Σ	1.972					6.444	21.7	98.97	1.029	1.99	-0.98	3	pass
	Tačka 3	F1 (G0)			1.849			1.849							
		F2 (G180)			1.419			1.419							
		F3 (G90)			1.533			1.533							
		F4 (G270)			1.525			1.525							
		Σ	1.949					6.326	21.7	98.97	1.029	1.96	-0.30	3	pass
	Tačka 4	F1 (G0)			1.768			1.768							
		F2 (G180)			1.548			1.548							
		F3 (G90)			1.792			1.792							
		F4 (G270)			1.276			1.276							
		Σ	1.976					6.384	21.7	98.97	1.029	1.97	0.15	3	pass
Tačka 5	F1 (G0)			1.623			1.623								
	F2 (G180)			1.627			1.627								
	F3 (G90)			1.608			1.608								
	F4 (G270)			1.599			1.599								
	Σ	2					6.457	21.7	98.97	1.029	2.00	0.22	3	pass	
pluća	Tačka 6	F1 (G0)			0.088			0.088							
		F2 (G180)			0.156			0.156							
		F3 (G90)			1.142			1.142							
		F4 (G270)			2.016			2.016							
		Σ	1.032					3.402	21.7	98.97	1.029	1.05	-0.97	4	pass
	Tačka 8	F1 (G0)			0.091			0.091							
		F2 (G180)			0.141			0.141							
		F3 (G90)			2.022			2.022							
		F4 (G270)			1.144			1.144							
		Σ	1.032					3.398	21.7	98.97	1.029	1.05	-0.91	4	pass
kost	Tačka 10	F1 (G0)			1.293			1.293							
		F2 (G180)			2.225			2.225							
		F3 (G90)			0.092			0.092							
		F4 (G270)			0.087			0.087							
		Σ	1.091					3.697	21.7	98.97	1.029	1.14	-2.58	4	pass
16 MV - Acuros XB															
Tačka merjenja		TPS računata doza (Gy)			Očitavanje 1 (nC)	Očitavanje 2 (nC)	Očitavanje 3 (nC)	Srednje očitavanje (nC)	t (C)	p (kPa)	Kpt	Izmerena doza (Gy)	Rel greška (%)	Dozvolj greška (%)	Pass/Fail
Meko tkivo	Tačka 1	F1 (G0)			2.177			2.177							
		F2 (G180)			1.183			1.183							
		F3 (G90)			0.049			0.049							
		F4 (G270)			0.05			0.05							
		Σ	1.043					3.459	21.7	98.97	1.029	1.07	-1.27	4	pass
	Tačka 2	F1 (G0)			1.836			1.836							
		F2 (G180)			1.568			1.568							
		F3 (G90)			1.338			1.338							
		F4 (G270)			1.852			1.852							
		Σ	2.008					6.594	21.7	98.97	1.029	2.04	-1.46	3	pass
	Tačka 3	F1 (G0)			1.883			1.883							
		F2 (G180)			1.418			1.418							
		F3 (G90)			1.589			1.589							
		F4 (G270)			1.583			1.583							
		Σ	2					6.473	21.7	98.97	1.029	2.00	-0.02	3	pass
	Tačka 4	F1 (G0)			1.8			1.8							
		F2 (G180)			1.548			1.548							
		F3 (G90)			1.86			1.86							
		F4 (G270)			1.326			1.326							
		Σ	2.009					6.534	21.7	98.97	1.029	2.02	-0.50	3	pass
Tačka 5	F1 (G0)			1.654			1.654								
	F2 (G180)			1.628			1.628								
	F3 (G90)			1.67			1.67								
	F4 (G270)			1.661			1.661								
	Σ	2					6.613	21.7	98.97	1.029	2.04	-2.14	3	pass	
pluća	Tačka 6	F1 (G0)			0.091			0.091							
		F2 (G180)			0.157			0.157							
		F3 (G90)			1.186			1.186							
		F4 (G270)			2.094			2.094							
		Σ	1.079					3.528	21.7	98.97	1.029	1.09	-0.55	4	pass
	Tačka 8	F1 (G0)			0.093			0.093							
		F2 (G180)			0.142			0.142							
		F3 (G90)			2.101			2.101							
		F4 (G270)			1.187			1.187							
		Σ	1.08					3.523	21.7	98.97	1.029	1.09	-0.43	4	pass
kost	Tačka 10	F1 (G0)			1.319			1.319							
		F2 (G180)			2.226			2.226							
		F3 (G90)			0.095			0.095							
		F4 (G270)			0.091			0.091							
		Σ	1.088					3.731	21.7	98.97	1.029	1.15	-3.18	4	pass

Tabela A.4 Izgled radnog lista u Excel-u za test 4 na Linaku 1 (S/N 4748).

																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																					</
--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	----

Tabela A.5 Izgled radnog lista u Excel-u za test 5 na Linaku 1 (S/N 4748).

																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																					</
--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	----

Tabela A.6 Izgled radnog lista u Excel-u za test 6 na Linaku 2 (S/N 4749).

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Prilog B

Tabela B.1 Numerički prikaz
rezultata svih testova ozračenih
na Linaku 1 (S/N 4748).

