



UNIVERZITET U KRAGUJEVCU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET



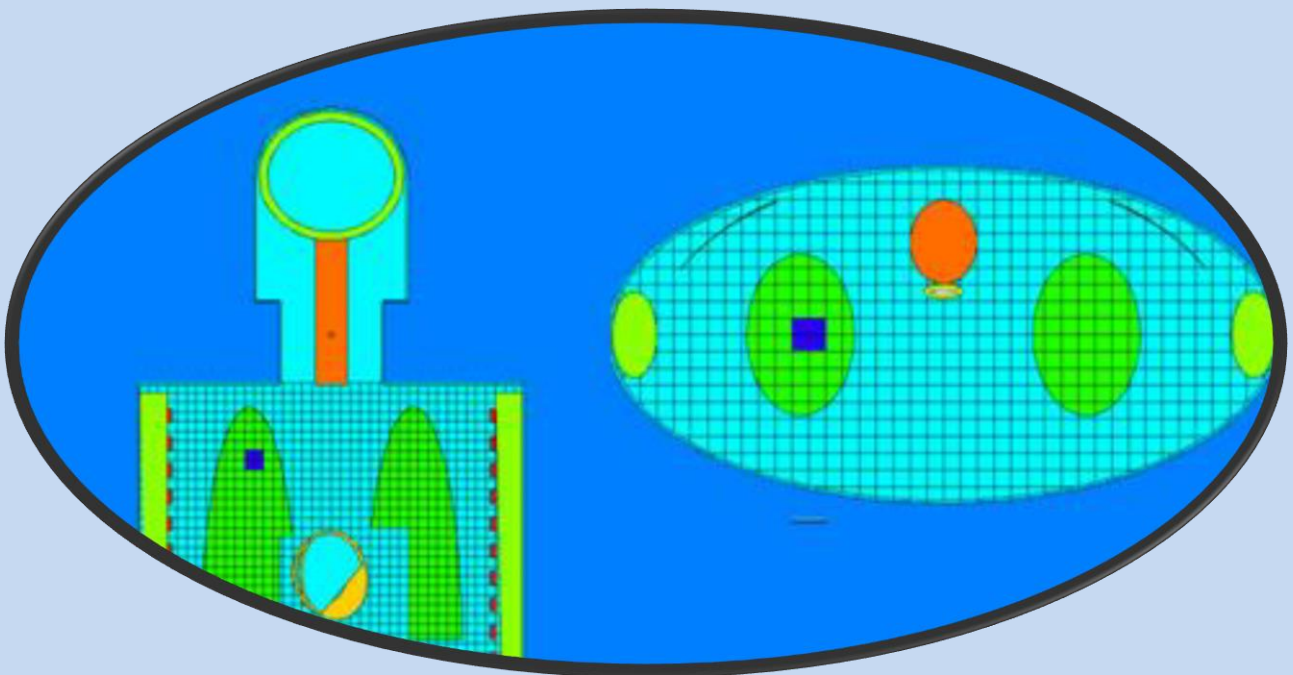
Dragana Krstić

Vladimir Marković

Milena Živković

PRIMENA MONTE CARLO PROGRAMA I FANTOMA U DOZIMETRIJI

Monografija



Kragujevac, 2023



**UNIVERZITET U KRAGUJEVCU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET**



**DRAGANA KRSTIĆ
VLADIMIR MARKOVIĆ
MILENA ŽIVKOVIĆ**

**PRIMENA MONTE CARLO PROGRAMA
I FANTOMA U DOZIMETRIJI
MONOGRAFIJA**

Kragujevac, 2023.

PRIMENA MONTE CARLO PROGRAMA I FANTOMA U DOZIMETRIJI

Autori:

dr Dragana Krstić, vanredni profesor

dr Vladimir Marković, docent

Milena Živković, istraživač saradnik

Izdavač:

Prirodno-matematički fakultet, Univerzitet u Kragujevcu

Radoja Domanovića 12, 34000 Kragujevac

Za izdavača:

Prof. dr Marija Stanić, dekan

Recenzenti:

dr Dragoslav Nikezić, redovni profesor, Državni Univerzitet u Novom Pazaru

dr Goran Ristić, redovni profesor, Elektronski fakultet, Univerzitet u Nišu

dr Dušan Mrđa, redovni profesor, Prirodno-matematički fakultet, Univerzitet u Novom Sadu

Odlukom Nastavno-naučnog veća Prirodno-matematičkog fakulteta,
Univerziteta u Kragujevcu, odluka br. 580/XVIII-1 od 13.12. 2023. godine, ova monografija odobrena
je za publikovanje

P R E D G O V O R

Pred vama je monografija koja proizlazi iz višegodišnjeg istraživačkog rada posvećenog analizi i značaju fantoma u oblasti dozimetrije. Ovaj naučni poduhvat je rezultat pažljive evaluacije primene fantoma u različitim kontekstima, posebno sa fokusom na njihovu ulogu u medicinskoj fizici.

Monografija se bavi sveobuhvatnim proučavanjem različitih vrsta fantoma, uključujući ORNL fantome, referentne odrasle kompjuterske fantome, mesh fantome, kao i njihovu specifičnu primenu u različitim situacijama u dozimetriji. Poseban naglasak stavljen je na primenu Monte Carlo programa u zaštiti od zračenja, istražujući kako ovi programi doprinose razumevanju i optimizaciji dozimetrijskih procedura. Monografija takođe prikazuje praktične aspekte primene fantoma u situacijama izloženosti antropogenim radionuklidima, prirodnom zračenju, kod terapije zahvata neutrona na boru i interventnim medicinskim procedurama.

Rad na ovoj monografiji ne bi bio potpun bez dragocenih komentara naših recenzenata. Ovom prilikom se posebno zahvaljujemo profesorima: dr Dragoslavu Nikeziću, dr Goranu Ristiću i dr Dušanu Mrđi, čije su stručne povratne informacije i sugestije neizmerno obogatile kvalitet ove monografije. Njihovo predano angažovanje i ekspertiza dodatno su ojačali temelje naše monografije, pružajući čitaocima pouzdane i vredne uvide u oblast primene Monte Carlo programa i fantoma u dozimetriji.

Verujemo da će ova monografija biti neophodan izvor informacija ne samo za stručnjake u oblasti medicinske fizike, već i za studente doktorskih studija i sve one koji se bave istraživanjem u oblasti dozimetrije.

Na kraju, zahvaljujemo se našim porodicama na strpljenju, razumevanju i podršci koje su nam pružile tokom procesa nastanka ove knjige.

Kragujevac, decembar 2023

A U T O R I

SADRŽAJ

1	PREGLED FANTOMA U DOZIMETRIJI I ZAŠTITI OD ZRAČENJA.....	1
1.1	UVOD.....	1
1.2	PREGLED MODELA I FANTOMA U DOZIMETRIJI I ZAŠTITI OD ZRAČENJA	4
2	ORNL FANTOM	22
2.1	OPIS DELOVA TELA I ORGANA ORNL FANTOMA	24
3	REFERENTNI ODRASLI KOMPJUTERSKI FANTOMI	39
3.1	MODIFIKACIJE SEGMENTOVANIH SLIKA U CILJU KREIRANJA REFERENTNIH KOMPJUTERSKIH FANTOMA.....	42
3.1.1	VOKSEL SKALIRANJE	43
3.1.2	INDIVIDUALNE MODIFIKACIJE ZAPREMINA ORGANA	44
3.1.3	DODATNE MODIFIKACIJE ORGANA I REGIONA TELA	44
3.1.4	SUB-SEGMENTACIJA SKELETA.....	45
3.2	OPIS ODRASLIH REFERENTNIH KOMPJUTERSKIH FANTOMA.....	47
3.2.1	MOGUĆI IZVORI I METE ZRAČENJA U SKELETU	47
3.2.2	KRV.....	48
3.2.3	OGRANIČENJA ZBOG REZOLUCIJE SLIKE	49
3.2.4	SLIKE PRESEKA REFERENTNIH RAČUNARSKIH FANTOMA.....	50
3.3	PRIMENE I OGRANIČENJA REFERENTNIH KOMPJUTERSKIH FANTOMA	54
3.3.1	MODELOVANJE REFERENTNIH KOMPJUTERSKIH VOXEL FANTOMA	54
4	MESH FANTOMI.....	61
4.1	UVOD.....	61
4.2	POBOLJŠANJA REFERENTNIH FANTOMA TIPA MREŽE U ODNOSU NA REFERENTNE FANTOME VOKSEL TIPA ZA ODRASLE OSOBE.....	63
4.3	KONVERZIJA ODRASLIH REFERENTNIH FANTOMA VOKSEL TIPA U MESH FORMAT	67
4.3.1	JEDNOSTAVNI ORGANI I TKIVA.....	67
4.3.2	SKELETNI SISTEM.....	69
4.3.3	TANKO CREVO.....	71
4.3.4	LIMFNE ŽLEZDE.....	71
4.3.5	OČI.....	72
4.3.6	KRV U VELIKIM KRVNIM SUDOVI.....	72
4.3.7	MIŠIĆI	73

4.4	OPIS REFERENTNIH FANTOMA MESH TIPA ZA ODRASLE OSOBE	74
4.4.1	OPŠTE KARAKTERISTIKE FANTOMA	74
4.4.2	POREĐENJE GEOMETRIJSKE SLIČNOSTI SA REFERENTNIM FANTOMIMA VOKSEL TIPA	78
4.4.3	POREĐENJE DOZNIH KOEFICIJENATA	79
5	MONTE CARLO PROGRAMI U ZAŠTITI OD ZRAČENJA	82
5.1	KARAKTERISTIKE NAJČEŠĆE KORIŠĆENIH MONTE CARLO PROGRAMA	84
5.2	KARAKTERISTIKE I PRIMENA MONTE CARLO MCNP PROGRAMA	88
5.3	PRIMERI INPUT FAJLI.....	102
5.3.1	PRORACUN FLUKSA OD ¹³⁷ CS IZ TLA (KRSTIĆ I DR., 2006).....	102
5.3.2	INTERAKCIJA NEUTRONA I TRAG DETEKTORA CR-39 (MILENKOVIĆ I DR., 2004).....	102
5.3.3	PRORAČUN APSORBOVANE DOZE OD ⁴⁰ K IZ ZIDOVA STANDARDNE PROSTORIJE U VAZDUHU (KRSTIĆ I NIKEZIĆ, 2009)	103
5.3.4	TEORIJSKO ODREĐIVANJE EFIKASNOSTI WBC (WHOLE BODY COUNTER) (KRSTIĆ I DR, 2012)	104
5.3.5	PRORAČUN EFIKASNOSTI POLUPROVODNIČKOG HPGE DETEKTORA	107
5.4	ODREĐIVANJE RASPODELE APSORBOVANE DOZE U ORGANIMA LJUDSKOG TELA I GEOMETRIJE OZRAČIVANJA.....	109
5.5	PRIMENA MCNP MONTE CARLO PROGRAMA U BRAHITERAPIJI.....	111
5.5.1	OPIS SISTEMA ZA BRAHITERAPIJU.....	112
5.5.2	SLUČAJ STUDIJE 2D BRAHITERAPIJSKOG PLANA.....	113
5.5.3	MONTE CARLO SIMULACIJA BRAHITERAPIJE POMOĆU MCNP PROGRAMA	115
5.5.4	REZULTATI I DISKUSIJA.....	117
5.5.5	ZAKLJUČAK	121
6	PRIMENA FANTOMA PRI IZLAGANJU ANTROPOGENIM RADIONUKLIDIMA	122
6.1	ORNL I ICRP FANTOMI NA TLU KONTAMINIRANOM ¹³⁷ CS.....	122
6.1.1	MERENJE ¹³⁷ CS U TLU.....	123
6.1.2	ORNL FANTOM NA TLU KONTAMINIRANOM ¹³⁷ CS	124
6.2	ICRP VOXEL FANTOM NA TLU KONTAMINIRANOM ¹³⁷ CS.....	154
6.2.1	PRORAČUN KONVERZIONIH KOEFICIJENATA U VOKSEL FANTOMU LJUDSKOG TELA OD ¹³⁷ CS IZ TLA.....	154
6.2.2	POREĐENJE REZULTATA DOBIJENIH ICRP I ORNL FANTOMIMA OD ¹³⁷ CS IZ TLA..	156
6.3	MONTE CARLO PRORAČUN EFEKTIVNE DOZE U ORGANIMA OD TLA KONTAMINIRANOG ²⁴¹ AM: REZULTATI MEĐUNARODNOG POREĐENJA.....	164

6.3.1	POSTAVKA PROBLEMA	165
6.3.2	DISKUSIJA REZULTATA	178
6.4	MONTE CARLO PRORAČUN EKVIVALENTNE DOZE ORGANA I EFEKTIVNE DOZE USLED IZLAGANJA ¹⁶ N BETA IZVORU U VAZDUHU POMOĆU REFERENTNIH ICRP FANTOMA	183
7	PRIMENA FANTOMA I MONTE CARLO PROGRAMA PRI IZLAGANJU PRIRODNIM RADIONUKLIDIMA	193
7.1	APSORBOVANE FRAKCIJE ZA ELEKTRONE I BETA ČESTICE U OSETLJIVIM DELOVIMA LJUDSKOG RESPIRATORNOG TRAKTA	193
7.1.1	PRORAČUN ABSORBOVANIH FRAKCIJA KORIŠĆENJEM PENELOPE PROGRAMA	196
7.1.2	PRORAČUN ABSORBOVANIH FRAKCIJA KORIŠĆENJEM SOFTVERA MCNP5/X.....	205
7.2	GAMA I BETA DOZE U ORGANIMA ČOVEČJEG TELA OD RADONOVIH POTOMAKA U LJUDSKIM PLUĆIMA	211
7.3	DOZE U LJUDSKIM ORGANIMA USLED ALFA, BETA I GAMA ZRAČENJA OD TORONOVIH POTOMAKA NATALOŽENIH U PLUĆIMA	220
7.3.1	METODOLOGIJA	220
7.3.2	DCF KAO FUNKCIJA ULAZNIH PARAMETARA	223
7.3.3	DOZE U DRUGIM ORGANIMA ZBOG BETA I GAMA ZRAČENJA KOJE EMITUJU POTOMCI TORONA U PLUĆIMA.....	227
7.3.4	ZAKLJUČAK	228
7.4	DOZE OD RADONOVIH POTOMAKA KAO IZVORA SPOLJAŠNJEG BETA I GAMA ZRAČENJA	229
7.4.1	JACOBIJEV MODEL PONAŠANJA RADONOVIH POTOMAKA U ZATVORENIM PROSTORIJAMA	230
7.4.2	REZULTATI.....	233
7.5	PRORAČUN EFEKTIVNE DOZE ORNL FANTOMA U PROSTORIJAMA USLED IZLAGANJA PRIRODNOJ RADIOAKTIVNOSTI U GRAĐEVINSKIM MATERIJALIMA	240
7.5.1	METOD.....	241
7.5.2	IZRAČUNAVANJE FAKTORA KONVERZIJE ZA EFEKTIVNU DOZU PO KERMI U VAZDUHU	244
7.5.3	PRIMENA ORNL FANTOMA	245
7.6	PRORAČUN EFEKTIVNE DOZE OD PRIRODNE RADIOAKTIVNOSTI U TLU POMOĆU MCNP PROGRAMA	246
7.6.1	METODOLOGIJA	246
7.6.2	REZULTATI.....	247

7.6.3	IZRAČUNAVANJE KONVERZIONOG FAKTORA ZA EFEKTIVNU DOZU PO KERMI U VAZDUHU	248
8	PRIMENA FANTOMA KOD TERAPIJE ZAHVATA NEUTRONA NA BORU	249
8.1	MONTE CARLO PRORAČUN DOZE U PLUĆIMA ORNL FANTOMA ZA TERAPIJU ZAHVATA NEUTRONA NA BORU	250
8.1.1	METODOLOGIJA	250
8.1.2	REZULTATI	252
8.1.3	ZAKLJUČAK	256
8.2	MCNP SIMULACIJA BNC TERAPIJE U LEČENJU KANCERA JETRE.....	257
8.2.1	METOD.....	258
8.2.2	ZAKLJUČAK	261
8.3	PROCENA DOZE SA MCNP5/X KODOM U TERAPIJI KANCERA PANKREASA METODOM ZAHVATA NEUTRONA NA BORU.....	263
8.3.1	METODOLOGIJA	263
9	PRIMENA FANTOMA I MONTE CARLO PROGRAMA U INTERVENTNIM PROCEDURAMA.....	268
9.1	PRAĆENJE IZLOŽENOSTI ZRAČENJU MEDICINSKOG OSOBLJA U INTERVENTNIM PROCEDURAMA	268
9.1.1	SIMULACIJA POLJA RASEJANOG ZRAČENJA I DOZA OPERATERA	269
9.1.2	IZLAGANJE GLAVE I OČNOG SOČIVA OPERATERA.....	272
9.1.3	TESTIRANJE AKTIVNIH LIČNIH DOZAMETARA U INTERVENTNIM PROCEDURAMA	274
9.1.4	APD ODGOVOR U KONTINUIRANOM I IMPULSNOM POLJU RENDGENSKIH ZRAKA	274
9.1.5	UTICAJ ZAŠTITNE KECELJE NA ODZIV DOZIMETRA	274
9.1.6	POREĐENJE ODGOVORA AKTIVNOG I PASIVNOG DOZIMETRA U BOLNICI	275
9.1.7	ZAKLJUČAK	275
9.2	SIMULACIJA $H_p(10)$ I EFEKTIVNA DOZA KOJU JE PRIMILO MEDICINSKO OSOBLJE U INTERVENTNIM RADIOLOŠKIM PROCEDURAMA.....	276
9.2.1	UVOD	276
9.2.2	MATERIJAL I METODE	277
9.2.3	REZULTATI	279
9.2.4	DISKUSIJA.....	285
9.2.5	ZAKLJUČAK	286

9.3	UTICAJ ZAŠTITNE KECELJE NA ODZIV AKTIVNIH I PASIVNIH LIČNIH DOZAMETARA KOJI SE KORISTE U INTERVENTNOJ RADIOLOGIJI I KARDIOLOGIJI	287
9.3.1	UVOD	287
9.3.2	MATERIJAL I METODE	289
9.3.3	REZULTATI.....	294
9.3.4	DISKUSIJA.....	298
9.3.5	ZAKLJUČAK	300
9.4	POSTAVLJANJE DOZEMETRA I ODREĐIVANJE DOZE U INTERVENTNIM PROCEDURAMA	
	302	
9.4.1	REZULTATI.....	303
9.4.2	DISKUSIJA.....	307
9.4.3	ZAKLJUČAK	308

1 PREGLED FANTOMA U DOZIMETRIJI I ZAŠTITI OD ZRAČENJA

1.1 UVOD

Najbolja procena ozračenosti pojedinca i očekivani rizik se dobija preko veličine koja se naziva efektivna doza. Ona se definiše kao suma ekvivalentnih doza po organima čoveka koje se množe tkivnim težinskim faktorima. Kako je nemoguće poznavati ekvivalentnu dozu u organima potrebni su modeli koji omogućuju njeno računanje. Ovi modeli se sastoje iz modela ljudskog tela, koji se u ovoj oblasti naziva fantom, i od fizičkog modela transporta zračenja kroz ljudsko telo.