Linak	Test		Mer tačka	Ener	Algor	TPS rezultat (Gy)	Mereni rezultat (Gy)	Rel. greš. (%)	Dozvolj. greška (%)	Pass/ Fail
1	1	meko tkivo	1	6	AAA	2.455	2.444	0.6	2	pass
			2			2.035	2.048	-0.7	2	pass
			3			2.000	2.020	-1.0	2	pass
			4			2.048	2.041	0.3	2	pass
			5			1.722	1.726	-0.2	2	pass
		pluća	6			2.063	2.081	-0.9	4	pass
			7			1.809	1.840	-1.5	4	pass
			8			2.060	2.061	-0.1	4	pass
			9			1.802	1.823	-1.0	4	pass
		kost	10			1.260	1.274	-0.7	3	pass
1	1	meko tkivo	1	6	Acuros	2.381	2.413	-1.6	2	pass
			2			2.004	2.022	-0.9	2	pass
			3			2.000	1.996	0.2	2	pass
			4			2.006	2.017	-0.5	2	pass
			5			1.708	1.704	0.2	2	pass
		pluća	6			2.029	2.054	-1.3	4	pass
			7			1.801	1.817	-0.8	4	pass
			8			2.026	2.037	-0.5	4	pass
			9			1.795	1.800	-0.3	4	pass
		kost	10			1.205	1.259	-2.7	3	pass
1	1	meko tkivo	1	16	AAA	2.280	2.298	-0.9	2	pass
			2			2.061	2.094	-1.6	2	pass
			3			2.000	2.014	-0.7	2	pass
			4			2.065	2.069	-0.2	2	pass
			5			1.768	1.776	-0.4	2	pass
		pluća	6			1.927	1.992	-3.2	4	pass
			7			1.714	1.786	0.0	4	pass
			8			1.927	1.966	-2.0	4	pass
			9			1.714	1.761	-2.4	4	pass
		kost	10			1.373	1.433	-3.0	3	pass
1	1	soft	1	16	Acuros	2.235	2.275	-2.0	2	pass
			2			2.033	2.073	-2.0	2	pass
			3			2.000	1.996	0.2	2	pass
			4			2.034	2.051	-0.8	2	pass
			5			1.749	1.760	-0.5	2	pass
		pluća	6			1.939	1.977	-1.9	4	pass
			7			1.735	1.770	-1.7	4	pass
			8			1.939	1.949	-0.5	4	pass
			9			1.736	1.747	-0.5	4	pass
		kost	10			1.358	1.423	-3.3	3	fail
1	2	meko tkivo	1	6	AAA	2.000	1.936	3.3	3	fail
			2			2.000	2.148	1.4	3	pass
			3			2.000	2.730	0.0	3	pass
			4			2.000	3.430	2.3	3	pass
1	2	meko tkivo	1	6	Acuros	2.000	2.051	-2.5	3	pass
			2			2.243	2.247	-0.2	3	pass
			3			2.867	2.858	0.4	3	pass
			4			3.595	3.590	0.3	3	pass
1	2	meko tkivo	1	16	AAA	2.000	1.976	1.2	3	pass
			2			2.174	2.178	-0.2	3	pass
			3			2.590	2.617	-1.4	3	pass
			4			3.026	3.074	-2.4	3	pass
1	2	meko tkivo	1	16	Acuros	2.000	2.044	-2.1	3	pass
			2			2.226	2.254	-1.4	3	pass
			3			2.707	2.706	0.0	3	pass
			4			3.109	3.180	-3.5	3	fail
1	3	meko tkivo	1	6	AAA	1.108	1.097	0.6	4	pass
			2			1.993	1.982	0.6	3	pass
			3			1.922	1.925	-0.1	3	pass
			4			2.000	1.969	1.6	3	pass
			5			2.000	1.972	1.4	3	pass
		pluća	6			1.046	1.065	-0.9	4	pass
			8			1.046	1.065	-1.0	4	pass
		kost	10			1.146	1.156	-0.5	4	pass
1	3	meko tkivo	1	6	Acuros	1.094	1.111	-0.8	4	pass
			2			2.025	2.039	-0.7	3	pass
			3			1.975	1.980	-0.2	3	pass
			4			2.031	2.027	0.2	3	pass
			5			2.000	2.031	-1.5	3	pass
		pluća	6			1.100	1.115	-0.8	4	pass
			8			1.100	1.115	-0.7	4	pass
		kost	10			1.101	1.167	-3.2	4	pass
1	3	meko tkivo	1	16	AAA	1.051	1.055	-0.2	4	pass
			2			1.972	1.991	-1.0	3	pass
			3			1.949	1.955	-0.3	3	pass
			4			1.976	1.973	0.2	3	pass
			5			2.000	1.996	0.2	3	pass
		pluća	6			1.032	1.051	-1.0	4	pass
			8			1.032	1.050	-0.9	4	pass
		kost	10			1.091	1.143	-2.6	4	pass
1	3	meko tkivo	1	16	Acuros	1.043	1.069	-1.3	4	pass
			2			2.008	2.038	-1.5	3	pass
			3			2.000	2.000	0.0	3	pass
			4			2.009	2.019	-0.5	3	pass
			5			2.000	2.044	-2.1	3	pass
		pluća	6			1.079	1.090	-0.6	4	pass
			8			1.080	1.089	-0.4	4	pass
		kost	10			1.088	1.153	-3.2	4	pass

Tabela B.1 (nastavak).

Linak	Test		Mer tačka	Ener	Algor	TPS rezultat (Gy)	Mereni rezultat (Gy)	Rel. greš. (%)	Dozvolj. greška (%)	Pass/ Fail
1	4	meko tkivo	5	6	AAA	2.000	1.999	0.0	3	pass
1	4	meko tkivo	5	16	Acuros	2.000	2.043	-2.1	3	pass
1	4	meko tkivo	5	6	AAA	2.000	2.024	-1.2	3	pass
1	4	meko tkivo	5	16	Acuros	2.000	2.053	-2.6	3	pass
1	5	meko tkivo	1	6	AAA	0.474	0.473	0.1	3	pass
			2			0.861	0.872	-0.5	3	pass
			3			0.913	0.915	-0.1	3	pass
			4			0.773	0.757	0.8	3	pass
			5			2.113	2.039	3.6	3	fail
		pluća	6			0.610	0.600	0.5	4	pass
			7			0.487	0.495	-0.4	4	pass
			8			1.450	1.373	3.8	4	pass
			9			1.998	1.990	0.4	3	pass
		kost	10			0.756	0.748	0.4	4	pass
1	5	meko tkivo	1	6	Acuros	0.518	0.526	-0.4	3	pass
			2			0.857	0.885	-1.3	3	pass
			3			0.900	0.904	-0.2	3	pass
			4			0.785	0.785	0.0	3	pass
			5			2.110	2.072	1.8	3	pass
		pluća	6			0.617	0.598	0.9	4	pass
			7			0.495	0.476	0.9	4	pass
			8			1.449	1.361	4.2	4	fail
			9			2.003	1.986	0.8	3	pass
		kost	10			0.777	0.783	-0.3	4	pass
1	5	meko tkivo	1	16	AAA	0.517	0.511	0.3	3	pass
			2			0.890	0.886	-0.3	3	pass
			3			0.962	0.937	1.2	3	pass
			4			0.823	0.809	0.7	3	pass
			5			2.120	2.057	3.1	3	fail
		pluća	6			0.555	0.539	0.8	4	pass
			7			0.478	0.483	-0.3	4	pass
			8			1.497	1.551	-2.6	4	pass
			9			2.004	2.000	0.2	3	pass
		kost	10			0.818	0.818	0.0	4	pass
1	5	meko tkivo	1	16	Acuros	0.528	0.536	-0.4	3	pass
			2			0.895	0.911	-0.7	3	pass
			3			0.955	0.951	0.2	3	pass
			4			0.812	0.851	-1.9	3	pass
			5			2.115	2.087	1.4	3	pass
		pluća	6			0.570	0.567	0.2	4	pass
			7			0.522	0.530	-0.4	4	pass
			8			1.553	1.495	2.8	4	pass
			9			1.994	1.975	0.9	3	pass
		kost	10			0.795	0.819	-1.1	4	pass

Tabela B.2 Numerički prikaz
rezultata svih testova ozračenih
na Linaku 2 (S/N 4749).

Linak	Test		Mer tačka	Ener	Algor	TPS rezultat (Gy)	Mereni rezultat (Gy)	Rel. greš. (%)	Dozvojl. greška (%)	Pass/ Fail
2	1	meko tkivo	1	6	AAA	2.455	2.453	0.1	2	pass
			2			2.035	2.043	-0.4	2	pass
			3			2.000	2.027	-1.3	2	pass
			4			2.048	2.050	-0.1	2	pass
			5			1.722	1.738	-0.8	2	pass
		pluća	6			2.063	2.078	-0.7	4	pass
			7			1.809	1.832	-1.1	4	pass
			8			2.060	2.066	-0.3	4	pass
			9			1.802	1.842	-2.0	4	pass
		kost	10			1.260	1.291	-1.5	3	pass
2	1	meko tkivo	1	6	Acuros	2.381	2.425	-2.2	2	fail
			2			2.004	2.018	-0.7	2	pass
			3			2.000	2.002	-0.1	2	pass
			4			2.006	2.028	-1.1	2	pass
			5			1.708	1.717	-0.4	2	pass
		pluća	6			2.029	2.052	-1.2	4	pass
			7			1.801	1.810	-0.4	4	pass
			8			2.026	2.042	-0.8	4	pass
			9			1.795	1.820	-1.3	4	pass
		kost	10			1.205	1.277	-3.6	3	fail
2	1	meko tkivo	1	16	AAA	2.280	2.317	-1.8	2	pass
			2			2.061	2.094	-1.6	2	pass
			3			2.000	2.023	-1.1	2	pass
			4			2.065	2.100	-1.7	2	pass
			5			1.768	1.794	-1.3	2	pass
		pluća	6			1.927	2.000	-3.6	4	pass
			7			1.714	1.787	0.0	4	pass
			8			1.927	1.998	-3.5	4	pass
			9			1.714	1.801	-4.3	4	fail
		kost	10			1.373	1.457	-4.1	3	fail
2	1	soft	1	16	Acuros	2.235	2.297	-3.1	2	fail
			2			2.033	2.073	-2.0	2	pass
			3			2.000	2.004	-0.2	2	pass
			4			2.034	2.082	-2.4	2	fail
			5			1.749	1.778	-1.4	2	pass
		pluća	6			1.939	1.982	-2.1	4	pass
			7			1.735	1.771	-1.8	4	pass
			8			1.939	1.982	-2.1	4	pass
			9			1.736	1.784	-2.4	4	pass
		kost	10			1.358	1.445	-4.3	3	fail
2	2	meko tkivo	1	6	AAA	2.000	1.935	3.4	3	fail
			2			2.000	2.156	1.0	3	pass
			3			2.000	2.744	-0.7	3	pass
			4			2.000	3.449	1.3	3	pass
2	2	meko tkivo	1	6	Acuros	2.000	1.992	0.4	3	pass
			2			2.243	2.254	-0.6	3	pass
			3			2.867	2.871	-0.2	3	pass
			4			3.595	3.605	-0.5	3	pass
2	2	meko tkivo	1	16	AAA	2.000	1.954	2.3	3	pass
			2			2.174	2.205	-1.6	3	pass
			3			2.590	2.649	-3.0	3	pass
			4			3.026	3.114	-4.5	3	fail
2	2	meko tkivo	1	16	Acuros	2.000	2.020	-1.0	3	pass
			2			2.226	2.279	-2.6	3	pass
			3			2.707	2.737	-1.5	3	pass
			4			3.109	3.215	-5.3	3	fail
2	3	meko tkivo	1	6	AAA	1.108	1.107	0.0	4	pass
			2			1.993	1.995	-0.1	3	pass
			3			1.922	1.922	0.0	3	pass
			4			2.000	2.000	0.0	3	pass
			5			2.000	1.978	1.1	3	pass
		pluća	6			1.046	1.043	0.2	4	pass
			8			1.046	1.043	0.2	4	pass
			10			1.146	1.139	0.3	4	pass
2	3	meko tkivo	1	6	Acuros	1.094	1.121	-1.3	4	pass
			2			2.025	2.054	-1.4	3	pass
			3			1.975	1.980	-0.2	3	pass
			4			2.031	2.060	-1.4	3	pass
			5			2.000	2.037	-1.8	3	pass
		pluća	6			1.100	1.089	0.6	4	pass
			8			1.100	1.096	0.2	4	pass
			10			1.101	1.147	-2.3	4	pass
2	3	meko tkivo	1	16	AAA	1.051	1.067	-0.8	4	pass
			2			1.972	2.013	-2.0	3	pass
			3			1.949	1.961	-0.6	3	pass
			4			1.976	2.010	-1.7	3	pass
			5			2.000	2.008	-0.4	3	pass
		pluća	6			1.032	1.035	-0.1	4	pass
			8			1.032	1.039	-0.4	4	pass
			10			1.091	1.132	-2.1	4	pass
2	3	meko tkivo	1	16	Acuros	1.043	1.081	-1.9	4	pass
			2			2.008	2.060	-2.5	3	pass
			3			2.000	2.009	-0.4	3	pass
			4			2.009	2.054	-2.2	3	pass
			5			2.000	2.057	-2.8	3	pass
		pluća	6			1.079	1.072	0.4	4	pass
			8			1.080	1.077	0.2	4	pass
			10			1.088	1.143	-2.7	4	pass