Fantomi su reprezentacije ljudskog tela, koje mogu biti fizičke ili virtuelne, a koriste se za procenu apsorbovane doze u organima i tkivima. Iako nije moguće napraviti savršeno precizne fizičke fantome ili matematičke modele koji tačno simuliraju ljudsko telo, moguće je napraviti fantome ili modele koji se koriste kao približne zamene. Najjednostavniji fantomi se sastoje od materijala koji je ekvivalentan tkivu, odnosno koji ima isti maseni koeficijent apsorpcije energije kao i tkivo, sa šupljinama koje simuliraju organe, kako bi se postavili dozimetri za merenje pri stvarnom ozračivanju. Ovi fantomi često imaju gustinu koja odgovara plućima ili strukturi kostiju (ICRP 51, 1987).

U medicinskoj fizici se često koriste vodeni fantomi za određivanje raspodele doze kod pacijenata koji su izloženi zračenju. Za merenje raspodele apsorbovane doze od fotona i neutrona koriste se čvrsti homogeni fantomi. Sferni i pločasti fantomi su veoma jednostavne aproksimacije ljudskog tela. Model sfere ima prečnik od 30 cm i sastoji se od materijala koji je ekvivalentan mekom tkivu. Model ploče ima dimenzije 30 cm x 30 cm x 15 cm i gustinu $\rho=1.0 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$.

Jedan od prvih fizičkih modela koji se koristio u zaštiti od zračenja je Alderson-Rando fantom (Alderson i dr., 1962). Ovaj fantom je dizajniran tako da ima oblik ljudskog tela i sadrži skelet koji je napravljen od materijala ekvivalentnog kostima. Ova vrsta fantoma omogućava simulaciju različitih delova ljudskog tela, uključujući kosti, organe i tkiva, što omogućava merenje i analizu apsorbovane doze zračenja u tim delovima tela. Alderson-Rando fantom je bio ključan u razvoju metoda zaštite od zračenja i proučavanju efekata zračenja na ljudsko telo.

Fisher i Snyder (1967) su predstavili matematički fantom koji koristi matematičke jednačine za opisivanje oblika i veličine tela i organa. Ovaj fantom je dalje razvijen (Snyder, 1969, Snyder i dr., 1978) prema preporukama ICRP 23 (ICRP, 1975) i poznat je kao MIRD5 (Medical Internal Radiation Dose). Prvobitno je bio namenjen za izračunavanje apsorbovane doze od internog ozračivanja, ali je kasnije modifikovan i primenjen za izračunavanje apsorbovane doze od spoljašnjeg ozračivanja. Ovaj matematički fantom omogućava detaljno modelovanje različitih tkiva i organa u ljudskom telu, čime se omogućava proračun apsorbovane doze zračenja u tim delovima tela.

MIRD fantom se analitički definiše kroz različite sekcije koje predstavljaju pojedine delove tela. Trup zajedno sa rukama se prikazuje kao eliptički cilindar, dok se noge prikazuju kao zarubljeni eliptički konusi. Glava i vrat se modeluju kao eliptički cilindar. Međutim, ne postoji poseban model koji je prilagođen najmanjim organima kao što su nos, uši, stopala i prsti. MIRD fantom pruža približnu reprezentaciju tela i organa, ali ne uključuje detaljne modele za sve manje organe tela.

U MIRD fantomu su identifikovana tri osnovna tipa tkiva: skelet, pluća i meko tkivo. Koža je modelovana kao sloj mekog tkiva debljine 2 mm koji okružuje celo telo. Za pluća i meko tkivo, glavni elementi su vodonik, ugljenik, azot i kiseonik, ali mogu biti prisutni i drugi elementi u tragovima. Skelet sadrži značajne količine kalcijuma i fosfora. Pluća se razlikuju od mekog tkiva jer sadrže vazduh. MIRD fantom pruža aproksimativne karakteristike ovih tkiva, jer je prvobitna namena bila za interno ozračivanje. Originalni MIRD fantom je hermafroditni i uključuje gonade oba pola, kao i grudi za ženski pol. Ovaj fantom je poslužio kao osnova za dalji razvoj fantoma koji se koriste za računanje raspodele apsorbovane doze. Kako bi se modeli približili stvarnim pojedincima, bilo je neophodno uvesti muški i ženski model, kao i modele za decu i novorođenčad. Tako je razvijen model za dečji fantom koji obuhvata pet različitih starosnih grupa: 0, 1, 5, 10 i 15 godina (Cristy, 1980). Modele odraslih fantoma za oba pola, ADAM i EVA je razvio Kramer (Kramer i dr., 1982). Visina tela, masa tela, kao i mase organa ovih MIRD fantoma odgovaraju podacima za "standardnog" čoveka prema preporukama ICRP (1975). Ovi različiti fantomi omogućavaju bolje prilagođavanje modela apsorbovane doze zračenja različitim grupama ljudi.

U laboratoriji ORNL (Oak Ridge National Laboratory) razvijeni su dečiji modeli korišćenjem pristupa koji je prilagođen odgovarajućem umanjenju verzija modela namenjenih odraslim osobama. Tokom vremena, ovi modeli su modifikovani i poboljšani kako bi uzeli u obzir specifičnosti dečje anatomije i rasta. Generacija modela za decu (CHILD i BABY) postignuta je korišćenjem kompjuterske tomografske baze podataka (CT) koju su prikupili

(Zankl i dr, 1988). Model deteta (CHILD) je izveden na osnovu CT podataka za sedmogodišnje dete, dok je model novorođenčeta (BABY) baziran na podacima za osmomesečnu bebu.

Postoje dve glavne vrste računarskih fantoma koje su razvijene i široko korišćene za procenu doze organa: (1) stilizovani fantomi i (2) voksel fantomi. Stilizovani fantomi koriste matematičke jednačine površina u 3D kako bi opisali anatomiju čoveka, dok voksel fantomi koriste 3D voksel matrice za prikazivanje anatomije. Obe vrste fantoma se koriste za proračun apsorbovane doze u organima i tkivima, ali koriste različite pristupe u modelovanju ljudskog tela. Iako se proračun doze značajno unapredio, matematički MIRD fantom predstavlja stilizovan model ljudskog tela i organa. Ovaj nedostatak je prevaziđen razvojem tomografskih ili voksel fantoma (*voxel - volume pixel*). Voksel fantomi se temelje na digitalnim slikama koje se dobijaju skeniranjem stvarnih osoba pomoću metoda kao što su kompjuterska tomografija (CT) ili magnetna rezonanca (MR). Pri snimanju, svaka slika se sastoji od matrice koja ima određeni broj elemenata, koji zavisi od rezolucije koja se odabere tokom skeniranja. U poređenju sa matematičkim fantomima, voksel fantomi pružaju autentičnu reprezentaciju ljudskog tela. Oni omogućavaju detaljnije prikazivanje struktura tela i organa jer se temelje na stvarnim digitalnim slikama. Ova vrsta fantoma pruža precizniju i realističniju reprezentaciju ljudskog tela za proračun apsorbovane doze zračenja.

Razvijena je grupa fantoma pod nazivom "hibridni" fantomi, koja kombinuje fleksibilnost stilizovanih fantoma i anatomske realizam voksel fantoma. Za konstrukciju ovakvih fantoma, 3D jednačine površina koje se koriste za definisanje granica organa u stilizovanim fantomima zamenjene su *non-uniform rational B-spline* (NURBS) površinama (Piegl, 1991). NURBS je tehnika matematičkog modelovanja koja se široko koristi u 3D kompjuterskoj grafici. Ova tehnika omogućava postizanje anatomske precizne površine organa unutar postojećih stilizovanih fantoma, pružajući veći nivo detalja i realističnosti. Hibridni fantomi kombinuju prednosti stilizovanih fantoma i voksel fantoma, omogućavajući preciznije simulacije ljudske anatomije u proračunima apsorbovane doze .

NURBS površine su u stanju da precizno predstavljaju ne samo standardne analitičke oblike, već mogu definisati i kompleksne površine slobodne forme koje su potrebne za određene unutrašnje organe, kao i sisteme organa sa složenim oblicima i strukturama, što je od ključne važnosti za pravilnu procenu apsorbovane doze u tim organima. Segars i njegovi saradnici (Segars i dr., 2001, Segars i Tsui 2002) su usvojili NURBS površine u razvoju fantoma srčanog torza (NCAT), zamenivši prethodni stilizovani matematički fantom trupa (MCAT) koji je bio konstruisan na osnovu MIRD-ovog stilizovanog modela (Snyder i dr., 1969). Fantom

NCAT koristi NURBS površine kako bi precizno prikazao srce i druge organe unutar torza, pružajući veći anatomske realizam.

Seriju hibridnih pedijatrijskih fantoma UF razvili su naučnici na Univerzitetu Florida (The University of Florida (Lee, 2010; Nipper i dr., 2002).

U svrhu dozimetrije i zaštite od zračenja, razvijen je ICRP voxel fantom za oba pola, koji zasnovan na ICRP Publikaciji 110 (ICRP 110, 2009). Na osnovu preporuka ICRP 110 korišćenjem CT snimaka konstruisani su vokselizovani Referentni Compjuterski fantomi ljudskog tela (Reference Computational Phantoms), odraslog muškog (Adult Male) i ženskog (Adult Female) pola (RCP-AM i RCP-AF). Razvoj ICRP voxel fantoma omogućava složeniji prikaz ljudskog tela u obliku trodimenzionalne mreže piksela, omogućavajući preciznije procene doza, pružajući mogućnost dubljeg istraživanja potencijalnih rizika i optimizacije zaštite od zračenja.

Međutim, kako bi se prevazišli neki nedostaci ovog fantoma koji nedostaci, uvedeni su Mesh fantomi na osnovu publikacije ICRP 145 (ICRP, 2022). Ovi fantomi, poznati kao Mesh-type Reference Computational Phantoms (MRCP) ili Mesh Referentni Računarski Fantomi, predstavljaju najnoviju generaciju fantoma koja se može koristiti u mnogobrojnim situacijama ozračivanja. Ovi fantomi koriste mrežaste strukture umesto vokseli kako bi pružili bolju preciznost i fleksibilnost u modelovanju ljudske anatomije. Oni su rezultat naprednih tehnika obrade podataka i omogućavaju detaljnije i realističnije simulacije u dozimetriji i zaštiti od zračenja.

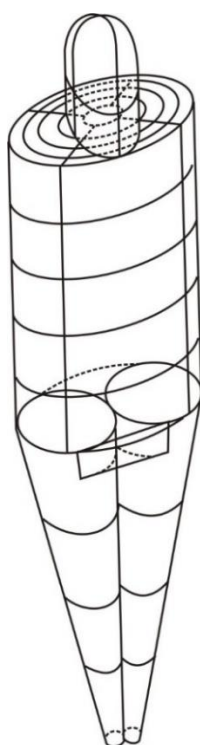
Za izračunavanje doza u organima potrebni su matematički modeli ljudskog tela, fantomi. U prošlosti je bilo nekoliko vrsta fantoma razvijenih u različitim laboratorijama. Postoje i fizički fantomi, napravljeni od materijala ekvivalentnih tkivu i korišćeni su u pravim eksperimentima sa zračenjem.

1.2 PREGLED MODELA I FANTOMA U DOZIMETRIJI I ZAŠTITI OD ZRAČENJA

Preporuke za dizajn modela i fantoma ljudskog tela koji se koriste u zaštiti od zračenja mogu se naći u Publikacijama ICRP 23 (ICRP, 1975), ICRP 89 (ICRP, 2002) i ICRU Izveštaju 48 (ICRU, 1992). Ovi izveštaji pružaju sveobuhvatan pregled anatomske, fiziološke i metaboličke karakteristike čoveka, kao i preporučene "tipične" ili referentne vrednosti za fantome. Svaki od modela uključuje opis modela, dijagram ili fotografiju, spoljašnje dimenzije,

gustine različitih tkiva, primenu i reference, što omogućava konzistentan pristup u dizajniranju fantoma i korišćenje relevantne anatomije i karakteristika organa i tkiva.

MIRD-5 matematički model (MIRD - Medical Internal Radiation Dose Committee) (Snyder i dr., 1969, 1978) predstavlja hermafroditni odrasli fantom (sl. 1.1). Ovaj model ima fizičke dimenzije: masa od 70 kg, visina od 174 cm, uzdužni prečnik trupa i ruku od 40 cm, a poprečni prečnik trupa od 20 cm. Model se sastoji od tri tkiva: meko tkivo, pluća i skelet (uključujući koštano tkivo, koštanu srž i koštani sistem), sa gustinama (u $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$): 1000, 300 i 1500, respektivno. MIRD-5 model se koristio za izračunavanje specifične apsorbovane frakcije od monoenergetskog fotonskog zračenja za odabrane kombinacije izvora zračenja i ciljnih organa, primenjujući metodu Monte Carlo.

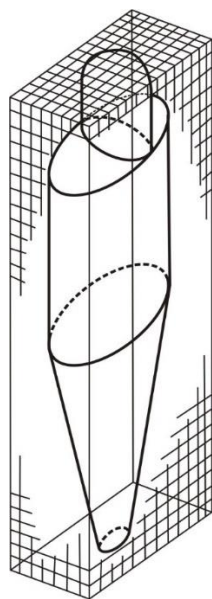


Slika 1.1 MIRD-5 Matematički model

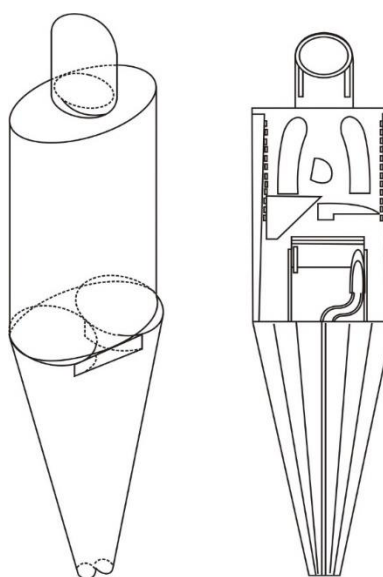
Digitalizovani matematički model (Digitized Mathematical Model) (Yamaguchi i dr., 1985) je modifikacija Snyderovog matematičkog modela (Snyder, 1969) koja koristi zapreminske elemente u obliku kocki. Ovaj model, prikazan na sl. 1.2, predstavlja odraslu hermafroditnu jedinku. Visina i masa celog tela, kao i mase unutrašnjih organa, zasnovane su na podacima iz (ICRP, 1975). Fizičke dimenzije modela su: visina 173 cm, trup i ruke (uzdužni prečnik) 40 cm, a trup (poprečni prečnik) 20 cm. Ovaj model se koristi kao osnova voksel modela dobijenih tehnikama CT ili MRI, za proračun apsorbovane doze pomoću Monte Carlo tehnika, posebno u radioterapiji.

GSF matematički modeli odraslog muškarca i žene, poznati kao Adam i Eva (GSF Adult male and Female Mathematical Models: Adam and Eva (Kramer i dr., 1982), predstavljaju matematičke modele za odrasle fantome muškog i ženskog pola (sl. 1.3). Fizičke karakteristike za odraslog muškarca uključuju masu od 69.9 kg, visinu od 170 cm, bočni prečnik trupa od 40 cm i poprečni prečnik od 20 cm. Odgovarajuće vrednosti za ženski fantom su masa od 58.8 kg, visina od 160 cm, bočni prečnik trupa od 37.6 cm i poprečni prečnik od 18.8 cm. Ovi fantomi obuhvataju četiri tkiva: meko tkivo, pluća, skelet i kožu, čije gustine iznose: 987, 296, 1486 i 1105 (u $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$), redom.

GSF pedijatrijski tomografski modeli (GSF Pediatric Tomographic Models -Baby and Child) (Williams i dr., 1986, Zankl i dr., 1988) su modeli dobijeni pomoću CT snimaka za osmonedeljnu bebu i sedmogodišnje dete. Ovi modeli, prikazani na sl. 1.4, koriste se za proučavanje doza organa i tkiva, kao i raspodele apsorbirane doze od spoljašnjeg fotonskog zračenja u dijagnostici x-zračenjem i radioterapiji. Fizičke dimenzije modela bebe su: starost - 8 nedelja, masa 4.2 kg, visina 57 cm, bočni prečnik trupa sa rukama 21.8 cm, a poprečni prečnik 12.2 cm. Za dete staro 7 godina, dimenzije su: masa 21.7 kg, visina 115 cm, bočni prečnik trupa sa rukama 33.1 cm, a poprečni prečnik je 17.6 cm. Modeli uključuju različita tkiva poput mekog tkiva, pluća, koštanog sistema, crvene koštane srži (za bebu), crvene koštane srži (za dete) i kože, sa odgovarajućim gustinama u $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$: 987-1050, 296, 1765, 1027, 1006 i 1105, redom. Ovi fantomi se koriste za proračun doza organa i tkiva od spoljašnjeg fotonskog zračenja u dijagnostici rendgenskim zracima, radioterapiji, profesionalnom i prirodnom ozračivanju, primenom Monte Carlo tehnika.

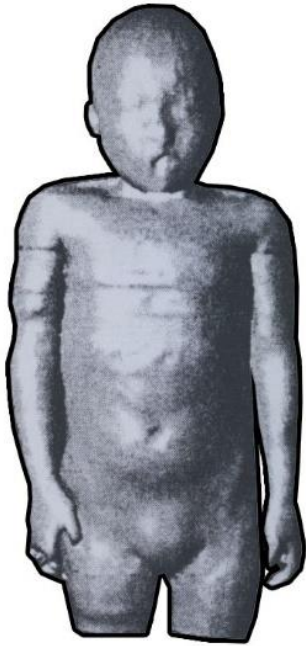


Slika 1.2 Digitalizovani matematički model

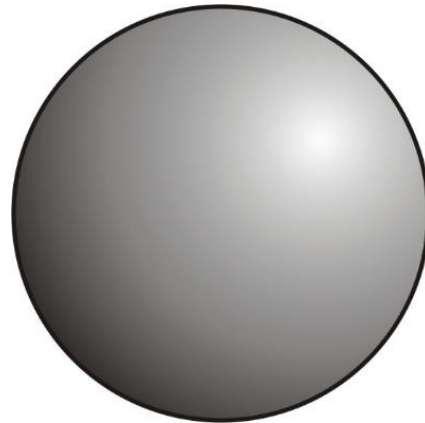


Slika 1.3 Matematički modeli "Adam i Eva"

ICRU Matematički model sfere (ICRU Spherical Reference Mathematical Model) (ICRU33, 1980; ICRU39, 1985) je predstavljen kao sfera poluprečnika 15 cm i mase 14.14 kg (sl. 1.5). Materijal sfere je meko tkivo gustine $1000 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ sa sledećim elementima: vodonikom, ugljenikom, azotom i kiseonikom, u procentnom sastavu: 10.1%, 11.1%, 2.6% i 76.2% respektivno. Ovaj model se koristio prvenstveno u oblasti radijacione zaštite za definisanje operativnih veličina za dozni ekvivalent.

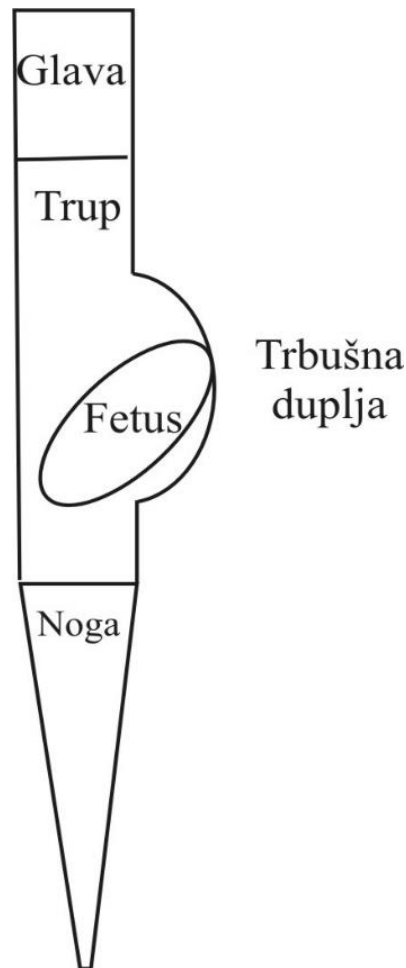


Slika 1.4 Pedijatrijski model



Slika 1.5 Model ICRU sfere

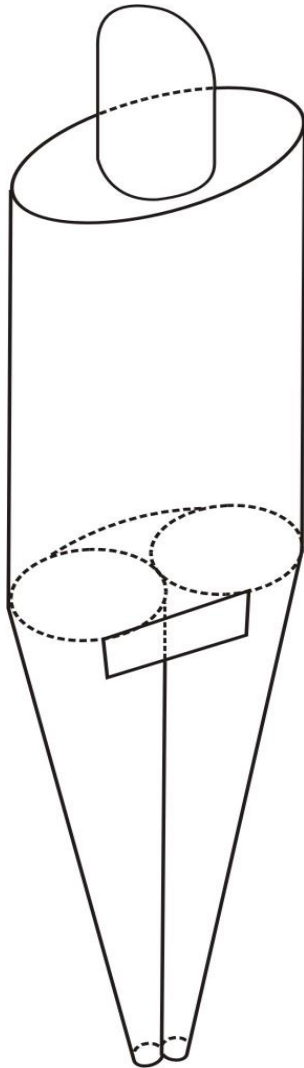
JAERI Matematički model trudnice u Japanu (JAERI - Japanese Atomic Energy Research Institute, Japanese Pregnant Woman Mathematical Model) (Kai, 1985) predstavlja model koji je razvijen za trudnice u Japanu (sl.1.6), obuhvatajući različite stadijume trudnoće. Ovaj model je zasnovan na Snyderovom modelu, s određenim izmenama u veličini i abdominalnom delu. Visina ovog modela je 155 cm, a masa je 51 kg. Fetus ima specifične karakteristike u zavisnosti od stadijuma trudnoće: za 1-2 meseca, dužina fetusa je 8.6 cm, a masa je 0.048 kg; za 6 meseci star fetus, dužina je 21 cm, a masa je 0.600 kg; za fetus star 9 meseci, dužina je 31.6 cm, a masa je 2.400 kg. Ovaj model se koristi za Monte Carlo proračune apsorbovane doze koju fetus prima usled incidenata na reaktorima.



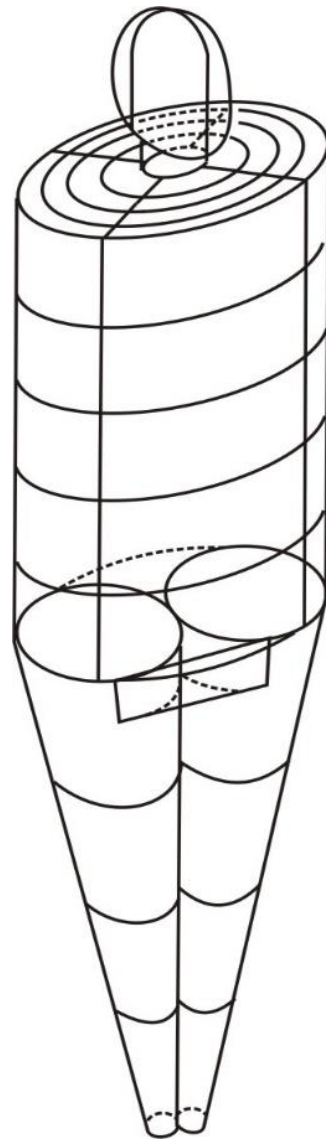
Slika 1.6 Model trudnice u Japanu

JAERI matematički model (JAERI Mathematical Model - VADMAP) (Yamaguchi i dr., 1987) je uveden za izračunavanje specifične apsorbirane frakcije monoenergetskog fotonskog zračenja primenjujući Monte Carlo program VADMAP (sl. 1.7). Ovaj model se zasniva na ORNL modelu (Cristy, 1980), koji ima promenljive spoljašnje i unutrašnje dimenzije i gustine tkiva.

ORNL matematički model Japanca (ORNL Japanese Mathematical Model) (Kerr i dr., 1976; Cristy, 1985) predstavlja hermafroditnog odraslog Japanca (sl. 1.8). Ukupna masa i visina modela su zasnovani na podacima iz više japanskih studija. Fizičke dimenzije modela su kako sledi: masa 55 kg, visina 160 cm, uzdužni prečnik trupa i ruku 34.5 cm, i poprečni prečnik trupa je 19.6 cm. U ovom modelu definisane su tri vrste tkiva: meko tkivo, pluća i celokupan skelet, sa gustinama ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$): 1040, 296 i 1400, respektivno. Ovaj fantom se koristi za izračunavanje apsorbirane doze kod potomaka populacije Hirošime i Nagasakija iz 1945. godine, kao i za izračunavanje doze organa i tkiva u dijagnostici i terapiji.

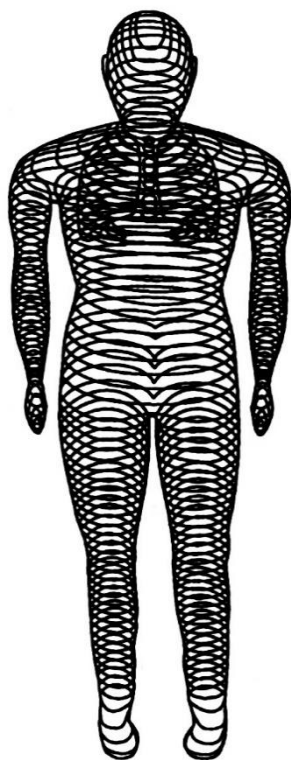


Slika 1.7 JAERI matematički model

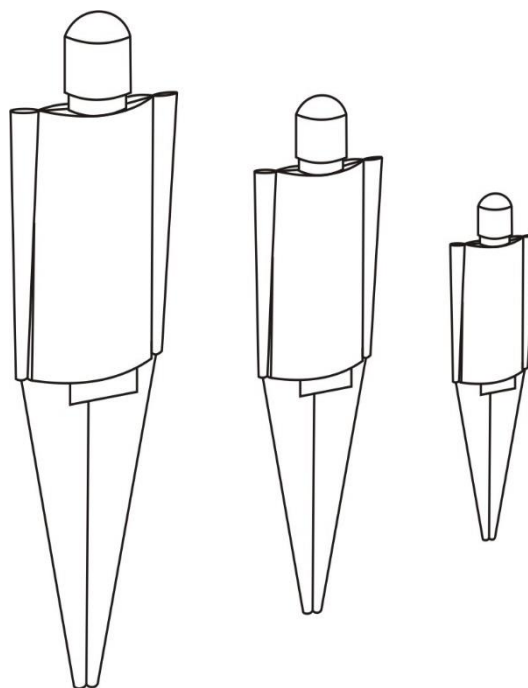


*Slika 1.8 ORNL Matematički model
Japanca*

SIAC konturni model čoveka (SAIC-Science Applications International Corporation Adult Contour Mathematical Model) (Kaul i dr., 1987) predstavlja čoveka iz severne Amerike. Geometrija i fizičke dimenzije su zasnovane na komercijalnom antropomorfnom fantomu (sl. 1.9). Model je predstavljen trodimenzionalnom oblašću koja se sastoji iz zapreminskih elemenata. Fizičke dimenzije su sledeće: masa 74 kg, visina 174 cm, uzdužni dijametar grudnog koša 32.8 cm i poprečni dijametar 20.8 cm. Model se primenjuje u računanju fluensa i apsorbovane doze od spoljašnjeg neutronskeg i gama zračenja u organu meti ili ostalim organima od interesa.



Slika 1.9 SIAC kontura modela čoveka

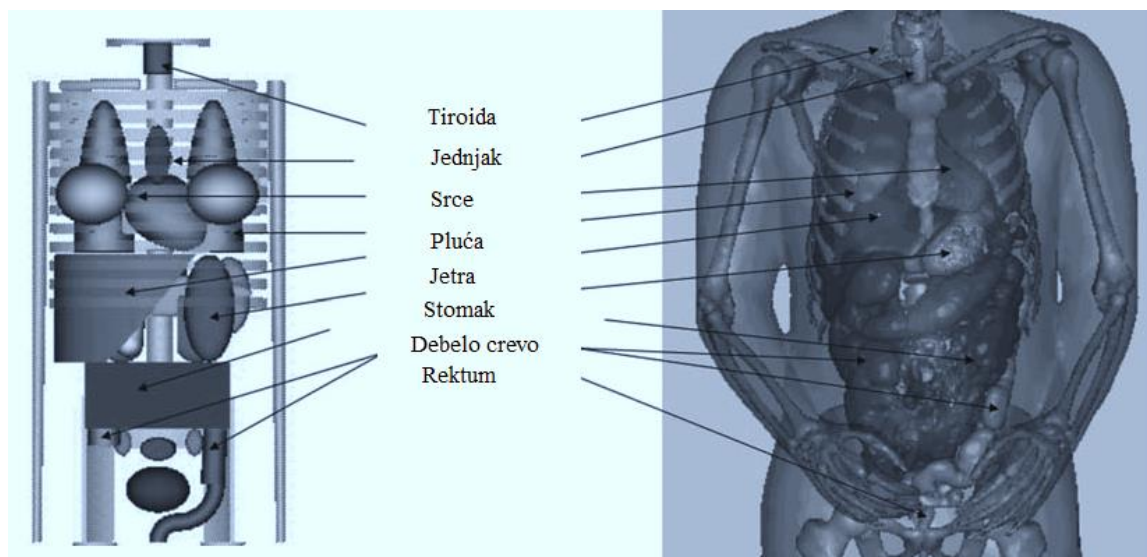


Slika 1.10 SIAC pedijatrijski i odrasli matematički modeli

SIAC pedijatrijski matematički modeli i model odraslog Japanca (SIAC Japanese Pediatric and Adult Mathematical Models) (Kaul i dr., 1987) predstavljaju decu različite starosti i hermafroditnog odraslog Japanca (sl. 1.10). Modeli su bazirani na anatomskim podacima iz nekoliko studija japanske populacije. Ovi modeli se primenjuju za računanje fluensa neutrona i gama zračenja i apsorbovanih doza u 15 organa kod potomaka populacije iz Hiroshime i Nagasakija 1945. godine. Takodje se koriste za računanje doza organa ili tkiva u dijagnostičke i terapijske svrhe.

VIP-Man (Visible Photographic-Man) Vidljivi fotografski fantom je računarski fantom koji je razvijen u periodu od 1996. do 2000. godine na Rensselaer Polytechnic Institute (RPI) u US. (Xu i dr., 2000). Visina ovog fantoma je 186 cm, a masa 103 kg, nešto je viši od Referentnog čoveka, koji je modifikovan da ima visinu 174 cm i masu 73 kg (ICRP, 1995). Odrasli muški model celog tela konstruisan je od tomografskih slika u boji na osnovu osobe stare 38 godina. Celo telo fantoma sastoji se od voksela veličine 0.33 mm x 0.33 mm x 1 mm. VIP-Man predstavlja kompletniji anatomski model, poseduje detaljno segmentirane i klasifikovane male organe/tkiva (poput kože, sluzokože gastrointestinalnog-GI trakta, očnog

sočiva i crvene koštane srži) koji nisu bili tako realno dostupni u drugim matematičkim modelima zasnovanim na MIRD-u (sl. 1.11) i drugim modelima zasnovanim na imidžingu.