Tabela B.2 (nastavak).

Linak	Test		Mer tačka	E ner	Algor	TP S rezultat (Gy)	Mereni rezultat (Gy)	Rel. greš. (%)	Dozvojl. greška (%)	Pass/ Fail
2	4	meko tkivo	5	6	AAA	2.000	1.998	0.1	3	pass
2	4	meko tkivo	5	16	Acuros	2.000	2.044	-2.2	3	pass
2	4	meko tkivo	5	6	AAA	2.000	2.031	-1.5	3	pass
2	4	meko tkivo	5	16	Acuros	2.000	2.061	-3.0	3	pass
2	5	meko tkivo	1	6	AAA	0.474	0.486	-0.6	3	pass
			2			0.861	0.870	-0.4	3	pass
			3			0.913	0.887	1.3	3	pass
			4			0.773	0.796	-1.1	3	pass
			5			2.113	2.078	1.7	3	pass
		pluća	6			0.610	0.631	-1.0	4	pass
			7			0.487	0.524	-1.8	4	pass
			8			1.450	1.426	1.1	4	pass
			9			1.998	2.064	-3.2	3	fail
		kost	10			0.756	0.747	0.4	4	pass
2	5	meko tkivo	1	6	Acuros	0.518	0.533	-0.7	3	pass
			2			0.857	0.895	-1.8	3	pass
			3			0.900	0.857	2.1	3	pass
			4			0.785	0.806	-1.0	3	pass
			5			2.110	2.073	1.8	3	pass
		pluća	6			0.617	0.615	0.1	4	pass
			7			0.495	0.532	-1.8	4	pass
			8			1.449	1.421	1.3	4	pass
			9			2.003	1.974	1.4	3	pass
		kost	10			0.777	0.808	-1.5	4	pass
2	5	meko tkivo	1	16	AAA	0.517	0.527	-0.5	3	pass
			2			0.880	0.920	-1.9	3	pass
			3			0.962	0.899	3.0	3	pass
			4			0.823	0.873	-2.4	3	pass
			5			2.120	2.113	0.3	3	pass
		pluća	6			0.555	0.605	-2.3	4	pass
			7			0.478	0.522	-2.1	4	pass
			8			1.497	1.580	-3.9	4	pass
			9			2.004	2.010	-0.3	3	pass
		kost	10			0.818	0.837	-0.9	4	pass
2	5	meko tkivo	1	16	Acuros	0.528	0.552	-1.1	3	pass
			2			0.895	0.959	-3.0	3	pass
			3			0.955	0.900	2.6	3	pass
			4			0.812	0.864	-2.4	3	pass
			5			2.115	2.150	-1.6	3	pass
		pluća	6			0.570	0.584	-0.7	4	pass
			7			0.522	0.570	-2.2	4	pass
			8			1.553	1.497	2.6	4	pass
			9			1.994	2.022	-1.3	3	pass
		kost	10			0.795	0.853	-2.7	4	pass
2	6	meko tkivo	1	6	AAA	0.543	0.610	-3.1	3	fail
			2			0.923	0.937	-0.7	3	pass
			3			0.864	0.864	0.0	3	pass
			4			0.791	0.767	1.1	3	pass
			5			2.179	2.152	1.3	3	pass
		pluća	6			0.628	0.681	-2.5	4	pass
			7			0.495	0.530	-1.6	4	pass
			8			1.419	1.399	0.9	4	pass
			9			2.100	2.140	-1.8	3	pass
		kost	10			0.765	0.776	-0.5	4	pass
2	6	meko tkivo	1	6	Acuros	0.556	0.614	-2.6	3	pass
			2			0.930	0.990	-2.7	3	pass
			3			0.899	0.897	0.1	3	pass
			4			0.771	0.791	-0.9	3	pass
			5			2.188	2.226	-1.7	3	pass
		pluća	6			0.655	0.678	-1.0	4	pass
			7			0.534	0.591	-2.6	4	pass
			8			1.383	1.344	1.8	4	pass
			9			2.066	2.056	0.4	3	pass
		kost	10			0.783	0.836	-2.4	4	pass
2	6	meko tkivo	1	16	AAA	0.553	0.628	-3.3	3	fail
			2			0.957	1.001	-2.0	3	pass
			3			0.890	0.908	-0.8	3	pass
			4			0.794	0.815	-0.9	3	pass
			5			2.221	2.266	-2.0	3	pass
		pluća	6			0.645	0.724	-3.5	4	pass
			7			0.472	0.516	-1.9	4	pass
			8			1.381	1.354	1.2	4	pass
			9			2.054	2.096	-1.8	3	pass
		kost	10			0.841	0.907	-2.9	4	pass
2	6	meko tkivo	1	16	Acuros	0.549	0.628	-3.5	3	fail
			2			0.972	1.040	-3.0	3	pass
			3			0.891	0.934	-1.9	3	pass
			4			0.786	0.820	-1.5	3	pass
			5			2.218	2.274	-2.5	3	pass
		pluća	6			0.689	0.711	-1.0	4	pass
			7			0.455	0.503	-2.1	4	pass
			8			1.366	1.355	0.5	4	pass
			9			2.063	2.101	-1.7	3	pass
		kost	10			0.738	0.807	-3.0	4	pass