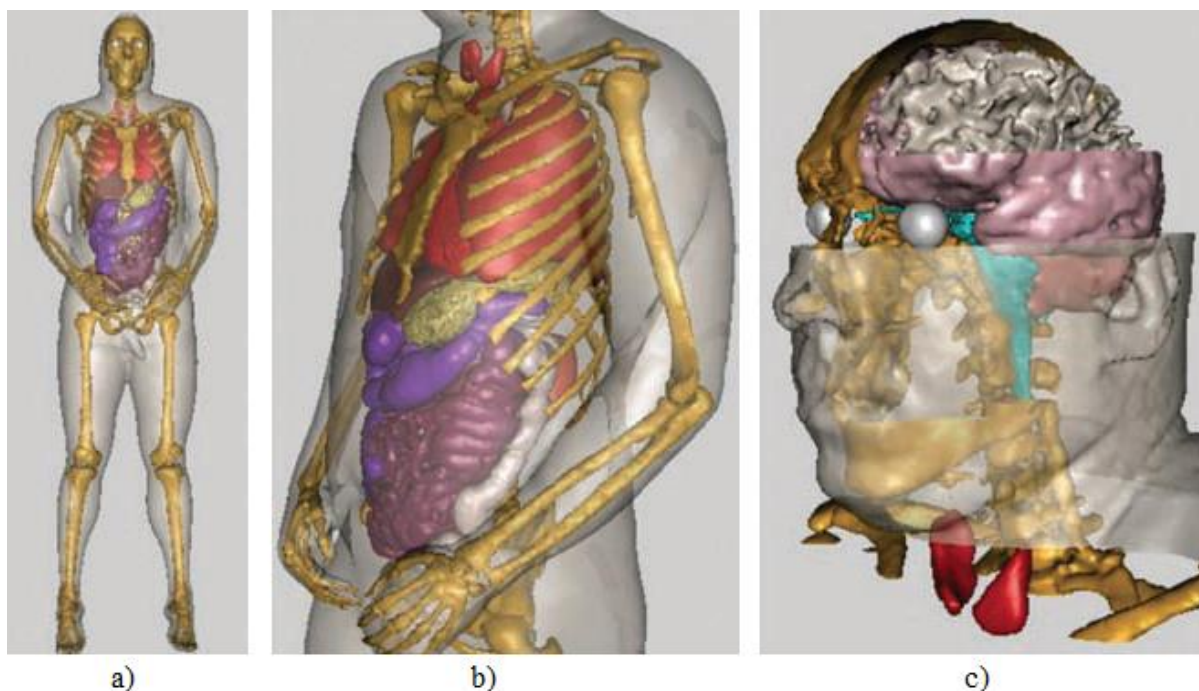


Slika 1.11 Poređenje anatomskog izgleda MIRD i VIP-Man fantoma

Trodimenzionalne medicinske tehnike snimanja, poput CT i MRI, omogućavaju vizualizaciju unutrašnje strukture tela i čuvanje slika u digitalnom formatu. Razvoj VIP-Man fantoma obuhvata tri koraka:

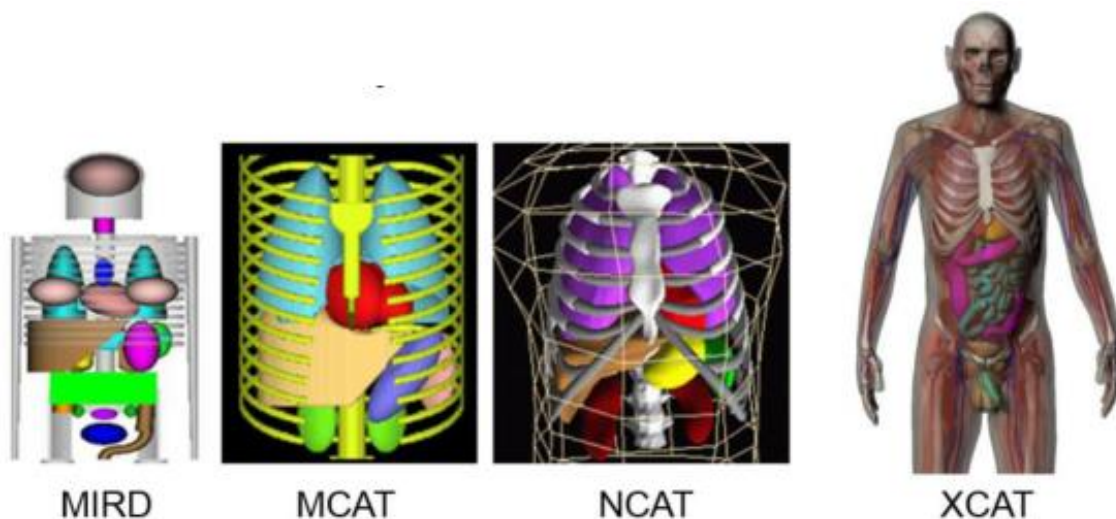
1. Identifikacija i segmentacija organa ili tkiva na originalnim slikama: originalne slike muškarca su već bile identifikovane i segmentirane, uglavnom kroz ručne postupke, kako bi se dobilo do 1.400 struktura (Spitzer i Whitlock, 1998). Rezolucija slika određuje kvalitet procesa segmentacije i modelovanja ljudske anatomije organa, pri čemu je svaki piksel na originalnim slikama identifikovan kao pripadajući određenom tkivu/organu.
2. Označavanje: svakom pikselu se pridružuje indeksni broj koji ne samo da označava pripadnost određenom tkivu/organu, već se takođe definišu gustina i hemijski sastav tog piksela. U svrhu zaštite od zračenja, prosečni sastavi tkiva/organa i gustine preporučene u ICRP 23 (ICRP, 1975) su korišćeni za obeležavanje svakog vokselu u VIP-Man fantomu. Neophodna je dvodimenzionalna (2D) ili trodimenzionalna (3D) vizuelizacija kako bi se prikazali i pregledali segmentirani delovi koji su obeleženi i registrovani na slikama.
3. Implementacija VIP fantoma u Monte Carlo Carlo programe radi konkretnih simulacija.

Na sl. 1.12 dat je 3D prikaz VIP-Man fantoma: (a) celog tela, kože i skeletnih struktura; (b) unutrašnjih organa kao što su pluća, bubrezi, jetra itd . i (c) glave.



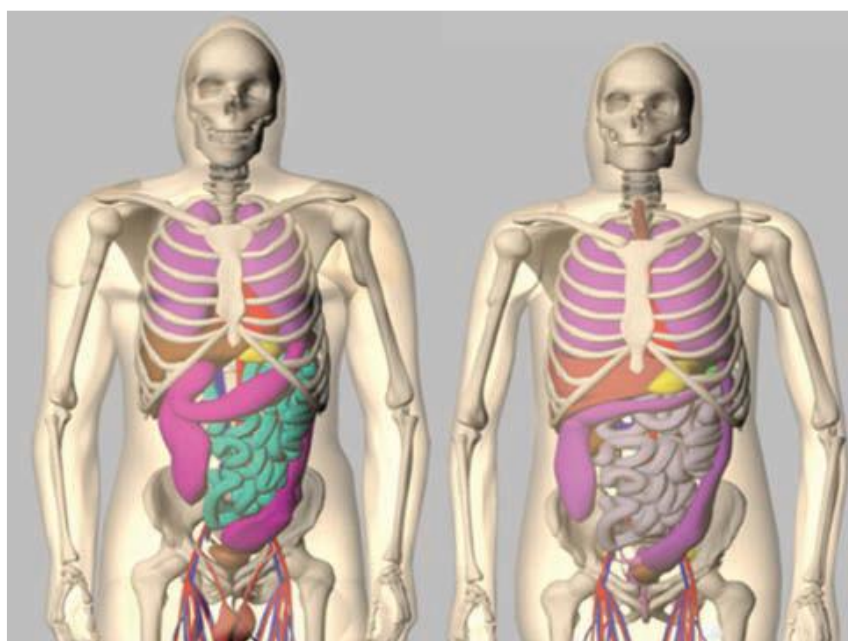
Slika 1.12 3D prikaz VIP-Man fantoma: (a) celog tela, kože i skeletnih struktura; (b) unutrašnjih organa sa plućima, bubrežima, itd .; (c) glave i mozga

MCAT, NCAT i XCAT i MOBY su stilizovani ili matematički fantomi, definisani pomoću matematičkih analitičkih jednačina, kako bi se omogućila anatomska varijacija pri konstrukciji fantoma. Jednostavnost matematičkih jednačina, međutim, ograničava tačno i pravilno modelovanje anatomske oblika organa. Da bi se dobio realniji fantom, definisani su setovi kompleksnih jednačina, ali sa ovim povećanjem složenosti dolazi do smanjenja fleksibilnosti pri konstrukciji fantoma. Sledeći korak u razvoju fantoma je usmeren na stvaranje "hibridnih" fantoma koji kombinuju realističnost fantoma baziranih na vokselima sa fleksibilnošću matematičkih fantoma zasnovanih na jednačinama. Najznačajniji među njima su četvorodimenzionalni (4-D) matematički kardiorzo (Mathematical Cardiac Torso) (MCAT), koji obuhvata glavne torakalne strukture i organe (Segars i dr., 1999), zatim 4-D kardiorzo baziran je na NURBS tehnicima (NCAT) (Segars, 2001; Segars and Tsui, 2002) i 4-D prošireni kardiorzo (XCAT). Slika 1.13 prikazuje evoluciju fantoma ka hibridnim fantomima sa razvojem MCAT (Mathematical Cardiac-Torso), NCAT (NURBS-based Cardiac-Torso) (Segars, 2001), do XCAT (Extended Cardiac-Torso) fantoma (Segars i dr., 2009).



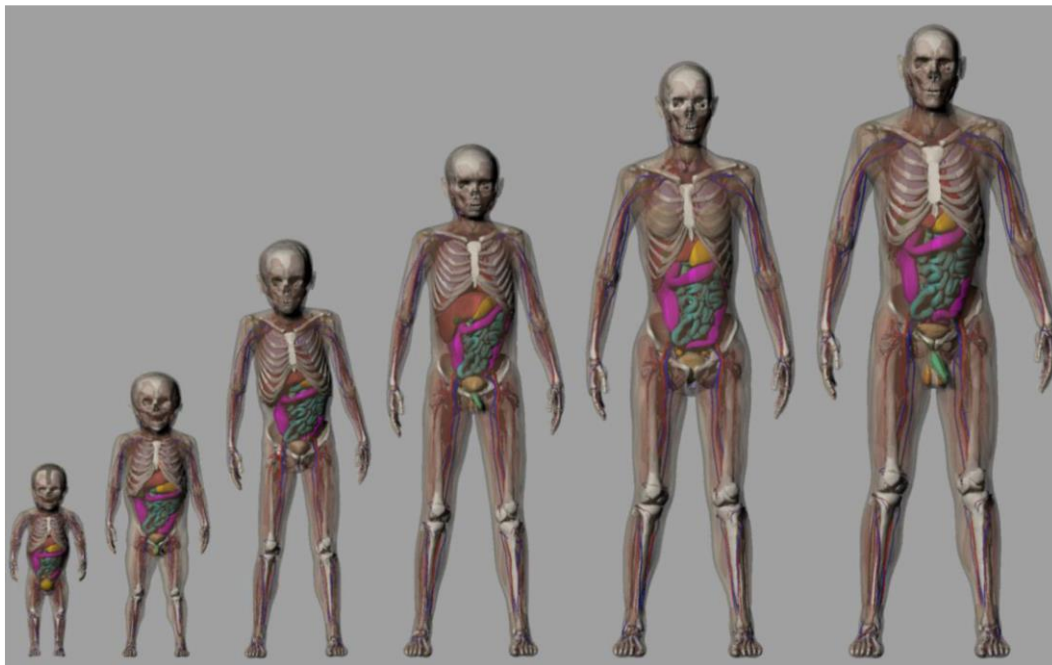
Slika 1.13 Evolucija kompjuterskih fantoma

4D XCAT (Segars and Tsui, 2009) fantom je razvijen kao sledeća generacija fantoma verzije 4D NCAT (Segars i dr., 2003). On uključuje detaljniju i realniju anatomiju i fiziologiju organa/tkiva, što ga čini veoma pogodnim za upotrebu u aplikacijama gde se zahtevaju slike veće rezolucije. Podaci za muški fantom se sastoje od 1878 anatomskih preseka celog tela sa rezolucijom od 1760×1024 piksela, veličine piksela od 0.33 mm i širine 1 mm. Anatomski skup podataka ženskog fantoma ima iste karakteristike kao i kod muškarca sa jednim izuzetkom; slajsovi su 0.33 mm, što rezultira u preko 5000 anatomskih preseka za celo telo. Za kreiranje detaljne muške i ženske anatomije fantoma XCAT, korišćene su slične tehnike korišćene pri kreiranju modela organa NCAT fantoma (sl. 1.14).



Slika 1.14 4D XCAT fantoma: anatomije modela muškarca (levo) i žene (desno)

Kao što se može videti na slikama, 4D XCAT fantom obuhvata više detaljnih prikaza. Pored prikazane strukture, krvni sudovi, limfni čvorovi, i mišićno tkiva su takođe u dodati pri modelovanju XCAT fantoma. Segars je razvio seriju fantoma zasnovanih na XCAT fantomu koji predstavlja srčane i respiratorne pokrete više pacijenata (sl. 1.15).

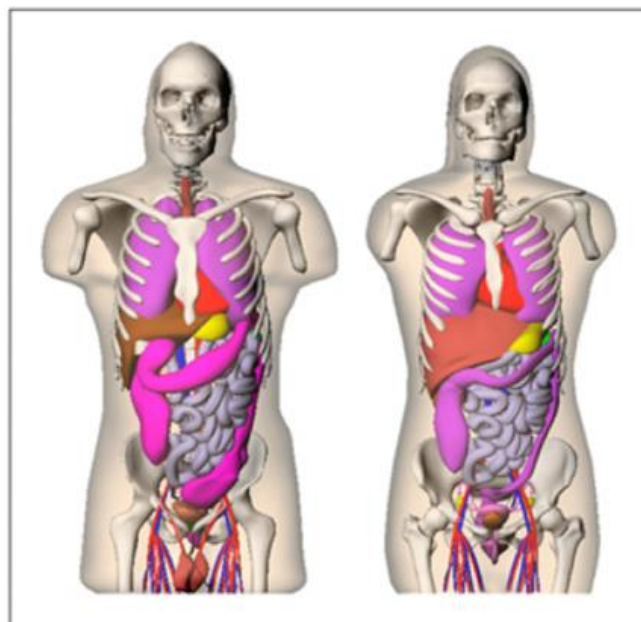


Slika 1.15 Deo familije XCAT fantoma obuhvata uzrast od novorođenčeta do 12 godina.

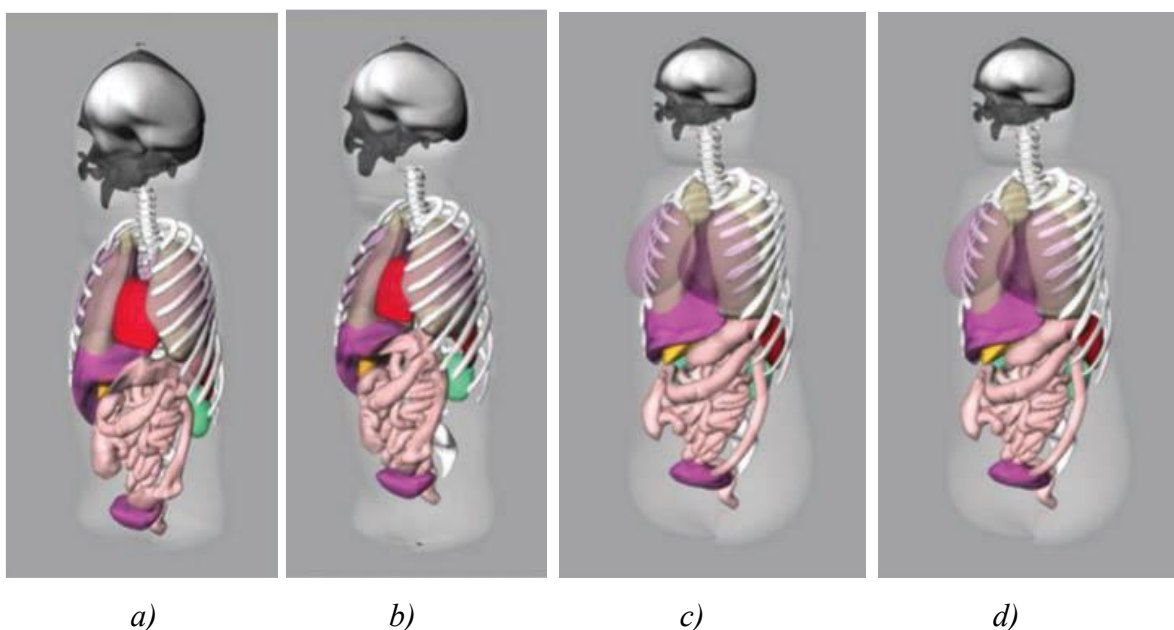
Takođe je kreirana baza podataka sa ukupno 58 4D XCAT fantoma (35 muškog i 23 ženskog pola) (Segars, 2013).

NURBS fantomi. Stilizovani kompjuterski fantomi zamenjuju se realnim kompjuterskim fantomima, koji su dobijeni na osnovu korišćenja podataka dobijenih snimanjem CT ili MRI. Jedan od načina modelovanja ljudskog tela i njihovo konvertovanje u kompjuterske fantome, je upotreba neravnomerne racionalne B-Spline (NURBS) tehnike. Stabin (Vanderbilt University) je u saradnji sa Segarsom (Duke University) razvio seriju odraslih i pedijatrijskih NURBS fantoma na osnovu NCAT odraslih fantoma muškog i ženskog pola (Segars, 2001; Stabin i dr., 2008; Stabin i dr., 2012). NURBS modeli tela i organa su skalirani i oblikovani tako da modeluju referentne osobe opisane u ICRP 89 (odrasli muškarci i žene, novorođenčad, deca od 1, 5, 10 i 15 godina), koristeći softverski alat razvijen u Visual C++. Vokselizovane verzije ovih modela korišćene su u GEANT4 kodovima za transport zračenja za proračun specifičnih apsorbovanih frakcija (SAF) za unutrašnje izvore. Slika 1.16 prikazuje NURBS fantome odraslog muškaraca i odrasle žene. Takođe su razvijene i serije NURBS kompjuterskih

fantoma sa različitim veličinama i oblicima (Stabin, 2012), u koje spadaju niz kompjuterskih fantoma odraslih modela, kao i pedijatrijskih fantoma različitog uzrasta (sl. 1.17), koji su korišćeni za skaliranje i podešavanje prema preporukama za referentnog čoveka prema preporukama u publikaciji ICRP 89.



Slika 1.16 NURBS model odraslog muškarca (levo) i odrasle žene (desno)



Slika 1.17 Primeri slike NURBS standardizovanih pedijatrijskih modela, prema preporukama ICRP 89: (a) novorođenče-ženski model, (b) 5-godišnji model dečaka, (c) 10-godišnji model devojčice i (d) 15-godišnji model dečaka

RPI-P (RPI-P3, RPI-P6 i RPI-P9) RPI modeli trudnice u 3, 6 i 9 mesecu gestacijskog perioda. U mnogim primenama u oblasti medicine i medicinske fizike, zaštita trudnica od jonizujućeg zračenja predstavlja poseban interes. Kako su fetusi izuzetno osetljivi, važno je razviti efikasne modele koji će omogućiti precizno predviđanje rizika i pružiti adekvatnu zaštitu tokom izloženosti jonizujućem zračenju.

Prvobitni modeli trudnica uglavnom su se oslanjali na pojednostavljene anatomske oblike ili parcijalne slike niske rezolucije. Međutim, kako bi se unapredila tačnost i pouzdanost modela, potrebno je primeniti naprednije metode modelovanja geometrije.

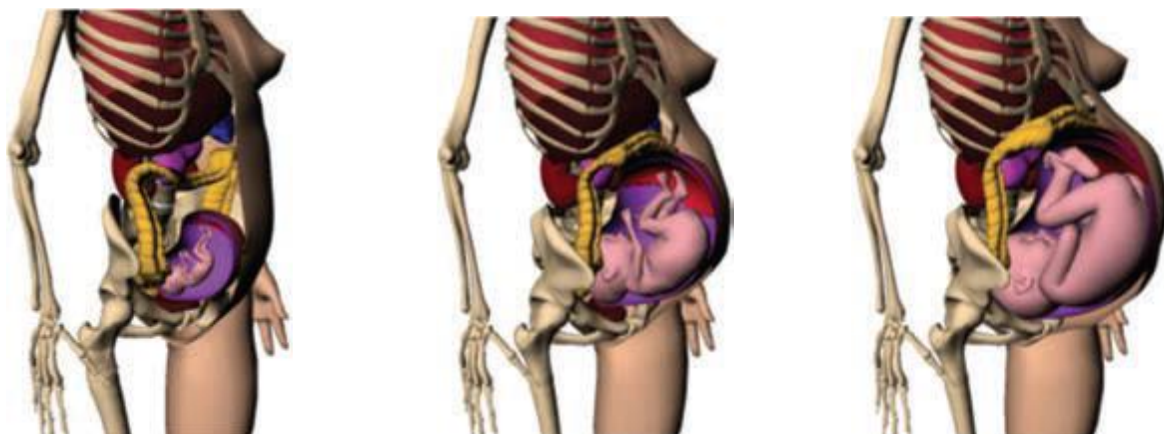
Jedna od uspostavljenih metoda modelovanja 3D geometrije u računarskom dizajnu (CAD) (computer-aided design) jeste prostorna geometrija (CSG) (constructive solid geometry). Ova metoda se zasniva na kombinovanju osnovnih geometrijskih oblika, poput kocki, cilindara i sfera, koristeći logičke operacije kao što su unija, presek i razlika.

Druga opšta metoda modeliranja prostorne geometrije u CAD-u je reprezentacija granica (BREP) (boundary representation). Ova metoda se zasniva na definisanju tačaka, ivica i površina koje čine geometrijski oblik. Pored toga, BREP modeli takođe omogućavaju definisanje topološke strukture objekta.

BREP modeli se često koriste za modelovanje složenih anatomskih struktura, uključujući ljudsko telo. Oni omogućavaju visoku fleksibilnost u manipulaciji i analizi modela, što je od velikog značaja za proučavanje uticaja jonizujućeg zračenja na trudnice.

Od 2005. do 2007. godine, koristeći BREP tehniku modelovanja, Xu i dr. sa RPI instituta su razvili set fantoma trudnice na kraju tri gestacijska perioda od 3, 6 i 9 meseci - nazvan RPI-3, RPI-P6 i RPI-P9, prikazan na sl. 1.18 (Xu i dr., 2007). Za razliku od stilizovanih i voksel modela, ovi modeli bazirani na BREP tehnici su se pokazali fleksibilnijim, uključujući korišćenje naprednih tehnika površinske geometrije kao što su NURBS i površinske poligone mreže (mesh surface).

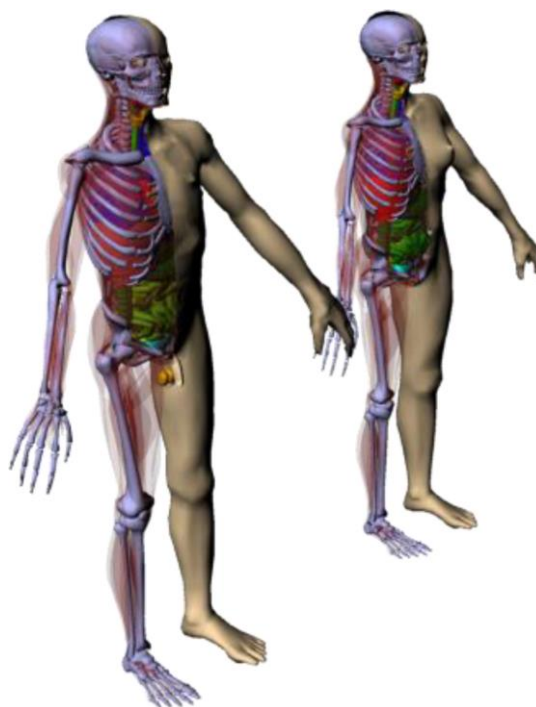
Površinske mreže (tj. poligoni) i NURBS su izvedeni za svaki organ koristeći dostupne anatomske informacije, na primer, iz medicinskih slika. Ovakav 3D BREP tip definicija dozvoljava anatomske detalje organa koje treba sačuvati sa glatkim površinama. Tako dobijene 3D površine i definicije organa, kao i njihove mase (za trudnicu i fetus) su prilagođeni referentnim vrednostima prema preporukama datim u publikaciji ICRP 89. Ove karakteristike omogućavaju BREP modelima da realistično menjaju veličinu i oblik za geometrijski kompleksne organe.



Slika 1.18 Prikaz 3D RPI-P modela trudnice i njenog fetusa: RPI-P3, P6 i P9 (s leva na desno)

Modeli serije RPI-P su revokselizovani i implementirani u dva Monte Carlo programa EGS (Nelson i dr., 1985) i MCNPX (Pelowitz, 2005). Rezultati su potvrdili da je implementacija modela u Monte Carlo programe bila pouzdana i dodatni proračuni se mogu vršiti za različita unutrašnja i spoljašnja ozračivanja.

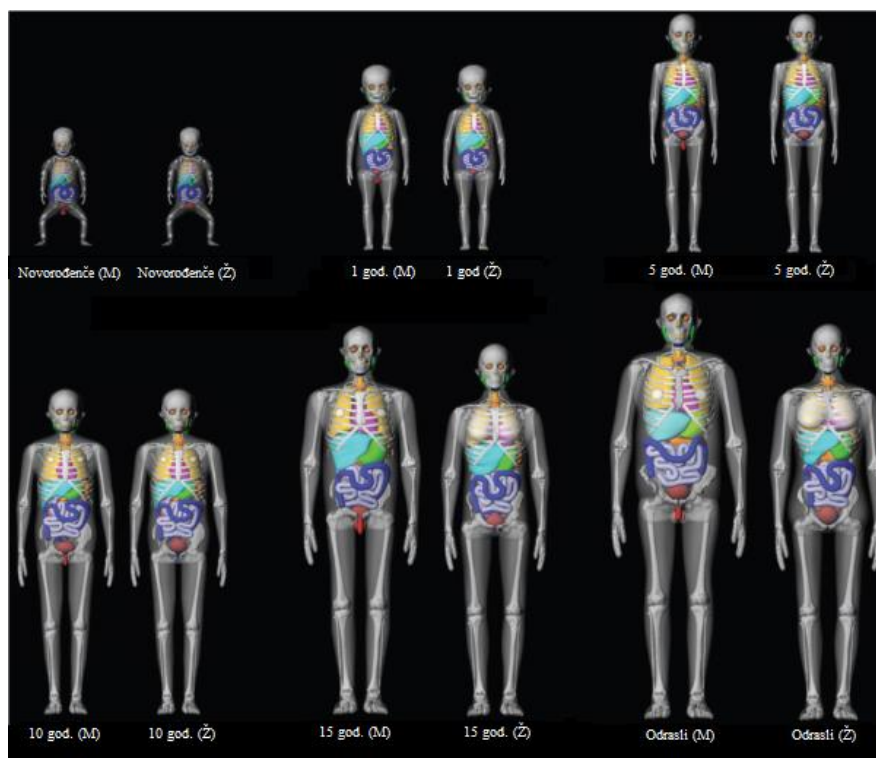
Koristeći BREP tehniku koja uključuje trougaone mreže, RPI grupa je 2008. godine razvila par fantoma nazvanih RPI Odrasli Muškarac i Odrasla Žena (Zhang i dr., 2009b). Prikazan na sl. 1.19, ovaj par odraslih fantoma pažljivo je prilagođen referentnim vrednostima ICRP 89 za mišiće, više od 70 organa i 45 kostiju (uključujući kortikalnu kost, sponđerastu kost i šupljine).



Slika 1.19 Fantomi odraslog muškarca i žene (RPI Adult Male and Adult Female phantoms)

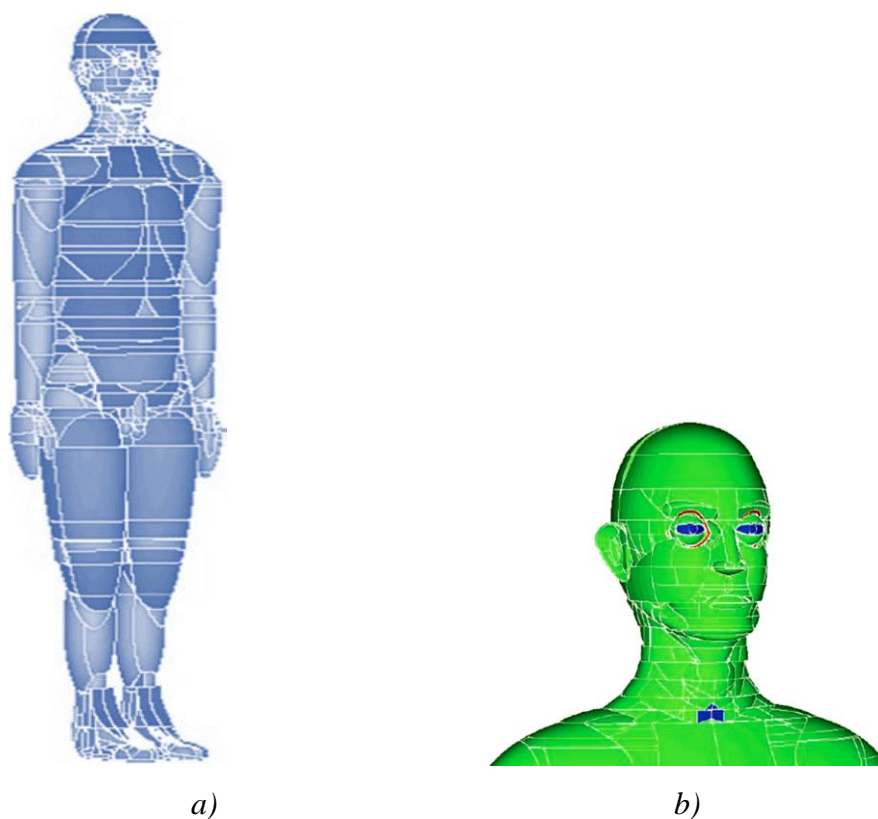
Seriya UF fantoma (The University of Florida). Istraživači sa Univerziteta Florida su razvili seriju hibridnih fantoma na osnovu podataka iz publikacije ICRP 89 za novorođenče, 15-godišnjaka, odraslog muškarca i ženu, a zatim je dodato još šest fantoma oba pola koji odgovaraju uzrastima dece od 1, 5 i 10 godina. Skenerom su dobijene CT slike glave i torza pacijenata čiji su uzrasti bili bliski ciljnim uzrastima, po odobrenim protokolima. Glavni organi i tkiva su izdvojeni iz ovih slika pomoću softvera za obradu slika, 3D-DOCTOR. Zatim su NURBS i poligonalne mreže korišćene za modelovanje pojedinačnih organa i tkiva nakon što su uneti izdvojeni modeli organa u 3D NURBS softveru za modelovanje, Rhinoceros (<https://www.rhino3d.com/features/nurbs/>). Fantomi su prilagođeni na osnovu četiri referentne grupe podataka: (1) standardni antropometrijski podaci, (2) referentne mase organa prema ICRP Publikaciji 89, (3) referentni sastavi elemenata dati u ICRP 89, kao i ICRU Izveštaju 46, i (4) referentni podaci o organima digestivnog trakta prema ICRP Publikacijama 89 i 100. Takođe su prikazana različita prilagođavanja i poboljšanja organa prethodno opisanih fantoma za novorođenče, 15-godišnjaka i odraslu osobu. UF serija hibridnih fantoma zadržava mogućnost prilagođavanja stilizovanih fantoma, dok održava anatomsku realističnost voksel fantoma u vezi sa oblikom organa, dubinom i međuorganskim razdaljinama.

Seriya pedijatrijskih fantoma izrađenih na bazi neuniformno racionalnih B-splajn (NURBS) površina, konstruisana je u ALRADS laboratoriji (Advanced Laboratory for Radiation Dosimetry Studies, University of FL, Gainesville, FL). Modelovan je UF Hibridni (UFH) fantom (novorođenče) primenom tehnike poligonizacije, tehnike NURBS modelovanja i procesa vokselizacije. Razvijen je hibridni fantom sa muškom anatomijom koristeći podatke ženskog fantoma, ali zamenom ženskih reprezentativnih organa (jajnika i materice) sa muškim specifičnim organima (testisi i prostata), koji su dobijeni iz UF devetomesečnog voksel fantoma. Skalirane su zapremine muških organa tako da se podudaraju sa referentnim podacima iz ICRP 89. Na isti način su dobijeni i stariji fantomi u rasponu od 1 do 15 godina. Korišćeni su anatomske podaci CT snimaka za razvoj muškog i ženskog fantoma uzrasta 1, 5, i 10 godina, izuzev muškog fantom starosti 15 godina, koji je samostalno razvijen iz odgovarajućih CT podataka. Slika 1.20 prikazuje 3D frontalni pregled serije UF pedijatrijskih hibridnih fantoma muškog i ženskog pola.



Slika 1.20 Serija UF hibridnih pedijatrijskih fantoma: 1, 5, 10 i 15 godina

CAM fantom. Kompjuterski anatomski muškarac CAM (Computational Anatomical Male) fantom razvila NASA za svemirska istraživanja sa posebnim osvrtom na radijacionu dozimetriju. Fantom se prvi put spominje u izveštaju (Billings i Yucker 1973). Kompjuterski anatomski ženski fantom (CAF) takođe je modelovan za iste svrhe. Ovaj par fantoma je modelovan na specifičan način i sastoji se od 1100 jedinstvenih geometrijskih površina i 2 450 pojedinačnih regiona. Unutrašnja geometrija tela, organi, šupljine, kosti, koštane srži su eksplicitno modelovani tehnikom konstruktivne prostorne geometrije (CSG). Kompjuterski program pod nazivom CAMERA je posebno razvijen za obavljanje analiza CAM fantoma. Fantom predstavlja detaljni geometrijski model ljudske anatomije, a razvijen je za korišćenje u istraživanjima izloženosti astronauta kosmičkom zračenju. Model je jednako primenljiv u istraživanjima, koja se bave izlaganjima čoveka jonizujućem zračenju, upotrebom nuklearnog naoružanja ili nuklearne energije, kao i u medicinske svrhe, kao što su radioterapija i radiografija. CAM i CAF fantomi su usvojeni isključivo za svemirska istraživanja, tako da je veoma malo informacija o originalnom razvoju i osobinama fantoma bilo dostupno za javnost. Dugogodišnji NASA istraživač, Jordan, je objavio neke od slika fantoma (<http://cmpwg.ans.org/phantoms/camera.pdf>). Zanimljivo je napomenuti jednu jedinstvenu anatomsku osobinu pri modelovanju spoljnih površina karakterističnih za CAM fantom: ruke su odvojene od trupa (sl. 1.21), za razliku od MIRD fantoma.

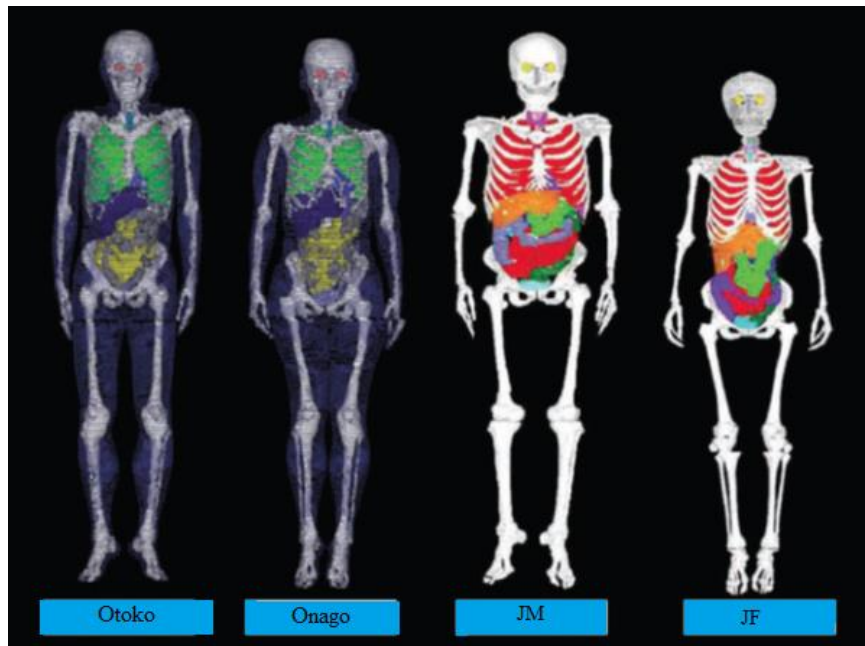


Slika 1.21 CAM fantom: (a) celo telo (ruke odvojene od trupa) (b) glava
<http://cmpwg.ans.org>

Japanski kompjuterski fantomi. Saito i saradnici (Saito, 2001) iz Japanese Atomic Energy Research Institute (JAERI) je razvio model odraslog muškarca po imenu Otoko (prvi azijski fantom) i odrasli ženski fantom po imenu Onago. Sledeći razvijeni JM i JF fantomi (Saito i dr., 2007a, Saito i dr., 2007b, Saito i dr., 2008) su korišćeni u dozimetriji zračenja u Japanu u okviru ranijih projekata sa GSF u Nemačkoj.