Tabela B.3 Numerički prikaz
rezultata svih testova ozračenih
na Linaku 3 (S/N 5711).

Linak	Test		Mer tačka	Ener	Algor	TPS rezultat (Gy)	Mereni rezultat (Gy)	Rel. greš. (%)	Dozvojl. greška (%)	Pass/ Fail
3	1	meko tkivo	1	6	AAA	2.455	2.450	0.2	2	pass
			2			2.035	2.048	-0.6	2	pass
			3			2.000	2.018	-0.9	2	pass
			4			2.048	2.065	-0.9	2	pass
		pluća	5			1.722	1.743	-1.0	2	pass
			6			2.063	2.079	-0.8	4	pass
			7			1.809	1.849	-2.0	4	pass
			8			2.060	2.084	-1.2	4	pass
		kost	9			1.802	1.854	-2.6	4	pass
			10			1.260	1.283	-1.1	3	pass
3	1	meko tkivo	1	6	Acuros	2.381	2.419	-1.9	2	pass
			2			2.004	2.021	-0.8	2	pass
			3			2.000	2.000	0.0	2	pass
			4			2.006	2.039	-1.6	2	pass
		pluća	5			1.708	1.714	-0.3	2	pass
			6			2.029	2.051	-1.1	4	pass
			7			1.801	1.827	-1.3	4	pass
			8			2.026	2.060	-1.7	4	pass
		kost	9			1.795	1.830	-1.8	4	pass
			10			1.205	1.262	-2.9	3	pass
3	1	meko tkivo	1	16	AAA	2.280	2.318	-1.9	2	pass
			2			2.061	2.093	-1.6	2	pass
			3			2.000	2.023	-1.1	2	pass
			4			2.065	2.103	-1.9	2	pass
		pluća	5			1.768	1.799	-1.5	2	pass
			6			1.927	1.996	-3.4	4	pass
			7			1.714	1.799	0.0	4	fail
			8			1.927	2.004	-3.8	4	pass
		kost	9			1.714	1.798	-4.1	4	fail
			10			1.373	1.452	-3.9	3	fail
3	1	soft	1	16	Acuros	2.235	2.296	-3.0	2	fail
			2			2.033	2.073	-2.0	2	pass
			3			2.000	2.002	-0.1	2	pass
			4			2.034	2.085	-2.6	2	fail
		pluća	5			1.749	1.782	-1.6	2	pass
			6			1.939	1.976	-1.8	4	pass
			7			1.735	1.781	-2.3	4	pass
			8			1.939	1.986	-2.4	4	pass
		kost	9			1.736	1.782	-2.3	4	pass
			10			1.358	1.439	-4.0	3	fail
3	2	meko tkivo	1	6	AAA	2.000	1.921	4.1	3	fail
			2			2.000	2.144	1.6	3	pass
			3			2.000	2.734	-0.2	3	pass
			4			2.000	3.438	1.9	3	pass
3	2	meko tkivo	1	6	Acuros	2.000	1.992	0.4	3	pass
			2			2.243	2.242	0.0	3	pass
			3			2.867	2.859	0.4	3	pass
			4			3.595	3.595	0.0	3	pass
3	2	meko tkivo	1	16	AAA	2.000	1.965	1.8	3	pass
			2			2.174	2.178	-0.2	3	pass
			3			2.590	2.620	-1.5	3	pass
			4			3.026	3.076	-2.5	3	pass
3	2	meko tkivo	1	16	Acuros	2.000	2.025	-1.2	3	pass
			2			2.226	2.252	-1.3	3	pass
			3			2.707	2.707	0.0	3	pass
			4			3.109	3.174	-3.2	3	fail
3	3	meko tkivo	1	6	AAA	1.108	1.083	1.3	4	pass
			2			1.993	1.968	1.3	3	pass
			3			1.922	1.915	0.3	3	pass
			4			2.000	1.988	0.6	3	pass
		pluća	5			2.000	1.961	2.0	3	pass
			6			1.046	1.052	-0.3	4	pass
			7			1.046	1.055	-0.4	4	pass
		kost	8			1.146	1.145	0.1	4	pass
3	3	meko tkivo	1	6	Acuros	1.094	1.106	-0.6	4	pass
			2			2.025	2.034	-0.4	3	pass
			3			1.975	1.976	0.0	3	pass
			4			2.031	2.037	-0.3	3	pass
		pluća	5			2.000	2.023	-1.2	3	pass
			6			1.100	1.112	-0.6	4	pass
			7			1.100	1.107	-0.4	4	pass
		kost	8			1.101	1.163	-3.1	4	pass
3	3	meko tkivo	1	16	AAA	1.051	1.058	-0.3	4	pass
			2			1.972	1.993	-1.0	3	pass
			3			1.949	1.967	-0.9	3	pass
			4			1.976	1.995	-0.9	3	pass
		pluća	5			2.000	2.004	-0.2	3	pass
			6			1.032	1.052	-1.0	4	pass
			7			1.032	1.052	-1.0	4	pass
		kost	8			1.091	1.148	-2.8	4	pass
3	3	meko tkivo	1	16	Acuros	1.043	1.071	-1.4	4	pass
			2			2.008	2.035	-1.3	3	pass
			3			2.000	2.015	-0.7	3	pass
			4			2.009	2.046	-1.8	3	pass
		pluća	5			2.000	2.050	-2.4	3	pass
			6			1.079	1.087	-0.4	4	pass
			7			1.080	1.091	-0.5	4	pass
		kost	8			1.088	1.156	-3.3	4	pass