U ovim kompjuterskim fantomima, kosti i koštana srž se odvojeno modeluju u svakom skeletu prema CT podacima, omogućavajući da se izračunaju doze prema raspodeli koštane srži u telu. Prva generacija kompjuterskih fantoma Otoko i Onago imaju voksele veličine $0.98 \times 0.98 \times 10 \text{ mm}^3$, dok druga generacija kompjuterskih fantoma JM i JF sadrže voksele veličine $0.98 \times 0.98 \times 1 \text{ mm}^3$ (Kinesse, 2003).

Tabela 1.1 prikazuje fizičke karakteristike različitih voksel fantoma razvijenih u JAEA (Japan Atomic Energy Agency).



Slika 1.22 Japanski voksel fantomi razvijeni u JAERI

Tabela 1.1 Fizičke karakteristike voksel fantoma razvijeni u JAEA

	Otoko	Onago	JM	JF
Pol	Muški	Ženski	Muški	Ženski
Masa (kg)	65	57	66	44
Visina (cm)	170	162	171	152
Visina piksela (mm)	10	10	1	1
Dužina i širina piksela (mm)	0.98	0.98	0.98	0.98

U prvom poglavlju ove monografije, temeljno je prikazana široka paleta fantoma i njihov razvoj od najjednostavnijih do najnovijih Mesh fantoma. Fantomi, modeli koji simuliraju interakciju zračenja s materijalima i tkivima, igraju ključnu ulogu u preciznom merenju i analizi doze zračenja. Različite vrste fantoma, uključujući anatomske prilagodljive modele koji realistično prikazuju ljudsko telo, kao i geometrijske modele koji omogućavaju osnovne testove, predstavljaju osnovu za unapređenje dozimetrijskih metoda. Njihova sposobnost da reprezentuju stvarne uslove omogućava precizno kalibrisanje i verifikaciju medicinskih uređaja, što je od suštinskog značaja za tačno određivanje doze zračenja i omogućavanje sigurnosti pacijenata i medicinskog osoblja. Nadalje, istraživanja i razvoj u domenu fantoma obećavaju kontinuirano unapređenje dozimetrije i radijacione fizike, uz mogućnost primene u različitim oblastima medicine i istraživačkim projektima.

2 ORNL FANTOM

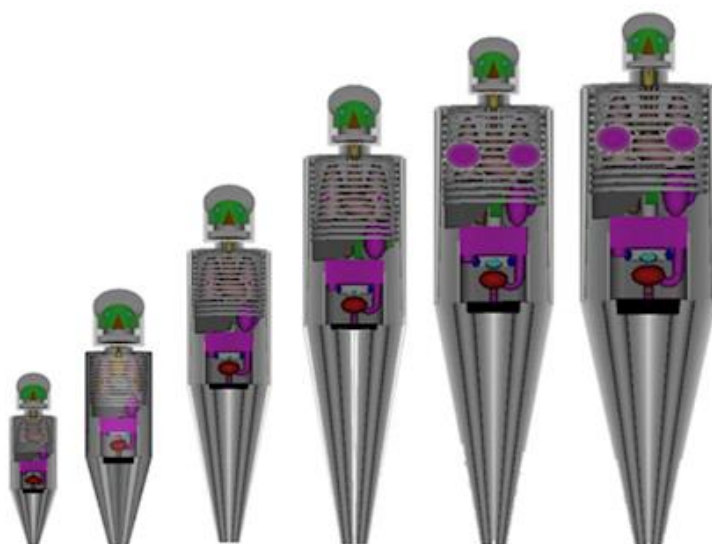
Najčešće korišćen fantom u dozimetriji i zaštiti od zračenja krajem dvadesetog veka je ORNL fantom. Kao jedan od reprezentativnih fantoma u radijacionoj fizici, ORNL fantom je detaljno opisan u ovom radu. ORNL fantom predstavlja seriju matematičkih fantoma, koja pored odraslih fantoma oba pola, uključuje i tzv. pedijatrijske fantome, koje su razvili Eckerman, Cristy i Ryman u Oak Ridge Laboratory (ORNL) (Cristy, 1980; Cristy i Eckerman, 1987). ORNL fantomi su dalje unapredjeni i primenjeni u različitim situacijama ozračivanja od strane autora ove monografije (Krstić i Nikezić, 2007).

Seriya ORNL fantoma uključuje fantome za novorodjenče, individue stare 1, 5, 10, 15 godina i fantome odraslog muškarca i žene. 15-godišnji fantom reprezentuje petnaestogodišnje dete, kao i fantom odrasle ženske osobe. Za ženski fantomi pridodati su sledeći organi: uterus i grudi, koje su predstavljene pomoću dva elipsoida. Svaki fantom sastoji se iz tri velike sekcije: (1) eliptički cilindar reprezentuje trup i ruke; (2) dva zarubljena konusa reprezentuju noge i stopala; i (3) kružni cilindar, zajedno sa eliptičkim cilindrom i polovinom elipsoida reprezentuju vrat i glavu. Fizičke dimenzije serije ORNL fantoma prikazane su u Tabeli 2.1.

Tabela 2.1 Fizičke dimenzije ORNL serije matematičkog fantoma

Fantom	Masa (kg)	Visina (cm)	Trup i ruke (cm)	Poprečni dijametar (cm)
Novorodjenče	3.60	51.5	12.7	9.8
1 god	9.72	75.0	17.6	13
5 god	19.8	109.0	22.9	15
10 god	33.2	139	27.8	16.8
15 god	56.8	164	34.5	19.6
Odrastao muškarac	73.7	179	40.0	20.0

Razmatrana su tri tipa tkiva: meko tkivo, skelet i pluća, čije su gustine 1.04, 1.4 i 0.296 ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$), respektivno. Elementarni sastav svakog od ovih tkiva dat je u Tabeli 2.2 zajedno sa odgovarajućom gustinom za sve fantome, izuzev novorodjenčeta.



Slika 2.1 Ilustracija serije ORNL fantoma (novorođenče 1, 5, 10, 15 god. i odrastao fantom)

Tabela 2.2 Elementi koji ulaze u sastav tkiva ORNL fantoma

Element (%)	Meko tkivo	Skelet	Pluća
H	10.454	7.337	10.134
C	22.663	25.475	10.238
N	2.490	3.057	2.866
O	63.525	47.893	75.752
F	0	0.025	0
Na	0.112	0.326	0.184
Mg	0.013	0.112	0.007
Si	0.030	0.002	0.006
P	0.134	5.095	0.080
S	0.204	0.173	0.225
Cl	0.133	0.143	0.226
K	0.208	0.153	0.194
Ca	0.024	10.190	0.009
Fe	0.005	0.008	0.037
Zn	0.003	0.005	0.001
Rb	0.001	0.002	0.001
Sr	0	0.003	0
Zr	0.001	0	0
Pb	0	0.001	0
Gustina ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)	1.04	1.4	0.296

2.1 OPIS DELOVA TELA I ORGANA ORNL FANTOMA

Za definisanje ORNL fantoma, koordinatni sistem je izabran na sledeći način: pozitivan smer z -ose upravljen je naviše prema glavi, x -osa je usmerena ulevo, a y -osa u pravcu napred-nazad, usmerena ka leđjima fantoma. Koordinatni početak je u osnovi trupa. Dimenzije su u cm zaokružene na dve decimale.

Trup kao eliptički cilindar predstavlja se jednačinom:

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 \leq 1 \quad 0 \leq z \leq C_T \quad (2.1)$$

gde su vrednosti parametara A_T , B_T i C_T za svaki fantom date u Tabeli 2.3.

Deo trupa uključuje i ruke, dok su za ženski fantom grudi dodate spolja na sekciju trupa.

Tabela 2.3 Parametri koji definišu trup u ORNL seriji fantoma

Fantom	Dužina (cm)			Zapremina (cm ³)	Masa (g)
	A_T	B_T	C_T		
Novorođenče	6.35	4.90	21.60	2 050	2 030
1 god	8.80	6.50	30.70	5 350	5 350
5 god	11.45	7.50	40.80	10 660	10 650
10 god	13.90	8.40	50.80	18 050	18 130
15 god	17.25	9.80	63.10	32 920	33 500
Odrastao muškarac	20.00	10.00	70.00	43 090	43 470

Glava uključuje vrat, koji je predstavljen kružnim cilindrom (nejednakost 2.2).

$$x^2 + y^2 \leq R_H^2 \quad C_T \leq z \leq C_T + C_{HO} \quad (2.2)$$

Sama glava sastoji se od eliptičnog cilindra, a površ njega je polu-elipsoid (nejednakosti 2.3 i 2.4).

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 \leq 1 \quad C_T + C_{H0} \leq z \leq C_T + C_{H0} + C_{H1} \quad (2.3)$$

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 + \left(\frac{z - (C_T + C_{H0} + C_{H1})}{C_{H2}}\right)^2 \leq 1 \quad z \geq C_T + C_{H0} + C_{H1} \quad (2.4)$$

Parametri koji definišu glavu u ORNL fantomu prikazani su u Tabeli 2.4.

Tabela 2.4 Parametri koji definišu glavu u ORNL seriji fantoma

Dužina (cm)								
Fantom	R _H	A _H	B _H	C _{H0}	C _{H1}	C _{H2}	Zapremina (cm ³)	Masa (g)
Novorodjenče	2.8	4.52	5.78	1.50	7.01	3.99	831	876
1 god	3.6	6.13	7.84	2.30	9.50	5.41	2 070	2 220
5 god	3.8	7.13	9.05	3.30	10.70	6.31	3 170	3 480
0 god	4.4	7.43	9.40	4.70	11.68	6.59	3 810	4 210
15 god	5.2	7.77	9.76	7.70	12.35	6.92	4 700	5 220
Odrastao muškarac	5.4	8.00	10.00	8.40	13.05	7.15	5 250	5 870

Noge se za svaki iz serija ORNL fantoma sastoje od dva kružna konusa, koji se mogu predstaviti sledećom nejednačinom:

$$x^2 + y^2 \leq \pm x \left(A_T + \frac{A_T}{C_L} z \right) - C_L \leq z \leq 0, \quad (2.5)$$

gde se znak + uzima za levu, a – za desnu nogu. Odgovarajući parametri su dati u Tabeli 2.5.

Tabela 2.5 Parametri koji definišu noge u ORNL seriji fantoma

Dužina (cm)				
Fantom	C _L	C' _L	Zapremina (cm ³)	Masa (g)
Novorodjenče	16.8	21.6	451	480
1 god	26.5	37.1	1 470	1 600
5 god	48.0	65.0	4 380	4 780
10 god	66.0	90.0	8 930	9 740
15 god	78.0	100.0	15 400	16 800
Odrastao muškarac	80.0	100.0	20 800	22 600

Jednačine za organe sa sledećim parametrima: A_T , B_T , C_T , A_H , B_H , C_{H1} , C_{H2} , C_L i C'_L koriste se za definisanje organa. Zapremine organa su date zajedno sa vrednostima za parametre. Mase su određene iz zapremine i odgovarajuće gustine.

Prema ICRP 60 (ICRP, 1991), ljudsko telo je definisano sa 12 “glavnih” organa i “ostatka” od 10 dodatnih organa. Preporučeni tkivni težinski faktori koji se primenjuju na celokupnu populaciju za ova tkiva ili organe dati su u Tabeli 2.6. Glavni organi su: gonade (testisi za fantom muškog pola i ovarijumi, za fantom ženskog pola), crvena koštana srž, debelo crevo, pluća, želudac, bešika, grudi, jednjak, jetra, tiroida, koža i površina kosti. U organe ostatka spadaju sledeći organi: adrenalne žlezde, mozak, gornji deo debelog creva, tanko crevo, bubrezi, mišići, pankreas, slezina, timus i uterus. Za ORNL seriju fantoma koža je predstavljena slojem debljine 0.2 cm koji spolja obavija fantom. Kasnije je ICRP preradio svoje koncepte i ostatak je redukovan na 9 organa (ICRP, 1995 ICRP, 1995). Gornji deo debelog creva je uklonjen sa liste ostatka organa i uključen u debelo crevo, kao glavni organ. Ova lista uključila je organe za koje je moguće selektivno ozračivanje, a osetljivi su na pojavu kancera. Organi u kojima se kancer pojavljivao kasnije tokom vremena, naknadno su uključeni u organe ostatka. Ukoliko neki organ iz ostatka primi veću ekvivalentnu dozu od glavnih organa, primeniće se težinski faktor 0.025 i težinski faktor 0.025 na srednju dozu preostalih organa ostatka. Izveštaj ICRP 60 objavljen je 1991. godine, kao ažuriranje ICRP 26 koji je objavljen 1977. sadržao je nekoliko revizija ICRP 26, uključujući promene tkivnih težinskih faktora.

Tabela 2.6 Tkivni težinski faktori prema Publikacijama ICRP 60 (1991) i ICRP 26 (1977)

Glavni organi ili tkiva	Tkivni težinski faktori, w_T	
	ICRP26	ICRP60
Gonade	0.25	0.20
Crvena koštana srž	0.12	0.12
Debelo crevo	-	0.12
Pluća	0.12	0.12
Želudac	-	0.12
Bešika	-	0.05
Grudi	0.15	0.05
Jednjak	-	0.05
Jetra	-	0.05
Tiroida	0.03	0.05
Koža	-	0.01
Površina kosti	0.03	0.01
Ostatak	0.30	0.05

Skeletni sistem kod ORNL serije fantoma sastoji se od 8 delova: kosti nogu i ruku, karlica, kičma (gornji, srednji i donji deo), lobanja (čine je kosti lobanje i lica), rebra, ključne kosti i lopatice. Regionalna raspodela aktivne (hematopoietic) i neaktivne (fatty) koštane srži u velikoj meri zavisi od uzrasta fantoma (Tabela 2.7). Ukupna masa skeleta odraslog fantoma

je 10000 g, od čega je 3500 g masa koštane srži (masa aktivne koštane srži je 1120 g, a neaktivne 2380 g). Delovi skeleta su prikazani u Tabeli 2.8, pri čemu su mase aktivne koštane srži u pojedinim kostima u odnosu na ukupnu koštanu srž, date u procentima (%).

Tabela 2.7 Koštana srž ORNL serije fantoma

Fantom	Masa koštane srži (g)		
	Ukupna	Aktivna	Inaktivna
Novorođj.	47	47	0
1 god	170	150	20
5 god	460	320	140
10 god	1200	610	590
15 god	2600	1050	1550
Odrastao muškarac	3500	1120	2380

Tabela 2.8 Aktivna koštana srž u pojedinim kostima, delovima ili grupama kostiju predstavljena u % za ORNL seriju fantoma

Delovi skeleta fantoma	Procentat u zavisnosti od godina fantoma					
	0	1	5	10	15	Odrastao
Lobanja (lobanja + kosti lica)	29.50	27.47	17.44	12.72	10.12	8.32
Lopatice	2.70	2.73	2.72	2.89	3.26	2.85
Ključne kosti	0.80	0.83	0.85	0.89	0.98	0.79
Rebra	9.20	9.61	10.58	13.02	16.27	19.22
Kičma (gornji deo)	2.30	1.88	1.46	1.80	2.25	2.66
Kičma (srednji deo)	9.40	9.27	9.58	11.79	14.75	17.41
Kičma (donji deo)	1.90	3.37	5.39	6.63	8.29	9.79
Karlica	11.66	16.47	23.33	28.73	33.60	33.31
Kosti nogu (gornji deo)	1.87	2.07	3.41	4.72	4.60	3.35
Kosti nogu (srednji deo)	3.73	3.88	6.28	6.14	2.04	0
Kosti nogu (donji deo)	16.24	13.40	11.55	5.51	0	0
Kosti ruku (gornji deo)	2.32	2.41	2.36	2.49	3.14	2.29
Kosti ruku (gornji srednji deo)	2.32	2.25	2.18	1.62	0.70	0
Kosti ruku (donji deo)	6.07	4.36	2.88	1.06	0	0

Glavni organi, organi ostatka i delovi skeleta fantoma koji predstavlja odraslog muškarca prikazani su pregledno odgovarajućim nejednakostima, parametrima i zapreminama u Tabelama 2.9, 2.10 i 2.11, respektivno.