Tabela B.3 (nastavak).

Linak	Test		Mer tačka	E ner	Algor	TP S rezult (Gy)	Mereni rezult (Gy)	Rel. greš. (%)	Dozvoji. greška (%)	Pass/ Fail
3	4	meko tkivo	5	6	AAA	2.000	2.012	-0.6	3	pass
3	4	meko tkivo	5	16	Acuros	2.000	2.059	-2.8	3	pass
3	4	meko tkivo	5	6	AAA	2.000	2.046	-2.2	3	pass
3	4	meko tkivo	5	16	Acuros	2.000	2.065	-3.2	3	fail
3	5	meko tkivo	1	6	AAA	0.474	0.473	0.1	3	pass
			2			0.861	0.872	-0.5	3	pass
			3			0.913	0.915	-0.1	3	pass
			4			0.773	0.757	0.8	3	pass
			5			2.113	2.039	3.6	3	fail
		pluća	6			0.610	0.600	0.5	4	pass
			7			0.487	0.495	-0.4	4	pass
			8			1.450	1.373	3.8	4	pass
			9			1.998	1.990	0.4	3	pass
			10			0.756	0.748	0.4	4	pass
3	5	meko tkivo	1	6	Acuros	0.518	0.526	-0.4	3	pass
			2			0.857	0.885	-1.3	3	pass
			3			0.900	0.904	-0.2	3	pass
			4			0.785	0.785	0.0	3	pass
			5			2.110	2.072	1.8	3	pass
		pluća	6			0.617	0.598	0.9	4	pass
			7			0.495	0.476	0.9	4	pass
			8			1.449	1.361	4.2	4	fail
			9			2.003	1.986	0.8	3	pass
			10			0.777	0.783	-0.3	4	pass
3	5	meko tkivo	1	16	AAA	0.517	0.511	0.3	3	pass
			2			0.880	0.886	-0.3	3	pass
			3			0.962	0.937	1.2	3	pass
			4			0.823	0.809	0.7	3	pass
			5			2.120	2.057	3.1	3	fail
		pluća	6			0.555	0.539	0.8	4	pass
			7			0.478	0.483	-0.3	4	pass
			8			1.497	1.551	-2.6	4	pass
			9			2.004	2.000	0.2	3	pass
			10			0.818	0.818	0.0	4	pass
3	5	meko tkivo	1	16	Acuros	0.528	0.536	-0.4	3	pass
			2			0.895	0.911	-0.7	3	pass
			3			0.955	0.951	0.2	3	pass
			4			0.812	0.851	-1.9	3	pass
			5			2.115	2.087	1.4	3	pass
		pluća	6			0.570	0.567	0.2	4	pass
			7			0.522	0.530	-0.4	4	pass
			8			1.553	1.495	2.8	4	pass
			9			1.994	1.975	0.9	3	pass
			10			0.795	0.819	-1.1	4	pass
3	6	meko tkivo	1	6	AAA	0.543	0.567	-1.1	3	pass
			2			0.923	0.974	-2.3	3	pass
			3			0.864	0.854	0.5	3	pass
			4			0.791	0.725	3.1	3	fail
			5			2.179	2.161	0.8	3	pass
		pluća	6			0.628	0.648	-0.9	4	pass
			7			0.495	0.489	0.3	4	pass
			8			1.419	1.486	-3.1	4	pass
			9			2.100	2.154	-2.5	3	pass
			10			0.765	0.791	-1.2	4	pass
3	6	meko tkivo	1	6	Acuros	0.556	0.571	-0.7	3	pass
			2			0.930	0.896	1.5	3	pass
			3			0.899	0.912	-0.6	3	pass
			4			0.771	0.795	-1.1	3	pass
			5			2.188	2.251	-2.8	3	pass
		pluća	6			0.655	0.622	1.5	4	pass
			7			0.534	0.544	-0.4	4	pass
			8			1.383	1.413	-1.3	4	pass
			9			2.066	2.064	0.1	3	pass
			10			0.783	0.826	-1.9	4	pass
3	6	meko tkivo	1	16	AAA	0.553	0.561	-0.4	3	pass
			2			0.957	0.978	-0.9	3	pass
			3			0.890	0.902	-0.5	3	pass
			4			0.794	0.787	0.3	3	pass
			5			2.221	2.257	-1.6	3	pass
		pluća	6			0.645	0.679	-1.5	4	pass
			7			0.472	0.484	-0.5	4	pass
			8			1.381	1.384	-0.2	4	pass
			9			2.054	2.088	-1.5	3	pass
			10			0.841	0.886	-2.0	4	pass
3	6	meko tkivo	1	16	Acuros	0.547	0.570	-1.0	3	pass
			2			0.966	1.026	-2.6	3	pass
			3			0.891	0.929	-1.7	3	pass
			4			0.792	0.804	-0.5	3	pass
			5			2.231	2.292	-2.7	3	pass
		pluća	6			0.673	0.671	0.1	4	pass
			7			0.453	0.476	-1.0	4	pass
			8			1.378	1.401	-1.0	4	pass
			9			2.062	2.104	-1.8	3	pass
			10			0.808	0.806	0.1	4	pass