Tabela 2.9 Glavni organi ORNL fantoma, matematički prikaz, parametri i zapremine

Glavni organi	Nejednakosti koje definišu organe	Parametri (cm)	Zapremina (cm ³)
Testisi	$\left(\frac{x \pm a}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z + c}{c}\right)^2 \leq 1$	a=1.30 b=1.50 c=2.30 y ₀ =-8.00	37.6
Ovarijumi	$\left(\frac{x \pm x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1$	a=1.00 b=0.50 c=2.00 x ₀ =6.00 z ₀ =15	8.38
Ascedentni kolon i sadržaj	$\left(\frac{x - x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 \leq 1$; $\left(\frac{x - x_0}{a - d}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 \geq 1$ $\left(\frac{x - x_0}{a - d}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 < 1$; z ₁ ≤ z ≤ z ₂	a=2.50 b=2.50 d=0.7085 x ₀ =-8.5 y ₀ =-2.36 z ₁ =14.45 z ₂ =24.00	Zid 91.2 Sadržaj 96.3
Transverzalni kolon i sadržaj	$\left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1$; $\left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c - d}\right)^2 \geq 1$ $\left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c - d}\right)^2 < 1$; -x ₁ ≤ x ≤ x ₁ .	a=2.50 b=1.50 d=0.527 y ₀ =-2.36 z ₀ =25.50 x ₁ =10.50	Zid 121 Sadržaj 127
Descendentni kolon	$\left(\frac{x - x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 \leq 1$; $\left(\frac{x - x_0}{a - d}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 \geq 1$ $x_0 = x_1 + \frac{m_x(z - z_2)}{z_2 - z_1}$; $y_0 = \frac{m_y(z_1 - z)}{z_2 - z_1}$ $\left(\frac{x - x_0}{a - d}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 < 1$; z ₁ ≤ z ≤ z ₂	a=1.88 b=2.13 d=0.54 x ₁ =9.25 m _x =0.78 m _y =2.50 z ₁ =8.72 z ₂ =24.00	Zid 89.9 Sadržaj 102

Sigmoidni kolon	$\left(\frac{\sqrt{(x-x_0)^2 + (z-z_0)^2} - R_1}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y}{b-d} \right)^2 \geq 1$ $x \geq x_0 \quad ; \quad z \leq z_0;$ $\left(\frac{\sqrt{(x-x_0)^2 + z^2} - R_2}{a} \right)^2 + \left(\frac{y}{b} \right)^2 \leq 1$ $\left(\frac{\sqrt{(x-x_0)^2 + z^2} - R_1}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y}{b-d} \right)^2 \geq 1$ $; \quad x \leq x_0 \quad z \geq 0$ $\left(\frac{\sqrt{(x-x_0)^2 + (z-z_0)^2} - R_1}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y}{b-d} \right)^2 < 1$ $x \geq x_0 \quad ; \quad z \leq z_0;$ $\left(\frac{\sqrt{(x-x_0)^2 + z^2} - R_1}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y}{b-d} \right)^2 < 1$ $; \quad x \leq x_0 \quad z \geq 0.$	a=1.57 b=1.57 d=0.66 x ₀ =3.00 z ₀ =8.72 R ₁ =5.72 R ₂ =3.00	Zid 70.4 Sadržaj 35.6
Želudac	$\left(\frac{x-x_0}{a} \right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b} \right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c} \right)^2 \leq 1$ $\left(\frac{x-x_0}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d} \right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d} \right)^2 \geq 1$ $\left(\frac{x-x_0}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d} \right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d} \right)^2 < 1$	a=4.00 b=3.00 c=8.00 d=0.613 x ₀ =8.00 y ₀ =-4.00 z ₀ =35.00	Zid 152 Sadržaj 250
Bešika	$\left(\frac{x}{a} \right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b} \right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c} \right)^2 \leq 1$ $\left(\frac{x}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d} \right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d} \right)^2 > 1$ $\left(\frac{x}{a-d} \right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d} \right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d} \right)^2 < 1$	a=4.958 b=3.458 c=3.458 d=0.252 y ₀ =-4.50 z ₀ =8.00	Zid 45.7 Sadržaj 203

pluća	$\left(\frac{x \pm x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \text{ and } z \geq z_0$ $z_{1R} \leq z \leq z_{2R} \quad y < y_{1R},$ $x \leq x_{1R}$ <p>Oznake R i L odnose se na desno i levo plućno krilo.</p>	a=5.00 b=7.50 c=24 x ₀ =8.50 z ₀ =43.50 x _{1R} =-5.4 y _{1R} =1.50 z _{1R} =46.00 z _{2R} =54.00 x _{1L} =8.00 y _{1L} =1.00 z _{2L} =55.00	Levo plućno krilo 1560 Desno plućno krilo 1810 Pluća 3380
Grudi	$\left(\frac{x - x_0}{a - S}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - S}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c - S}\right)^2 \leq 1$ $\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 > 1$	a=4.95 b=4.35 c=4.15 x ₀ =10.00 z ₀ =52.00	337
Jednjak	$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 \leq 1 ; \quad \left(\frac{x}{a - d}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 \geq 1 ;$ $z_2 \leq z \leq z_3$ $y'^2 + z'^2 \leq r^2, \quad x'_1 \leq x' \leq x'_2$ $\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y - y_0 \\ z - z_1 \end{bmatrix}$	a=1.17 b=0.42 d=0.30 y ₀ =2.575 z ₂ =43.00 z ₃ =70.00	44.7
Jetra	$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 \leq 1 ; \quad \frac{x}{x_m} + \frac{y}{y_m} - \frac{z}{z_m} \leq -1 ;$ $z_1 \leq z \leq z_2$	a=16.50 b=8.00 x _m =35.00 y _m =45.00 z _m =43.00 z ₁ =27.00 z ₂ =43.00	1830
Tiroida	$x^2 + (y - y_0)^2 \leq R^2 \quad x^2 + (y - y_0)^2 \geq r^2$ $y \leq y_0, C_T \leq z \leq C_T + c, \left((y - y_0) - x \right)^2 > 2(x^2 + (y - y_0)^2)$ $\tau = \left(\frac{\sqrt{2} - 2}{2}\right) \left(\frac{z - C_T}{0.25c}\right) + 1 \text{ za } 0 \leq z - C_T \leq 0.25c$ $\tau = \left(\frac{2 - \sqrt{2}}{2}\right) \left(\frac{z - C_T}{0.75c}\right) + \frac{2\sqrt{2} - 1}{3} \text{ za } 0.25c \leq z - C_T \leq c$	c=5.00 y ₀ =-4.00 R=2.20 r=1.00	19.9

Tabela 2.10 Organi ostatka ORNL fantoma, matematički prikaz, parametri
i zapremine

Organi ostatka	Nejednakosti koje definišu organe	Parametri (cm)	Zapremina (cm ³)
Adrenalne žlezde	$\left(\frac{x_1}{a}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{b}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{c}\right)^2 \leq 1$ <p style="text-align: center;">and $z_1 \geq 0$</p> $\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_1 \end{bmatrix}$	a=1.50 b=0.50 c=5.00 x ₀ =±3.50 y ₀ =5.00 z ₀ =38.00 θ=±52.0	15.7
Mozak	$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - (C_T + C_{HO} + C_{HI})}{c}\right)^2 \leq 1$	a=6.60 b=8.60 c=5.75	1370
Tanko crevo	$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 \leq 1$ <p style="text-align: center;">$y_1 \leq y \leq y_2$ i $z_1 \leq z \leq z_2$</p>	a=11.30 b=11.3 y ₀ =-3.80 y ₁ =-4.86 y ₂ =2.20 z ₁ =17.00 z ₂ =27.00	1060
Bubrezi	$\left(\frac{x - x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1$ <p style="text-align: center;">i $x \geq x_1$</p>	a=4.50 b=1.50 c=5.50 x ₀ =±6.00 y ₀ =6.00 z ₀ =32.50 x ₁ =3.00	288
Pankreas	$\left(\frac{x - x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1$ <p style="text-align: center;">$x \geq x_0$ i $z \geq z_0$ ako je $x > x_1$</p>	a=16.00 b=1.20 c=3.30 x ₀ =-1.00 y ₀ =6.00 z ₀ =37.50 x ₁ =3.00	90.7
Slezina	$\left(\frac{x - x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1$	a=3.50 b=2.00 c=6.00 x ₀ =11.00 y ₀ =3.00 z ₀ =37.50	176

Timus	$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1$	a=1.50 b=0.80 c=4.00 y ₀ =-7.30 z ₀ =57.50	20.1
Žuč	$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x-x_0 \\ y-y_0 \\ z-z_1 \end{bmatrix}$	$\alpha_1=0.9615$ $\beta_1=0$ $\gamma_1=-0.2748$ $\alpha_2=-0.0574$ $\beta_2=0.9779$ $\gamma_2=-0.2008$ $\alpha_3=0.2687$ $\beta_3=0.2090$ $\gamma_3=0.9403$	Zid 10.1 Sadržaj 53.6
Deo polusfere	$x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 \leq r_2^2 \quad x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 \geq r_1^2 \quad \text{and} \quad z_1 < 0$	$r_1=2.000$ $r_2=2.120$ $s=0.2275$ $h=8.00$ $x_0=-4.50$ $y_0=-3.20$ $z_0=30.00$	
Kupasti deo	$x_1^2 + y_1^2 \leq (r_2 - sz_1)^2 \quad x_1^2 + y_1^2 \geq (r_1 - sz_1)^2$ i $0 \leq z_1 \leq h$ Sadržaj: Polusferni deo $x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 < r_1^2 \quad \text{i} \quad z_1 < 0$ i kupasti deo $x_1^2 + y_1^2 < (r_1 - sz_1)^2 \quad \text{i} \quad 0 \leq z_1 \leq h$	$r_1=2.000$ $r_2=2.120$ $s=0.2275$ $h=8.00$ $x_0=-4.50$ $y_0=-3.20$ $z_0=30.00$	
Srce	$\begin{bmatrix} x-1 \\ y-1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x-x_0 \\ y-y_0 \\ z-z_0 \end{bmatrix}$	$\alpha_1=0.6751$ $\beta_1=-0.4727$ $\gamma_1=-0.5664$ $\alpha_2=-0.4640$ $\beta_2=0.3249$ $\gamma_2=-0.8241$ $\alpha_3=0.5736$ $\beta_3=0.8191$ $\gamma_3=0$ VX=8.60 AVY=5.00 LAVZ=3.1 RAVZ=7.0 AX=5.40 TAW=0.30 TLVW=1.3 TRVW=0.6 $x_0=1.00$ $y_0=-1.80$ $z_0=50.00$	Leva komora zid 177 sadržaj 102 Desna komora zid 67.2 sadržaj 108
Leva komora	$\left(\frac{x_1}{\text{VX}}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{\text{AVY}}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{\text{LAVZ}}\right)^2 \leq 1$ $\left(\frac{x_1}{\text{VX} - \text{TLVW}}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{\text{AVY} - \text{TLVW}}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{\text{LAVZ} - \text{TLVW}}\right)^2 \geq 1$ i $x_1 > 0$	$\alpha_2=-0.4640$ $\gamma_2=-0.8241$ $\alpha_3=0.5736$ $\beta_3=0.8191$ $\gamma_3=0$ VX=8.60 AVY=5.00 LAVZ=3.1 RAVZ=7.0 AX=5.40 TAW=0.30 TLVW=1.3 TRVW=0.6 $x_0=1.00$ $y_0=-1.80$ $z_0=50.00$	
Desna komora	$\left(\frac{x_1}{\text{VX}}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{\text{AVY}}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{\text{RAVZ}}\right)^2 \leq 1$ $\left(\frac{x_1}{\text{VX} - \text{TRVW}}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{\text{AVY} - \text{TRVW}}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{\text{RAVZ} - \text{TRVW}}\right)^2 \geq 1$ $x_1 > 0, \quad z_1 < 0$	$\alpha_2=-0.4640$ $\gamma_2=-0.8241$ $\alpha_3=0.5736$ $\beta_3=0.8191$ $\gamma_3=0$ VX=8.60 AVY=5.00 LAVZ=3.1 RAVZ=7.0 AX=5.40 TAW=0.30 TLVW=1.3 TRVW=0.6 $x_0=1.00$ $y_0=-1.80$ $z_0=50.00$	

Deo leve pretkomore se isključuje:

$$\left(\frac{x_1}{VX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ}\right)^2 > 1$$

Leva
pretkomora
(deo 1)

$$\left(\frac{x_1}{AX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TAW}\right)^2 \geq 1$$

$$x_1 < 0 \text{ ; } z_1 > 0$$

Leva
pretkom.
zid
31.6
sadržaj
115

$$\left(\frac{x_1}{AX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW + TAW}\right)^2 \leq 1$$

(deo 2)

$$\left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW}\right)^2 \geq 1$$

$$x_1 < 0 \text{ and } z_1 < 0$$

$$\left(\frac{x_1}{AX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ}\right)^2 \leq 1$$

Desna
pretkomora

$$\left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ - TAW}\right)^2 \geq 1$$

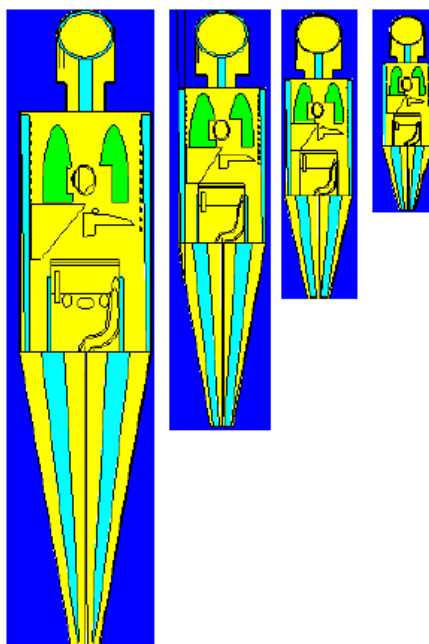
Desna
pretk.
zid
27.4
sadržaj
111

Tabela 2.11 Delovi skeleta ORNL fantoma, matematički prikaz, parametri i zapremine

Skeletni sistem	Nejednakosti koje definišu delove skeleta	Parametri (cm)	Zapremina (cm ³)
Kosti nogu	$\left[x \pm \left(\frac{A_T}{2} + \frac{kz}{C_L - S} \right) \right]^2 + y^2 \leq \left[R_1 + \left(\frac{R_1 - R_2}{C_L - S} \right) z \right]^2$ $-(C_L - S) \leq z \leq 0$ $k = \frac{A_T}{2} \left(1 - \frac{C'_L - C_L}{C'_L} \right) \quad R_1 = 0.175 A_T$ $R_2 = \frac{A_T}{4} \left(\frac{C'_L - C_L}{C'_L} \right)$		2800
Kosti ruku	$\left[\frac{\left(\frac{a}{2z_2} \right) (z - z_2) + (x - x_0)}{a} \right]^2 + \left(\frac{y}{b} \right)^2 \leq \left[\frac{2z_2 + (z - z_2)}{2z_2} \right]^2$ $0 \leq z \leq z_2$	a=1.40 b=2.70 x ₀ =±18.4 z ₂ =69.00	956
Karlica	$\left(\frac{x}{a_2} \right)^2 + \left(\frac{y - y_{02}}{b_2} \right)^2 \leq 1$ $\left(\frac{x}{a_1} \right)^2 + \left(\frac{y - y_{01}}{b_1} \right)^2 \geq 1$ $y \geq y_{02} \quad 0 \leq z \leq z_2 \quad \text{i} \quad y \leq y_1 \quad \text{ako je} \quad z \leq z_1$	a ₁ =11.30 b ₁ =11.30 a ₂ =12.00 b ₂ =12.00 y ₀₁ =-3.80 y ₀₂ =-3.00 y ₁ =5.00 z ₁ =14.00 z ₂ =22.00	606
Kičma	$\left(\frac{x}{a} \right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b} \right)^2 \leq 1 \quad ; \text{i} \quad z_1 \leq z \leq z_4$ $\text{Parametar } y'_0 \text{ zamenjuje } y_0 \text{ za } z_3 \leq z \leq z_4$	a=2.00 b=2.50 y ₀ =5.50 y' ₀ =1.45 z ₁ =22.0 z ₂ =35.0 z ₃ =69.80 z ₄ =84.80	983

Kosti lobanje	Lobanja	$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - (C_T + C_{H0} + C_{H1})}{c}\right)^2 \geq 1$ $\left(\frac{x}{a+d}\right)^2 + \left(\frac{y}{b+d}\right)^2 + \left(\frac{z - (C_T + C_{H0} + C_{H1})}{c+d}\right)^2 \leq 1$	a=6.60 b=8.60 c=5.75 d=0.90	618
	Kosti lica	$\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 + \left(\frac{y}{b_1}\right)^2 \leq 1 \quad \left(\frac{x}{a_1-d}\right)^2 + \left(\frac{y}{b_1-d}\right)^2 \geq 1$ $y \leq 0, \quad C_T + C_{H0} + z_1 \leq z \leq C_T + C_{H0} + z_5,$ $\left(\frac{x}{a_2}\right)^2 + \left(\frac{y}{b_2}\right)^2 + \left(\frac{z - (C_T + C_{H0} + C_{H1})}{c_2}\right)^2 > 1$	a1=7.00 b1=9.00 d=1.40 z1=4.00 z5=14.73	305
Rebra		$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 \leq 1 \quad \left(\frac{x}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y}{b-d}\right)^2 > 1$ $z_1 \leq z \leq z_2$	a=17.00 b=9.80 c=1.40 d=0.50 z1=35.10 z2=67.30	694
Ključne kosti		$(z - z_1)^2 + \left(R - \sqrt{x^2 + (y - y_0)^2}\right)^2 \leq r^2,$ $\cot \theta_2 \leq \frac{y_0 - y}{ x } \leq \cot \theta_1 \quad y < 0$	y0=11.10 z1=68.25 R=20 r=0.7883 cot θ 1= 7.0342 cot θ 2= 0.89415	54.7
Lopatice		$\left(\frac{x}{a_2}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 \leq 1 \quad \left(\frac{x}{a_1}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 > 1$ $z_1 \leq z \leq z_2 \quad y > 0, \quad m_1 < \frac{y}{ x } < m_2$	a1=17.00 a2=19.00 b=9.80 z1=50.90 z2=67.30 m1=0.25 m2=0.80	202

Kreirana serija ORNL fantoma publikovana je u radovima (Krstić i Nikezić, 2007; Krstić i Nikezić, 2011), kao i u bazi podataka medicinske fizike (Goorley, 2007) za MCNP program (sl. 2.2).