Literatura

1. Zurl B, Tiefling R, Winkler P, Kindl K, Kapp K S. Hounsfield units variations-Impact on CT density based conversion tables and their effects on dose distribution. *Strahlenther Onkol.* 2014; 190: 88–93.
2. Kolarević G, Ignjić T, Mileusnić D. Vrste jonizujućeg zračenja. Interakcija jonizujućeg zračenja i materije. In: Mileusnić D, Marošević G, Durbaba M, urednici. *Radijaciona Onkologija*. Banja Luka: Medicinski Fakultet Banja Luka; 2020. 1-9.
3. Marinkov L. Osnovi nuklearne fizike. Novi Sad: Prirodno-matematički fakultet; 1976.
4. Podgoršak E B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: IAEA; 2005.
5. Khan F M, Gibbons J P. *The Physic of Radiation Therapy*. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
6. Jackson D F, Hawkes D J. X-Ray Attenuation Coefficients of Elements and Mixtures. *Physics Reports (Review Section of Physics Letters)* 1981; 70(3): 169-233.
7. Podgoršak E B. *Radiation Physics for Medical Physicist*. Berlin: Springer; 2006.
8. Ahnesjo A, Aspradakis M. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol* 1999; 44: R99-R155.
9. Thomas S J. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 1999; 72: 78-6.
10. Trujillo C, Garcia O, Larraga J, Martinez A, Rodriguez M. Effective Atomic Number and Electron Density Calibration with a Dual-Energy CT Technique. *Medical Physics AIP Conf. Proc* 2016;1747: 080009-1-5.
11. Cozzi L, Fogliata A, Buffa F, Bieri S. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. *Radiother Oncol* 1998; 48: 335–8.

12. International Atomic Energy Agency (IAEA). Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy. Safety Reports Series No. 17. IAEA. 2000.
13. IAEA. Investigation of an Accidental Exposure of Radiotherapy Patients in Panama. IAEA. 2001.
14. Peiffert, D., J.M. Simon, and F. Eschwege, Epinal radiotherapy accident: passed, present, future. *Cancer Radiother*, 2007. 11(6-7): p. 309-12.
15. IAEA. Accidental overexposure of radiotherapy patients in Bialystok. 2004: Vienna.
16. IAEA. Investigation of an Accidental Exposure of Radiotherapy Patients in Panama, IAEA. Vienna (2001).
17. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy, Publication 86. ICRP. 2000.
18. IAEA. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment Planning Systems, TRS No.430. IAEA. 2004.
19. IAEA. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques, TECDOC 1583. Vienna: IAEA. 2008.
20. Mijnheer B, Olszewska A, Florin C, Hartmann G, Knows T, Rosendale JC, et al. Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams. Booklet no. 7. Brussels: ESTRO. 2005.
21. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, Report 53. *Med Phys*. 1998;25:1773–829.
22. AAPM. Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification, Report 55. 1995.
23. AAPM. IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement and Analysis, TG-119. 2009.
24. Schiefer H, Fogliata A, Nicolai G, Cozy L, Selenga W, Born E, et al. The Swiss IMRT dosimetry intercomparison using a thorax phantom. *Med Phys*. 2010;37(8):4424-31.

25. Gifford K, Followill D, Liu H, Starkschall G. Verification of the accuracy of a photon dose–calculation algorithm. *J Appl Clin Med Phys*. 2002;3(1):26–45.
26. Brittan K, Rather S, Newcomb C, Murray B, Robinson D, Field C, et al. Experimental validation of the Eclipse AAA algorithm. *J Appl Clin Med Phys*. 2007;8:76-92.
27. Computerized Imaging Reference Systems. User Guide: Electron Density Phantom Model 062M. CIRS 2013:2.
28. Computerized Imaging Reference Systems. User Guide: IMRT Thorax Phantom Model 002LFC. CIRS 2013:2.
29. IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, TRS 398. Vienna: IAEA. 2000.
30. Rutonjski L, Petrolia B, Baikal M, Teodorović M, Čudić O, Gershkevitch E, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: national audit. *Radiat Oncol*. 2012;7:155.
31. Chua J, Nia B, Krizic R, Saxenab A. Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 2000; 55: 65-73.
32. Rutonjski L. Osiguranje kvaliteta u radioterapiji-verifikacija sistema za planiranje i klinička implementacija in vivo dozimetrije [dissertation]. Novi Sad: ACIMSI; 2015.
33. Rogers D W, Faddegon B A, Ding G X, Ma C M, We J, Mackie T R. Beam: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22: 503–524.
34. Arnfield M R, Hartmann C, Siebers J, Garmon P, Cox L, Mohan R. The impact of electron transport on the accuracy of computed dose. *Med Phys* 2000; 27: 1266–1274.
35. Sievinen J, Waldemar W, Kaissl W. AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse™. VARIAN medical systems.
36. Ebert MA, Lambert J, Greer PB. CT-ED conversion on a GE Lightspeed-RT scanner: Influence of scanner settings. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine* 2008; 31: 154–159.

37. Geise RA, McCullough EC. The use of CT scanners in megavoltage photon beam therapy planning. *Radiology* 1977; 124: 133-41.
38. Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, Miller D, Korf E, Yip F, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol.* 2009;89:338–46.
39. Knoos T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol.* 2006;51:5785–807.

Biografija

Goran Kolarević, rođen 17.01.1968. godine u Beogradu, gde završava osnovnu i srednju školu „Matematičku gimnaziju“. Fizički fakultet u Beogradu, master fizičar za opštu fiziku, završava 08. maja 1996. godine, sa prosečnom ocenom 8.40.

U toku 1996. godine radi kao profesor fizike u Vojnoj gimnaziji u Beogradu. Od januara 1997. godine prelazi u Zavod za preventivnu medicinsku zaštitu Vojske Srbije u Beogradu, gde radi na poslovima zaštite od jonizujućih zračenja.

Radni staž nastavlja, od aprila 2002. godine, na odeljenju radioterapije Vojnomedicinske akademije (VMA) u Beogradu, na poslovima medicinskog fizičara.

Od decembra 2006. godine, zaposlen je u službi radioterapije Instituta za radiologiju i onkologiju Srbije (IORS) u Beogradu, na poslovima medicinskog fizičara (šef odeljenja za dozimetriju). Tokom rada u ovoj ustanovi, pohađa specijalističke studije (2010.-2013. godine) iz medicinske fizike na Medicinskom fakultetu u Novom Sadu i stiče zvanje specijaliste medicinske fizike.

Od oktobra 2013. godine, zaposlen je u odeljenu radioterapije IMC Affidea u Banja Luci, na poslovima medicinskog fizičara (glavni medicinski fizičar).

Izjava 1

**Izjavljujem
da je doktorska disertacija**

Naslov rada “DOZIMETRIJSKA VERIFIKACIJA KLINIČKOG SISTEMA ZA PLANIRANJE RADIOTERAPIJE”

Naslov rada na engleskom jeziku “DOSIMETRIC VERIFICATION OF CLINICAL RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING SYSTEM”

- ☒ rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- ☒ da doktorska disertacija, u cjelini ili u dijelovima, nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- ☒ da su rezultati korektno navedeni i
- ☒ da nisam kršio autorska prava i koristio intelektualnu svojinu drugih lica.

U Banjoj Luci 12.01.2021. godine.

Potpis doktoranta

Kolarenio' Goran

Izjava 2

Izjava kojom se ovlašćuje Univerzitet u Banjoj Luci da doktorsku disertaciju učini javno dostupnom

Ovlašćujem Univerzitet u Banjoj Luci da moju doktorsku disertaciju pod naslovom

“DOZIMETRIJSKA VERIFIKACIJA KLINIČKOG SISTEMA ZA PLANIRANJE
RADIOTERAPIJE”

koja je moje autorsko djelo, učini javno dostupnom.

Doktorsku disertaciju sa svim prilogima predao sam u elektronskom formatu pogodnom
za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u digitalin repozitorijum Univerziteta u Banjoj
Luci mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence
Kreativne zajednice (*Creative Commons*) za koju sam se odlučio.

- ☐ Autorstvo
- ☐ Autorstvo – nekomercijalno
- ☐ Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
- ☐ Autorstvo – nekomercijalno – dijeliti pod istim uslovima
- ☒ Autorstvo – bez prerade
- ☐ Autorstvo – dijeliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je
na poledini lista).

U Banjoj Luci 12.01.2021. godine.

Potpis doktoranta

Kolarenko Goran

Izjava 3

Izjava o identičnosti štampane i elektronske verzije doktorske disertacije

Ime i prezime autora Goran Kolarević

Naslov rada “DOZIMETRIJSKA VERIFIKACIJA KLINIČKOG
SISTEMA ZA PLANIRANJE RADIOTERAPIJE”

Mentor Akademik Prof. dr Dragoljub Mirjanić

Izjavljujem da je štampana verzija moje doktorske disertacije identična elektronskoj verziji koju sam predao za digitalni repozitorijum Univerziteta u Banjoj Luci.

U Banjoj Luci 12.01.2021. godine.

Potpis doktoranta