Slika 2.2 ORNL fantomi (Goorley, 2007)

Zbog velike primene ORNL fantoma u različitim situacijama ozračivanja, dat je primer input fajla za ORNL fantom muškog pola (Krstić i Nikezić, 2007):

```

c Input file of ORNL phantom - Adult male
c Cell Cards
c 1 1 -1.87 -1 imp:p=1 $source
1 1 -2.3 -1 3020 -3021 imp:p=1 $source
1031 1 -2.3 -1 3021 -4 imp:p=1
4 3 -1.04 ((-13 20 -5):(-213 20 -5)) #21 imp:p=1 $ legs
5 2 -0.00129 (((313 4 -5 413):-4):(11 5 -6):(21 6 -22): &
(14 22 -12):(24 12 -15)) #1 #1031 2 7 -8 9 -10 #64 #15 imp:p=1 $outsides of phantom
6 3 -1.04 ((-23 6 -22 114) #44 #18 #118 ):(-21 22 -322 114):((322 -12 -18 116) &
#41 #43 #17):((-524 12 116) #43 #42) imp:p=1 $ head and neck
7 3 -1.04 (-5 20 -313 13):(213 -413 -5 20):(4 -20 -313):(4 -20 -413): &
(-11 16 5 -19):(-11 19 -6 21): &
(-21 23 6 -22):(22 -322 21 -14):(-14 18 322 -12):(12 -24 524) imp:p=1 $skin
8 4 -0.296 (-27:28:-29:30) -25 31 imp:p=1 $right lung
9 4 -0.296 (33:34:32) -26 31 imp:p=1 $ left lung
10 3 -1.04 -35 36 -37 -38 imp:p=1 $liver
11 3 -1.04 -39 40 #47 imp:p=1 $stomach
12 3 -1.04 -40 imp:p=1 $ contents
13 3 -1.04 -41 42 imp:p=1 $ urinary bladder
14 3 -1.04 -42 imp:p=1 $ contents
15 3 -1.04 (-43):(-44) imp:p=1 $ testes
17 3 -1.04 -45 imp:p=1 $brain

```

18 3 -1.04 (-48 175 37 -19):(-176 177 -178) imp:p=1 \$ esophagus:thoracic+abdominal
 portion
 118 0 -175 37 -19 imp:p=1 \$ void in esophagus
 19 3 -1.04 (-49 50 51 -52):(-53 54 -55 56):(-57 58 59 -52):(-61 62 -59 65): &
 (-63 64 -65 5) imp:p=1 \$ colon:ascending, transverse, descending and sigmoid
 20 3 -1.04 (-50 51 -52):(-54 -55 56):(-58 59 -52):(-62 -59 65): &
 (-64 -65 5) imp:p=1 \$ contents-colon
 21 5 -1.4 (-66 20 -5):(20 -5 -67) imp:p=1 \$ leg bones
 24 5 -1.4 (-68 5 -70 -16):(-69 5 -70 -16) imp:p=1 \$ arm bones
 25 5 -1.4 (-71 272 -72 -119):(-71 -73 -273 -119) imp:p=1 \$ clavicles
 26 5 -1.4 (75 -74 78 -79 119 80 -81):(75 -74 78 -79 119 -76 77) imp:p=1 \$ scapulae
 28 5 -1.4 ((-83 82 -86 87 5 -85):(82 -83 87 85 -84)) imp:p=1 \$ pelvis
 29 5 -1.4 ((-75 89 90 -91):(-75 89 92 -93):(-75 89 94 -95):(-75 89 31 -96): &
 (-75 89 97 -98):(-75 89 99 -100):(-75 89 101 -102):(-75 89 103 -104): &
 (-75 89 105 -106):(-75 89 107 -108):(-75 89 109 -110):(-75 89 111 -79)) &
 #10 #24 #25 #26 imp:p=1 imp:p=1 \$ rib cage
 41 5 -1.4 (-112 84 -90):(-112 90 -19):(19 -113 -114) imp:p=1 \$ spine
 c 41 5 -1.4 -112 84 -90 imp:p=1 \$ spine, lower portion
 c 411 5 -1.4 -112 90 -19 imp:p=1 \$ spine, middle portion
 c 412 5 -1.4 19 -113 -114 imp:p=1 \$ spine, upper portion
 42 5 -1.4 -116 45 -12 #18 imp:p=1 \$ skull-cranium
 43 5 -1.4 (-116 45 12 #18):(118 -117 120 -121 -119 116) imp:p=1 \$ facial skeleton
 44 3 -1.04 (((-125 134 -122 6 -133 123 127):(-126 128 -122 123 -134 6 -133)): &
 ((-129 131 134 -122 123 133 -47):(-130 132 -134 -122 123 133 -47))) (&
 -122 123 -23 -124 6 -47) imp:p=1 \$ thyroid
 45 3 -1.04 (-135 65):(-136 -137) imp:p=1 \$ kidneys
 47 3 -1.04 (-138 139 -65):(-138 65 140) imp:p=1 \$ pancreas
 48 3 -1.04 -141 imp:p=1 \$ spleen
 49 3 -1.04 -142 imp:p=1 \$ thymus
 50 3 -1.04 (-143 145):(-144 145) imp:p=1 \$ adrenals
 52 3 -1.04 (-146 147 -148):(-149 150 148 -348) imp:p=1 \$ gall bladder
 53 3 -1.04 (-147 -148):(-150 148 -145) imp:p=1 \$ gall bladder-contents
 54 3 -1.04 -151 152 153 #56 #57 imp:p=1 \$ heart-left ventricle
 55 3 -1.04 -152 153 #56 #57 imp:p=1 \$ heart-left ventricle-contents
 56 3 -1.04 -154 155 153 -156 151 imp:p=1 \$ right ventricle
 57 3 -1.04 -155 153 -156 151 imp:p=1 \$ right ventricle-contents
 58 3 -1.04 (-157 158 -153 156):(-159 160 -153 -156) imp:p=1 \$ left atrium-part 1 and 2
 59 3 -1.04 (-158 -153 156):(-160 -153 -156) imp:p=1 \$ contents of the left atrium
 60 3 -1.04 -161 162 -153 -156 159 imp:p=1 \$ right atrium
 61 3 -1.04 -162 -153 -156 159 imp:p=1 \$ contents-right atrium
 62 3 -1.04 ((-82 164 -165 52 -36):(-82 49 164 -165 166 -52)) #19 #20 imp:p=1 \$ small
 intestine
 63 3 -1.04 ((-16 5 -19):(19 -6 -21 114)) #8 #9 #10 #11 #12 #13 #14 &
 #18 #19 #20 #24 #25 #26 #28 #29 &
 #41 #45 #47 #48 #49 #50 #52 #53 #54 #55 &
 #56 #57 #58 #59 #60 #61 #62 #118 imp:p=1 \$ trunk
 64 3 -1.04 ((171 -5)(172 -170)(-119 169)(313 413)) 43 44 imp:p=1 \$ male genitalia
 65 0 -2:-7:8:-9:10:15 imp:p=0
 c end of cell Cards

c Surface Cards

c Cylinder-source of soil

1 cz 300
4 pz -80.0 \$ 3010 0

.....
169 p 0 1 0.1 -10 \$yz plane
c end surface cards

vol 2j 20800j 5250 2890 1810 1560 1830 152 250 45.7 203 37.6 1370 44.7j &
372.5 360.9 2800 956 54.7 202 606 694 983 618 305 19.9 288 &
90.7 176 20.1 15.7 10.1 53.6 177 102 67.2 108 31.6 115 27.4 &
111 1060 43090 196j
tr1 3.5 5.0 38 0.616 0.788 0 -0.788 0.616 0 0 0 1
tr2 -3.5 5 38 0.616 -0.788 0 0.788 0.616 0 0 0 1
tr3 -4.5 -3.2 30 0.9615 0 -0.2748 -0.0574 0.9779 -0.2008 0.2687 0.2090 0.9403
tr4 1 -1.8 50 0.6751 -0.4727 -0.5664 -0.4640 0.3249 -0.8241 0.5736 0.8191 0
tr5 0 2.575 42.30 0.736084 -0.604969 -0.303634 0.634945 0.772557 0 0.234575 &
-0.192791 0.952789

c Material Cards

c m1 55137 1.0 \$source

m1 1000 0.0221 6000 0.002484 8000 0.574930 11000 0.015208
12000 0.001266 13000 0.019953 14000 0.304627 19000 0.010045
20000 0.042952 26000 0.006435

m2 7000 0.8 8000 0.2 \$air

m3 1000 10.454E-02 6000 22.663E-02 7000 2.490E-02 8000 &
63.525E-02 11000 0.112E-02 12000 0.013E-02 14000 0.030E-02 &
15000 0.134E-02 16000 0.204E-02 17000 0.133E-02 19000 &
0.208E-02 20000 0.024E-02 26000 0.005E-02 30000 0.003E-02 &
37000 0.001E-02 40000 0.001E-02 \$soft tissue

m4 1000 10.134E-02 6000 10.238E-02 7000 2.866E-02 8000 &
75.752E-02 11000 0.184E-02 12000 0.007E-02 14000 0.006E-02 15000 &
0.080E-02 16000 0.225E-02 17000 0.266E-02 19000 &
0.194E-02 20000 0.009E-02 26000 0.037E-02 30000 0.001E-02 &
37000 0.001E-02 \$lung

m5 1000 7.337E-02 6000 25.475E-02 7000 3.057E-02 8000 &
47.893E-02 9000 0.025E-02 11000 0.326E-02 12000 0.112E-02 14000 0.002E-02 &
15000 5.095E-02 16000 0.173E-02 17000 0.143E-02 19000 &
0.153E-02 20000 10.190E-02 26000 0.008E-02 30000 0.005E-02 &
37000 0.002E-02 38000 0.003E-02 82000 0.001E-02 \$skeleton

mode p

c Source Cards

sdef cell=1 POS 0 0 -100.0 RAD=D1 EXT=D2

AXS=0 0 1 ERG=0.661 par=2

si1 300

sp1 -21 1

si2 5

sp2 -21 0

c Tally Cards

fc6 tally energy deposition averaged over a cell 8

fb:p 8 \$tally energy deposition averaged over a cell 8

.....
nps 1000000000

3 REFERENTNI ODRASLI KOMPJUTERSKI FANTOMI

U ovom poglavlju opisan je razvoj i primena kompjuterskih fantoma referentnog muškarca i žene. U preporukama iz 2007., ICRP je usvojio kompjuterske ili računarske fantome radi ažuriranja doznih koeficijenata organa za unutrašnje i spoljašnje izvore zračenja (ICRP, 2007). Fantomi se zasnivaju na podacima medicinskih slika stvarnih ljudi, koji su uskladjeni sa podacima datim u Publikaciji 89 (ICRP, 2002) za referentne anatomske i fiziološke parametre osoba muškog i ženskog pola. Referentni fantomi su konstruisani nakon modifikacije voksel modela, *Golem* i *Laura*, (sl 3.1) kod kojih su visina i masa približni referentnim podacima.

Da bi se konstruisali voksel modeli koji predstavljaju odraslog Referentnog muškarca i Referentnu ženu (ICRP, 2002, 2007), korišćeni su odgovarajući setovi tomografskih podataka kao polazne tačke, odnosno pojedinci sa spoljnim dimenzijama bliskim referentnim vrednostima, tako da su potrebne modifikacije bile umerene. Komplet snimaka kliničke kompjuterizovane tomografije celog tela 38-godišnje osobe čija je visina 176 cm i masa malo ispod 70 kg, tačnije 68.9 kg (Reference Male: 176 cm and 73 kg) izabran je za konstrukciju muškog referentnog kompjuterskog fantoma.

Pojedinac, koji je oboleo od leukemije i morao je da se podvrgne ozračivanju celog tela, nije imao očigledne znake bolesti koji bi se pojavili na CT snimcima. Osoba je ležala na leđima sa rukama paralelnim uz telo. Proces segmentacije je rezultirao voksel modelom odrasle muške osobe, nazvan GOLEM fantom, sa 122 pojedinačna organa i tkiva (od toga 67 kosti ili grupe kostiju) koji uključuje sve „kritične” organe identifikovane prema ICRP 89 (ICRP, 2002). Set podataka se sastojao od 220 slajsova sa 256 x 256 piksela. Originalna veličina voksel je bila 8 mm po visini sa rezolucijom u ravni od 2.08 mm, što rezultira zapreminom voksel od 34.6 mm³ i ukupnim brojem voksel nešto većim od 2.2 miliona. Organi se sastoje od kuboidnih voksel, nemaju glatke površine poput onih matematičkih modela i njihove površine su „stepenaste”. Međutim, smatra se da ovo nema ozbiljan uticaj na dozimetrijske primene za koje je model dizajniran. Rezultat procesa segmentacije za zapremine i mase organa i tkiva se moraju izvesti množenjem sa odgovarajućom gustinom tkiva. Za Golem fantoma, dobijene masene gustine osam različitih sastava elementarnog tkiva su: (kortikalne) kosti (1.920 g·cm⁻³), koža (1.090 g·cm⁻³), mišićno tkivo (1.050 g·cm⁻³), meko tkivo (1.050 g·cm⁻³), crvena koštana srž (RBM) (1.030 g·cm⁻³), žuta koštana masa (YBM) (0.980 g·cm⁻³), masno tkivo (0.950 g·cm⁻³) i pluća (0.260 g·cm⁻³). Elementarni sastav i masene gustine uzeti su iz ICRU izveštaja 46 (ICRU, 1992). „Meko tkivo“ koje je primenjeno na većinu organa predstavlja prosečan sastav

mozga, gastrointestinalnog trakta, srca, bubrega, jetre, jajnika, pankreasa, slezine, testisa i štitne žlezde. Za segmentaciju, korišćeni su komercijalni alati za obradu slika (Kontron Bildanalyse, MIPRON, Eching, Germany). Rezultat segmentacije bio je voksel fantom poznat kao "*Golem*" (Zankl i Wittmann, 2001).

Ženski referentni voksel model je konstruisan na osnovu voksel modela "*Laura*". Primarni podaci su izvedeni iz CT skeniranja celog tela visoke rezolucije 43-godišnje pacijentkinje visine 167 cm i mase 59 kg (odgovarajuće referentne vrednosti su: 163 cm i 60 kg). Skup podataka se sastojao od 174 slajsa širine 5 mm (glava i trup) i 43 slajsa 2 cm širine (noge), svaki sa 256 x 256 piksela. Slike preseka od 2 cm su ponovo uzorkovane da bi se dobilo rezultat takođe u slajsovima širine 5 mm, koristeći interpolaciju podataka umesto jednostavnog ponavljanja identičnih slajsova. Dobijeni skup podataka sastojao se od 346 slajsa; veličina voksel je tada bila širine 5 mm sa rezolucijom u ravni od 1.875 mm; ovo odgovara zapremini voksel od 17.6 mm³.

Segmentacija je izvršena komercijalnim softverskim paketom tzv "AnalyzeAVW 3.0" (Biomedical Image Resource, Mayo Foundation, Rochester, MN), pri čemu je segmentirano ukupno 88 objekata i 19 različitih koštanih struktura. Jedno od tkiva koje se nije moglo segmentirati iz CT podataka zbog rezolucije je koštana srž, koja se nalazi u malim šupljinama u trabekularnoj kosti koje su mnogo manje od veličine voksel (reda nekoliko stotina mikrometara) (ICRP, 1995). Stoga nije učinjen nijedan pokušaj da se identifikuju podstrukture svake pojedinačno segmentirane kosti ili grupe kostiju, sa izuzetkom kortikalne kosti i trabekularne spongioze. Takođe bilo je teško je identifikovati male strukture, kao što su krvni sudovi koji su mnogo manji nego veliki glavni sudovi u trupu. Dakle, samo prilično mali deo krvnih sudova može biti segmentiran. Štaviše, nije razmatran skelet (cartilage) u originalnom segmentiranom modelu, a zbog ograničenog dozimetrijskog značaja ovog tkiva.

Međutim, treba napomenuti jednu činjenicu koja se odnosi na modele tela zasnovane na tomografskim podacima pacijenata: zbog ležećeg položaja tokom prikupljanja podataka, abdominalni organi su blago pomereni ka grudnom košu i pluća su usled toga komprimovana. To je važno kada se vrednosti doze izvedene sa ovom vrstom modela primenjuju na realne situacije: dok unutrašnja topologija ležeće osobe je ispravno replicirana, lokacija organa kod osobe koja stoji uspravno bi bila nešto drugačija.

Ove fantome ICRP koristi za uspostavljanje smernica za zaštitu od zračenja, npr. za koeficijente efektivne doze (i druge sekundarne dozimetrijske veličine). ICRP u Publikaciji 110 je obezbedila metode i procedure potrebne za kreiranje kompjuterskih fantoma koji odgovaraju referentnim odraslim individuama muškog i ženskog pola (Reference Computatiolnal Phantom

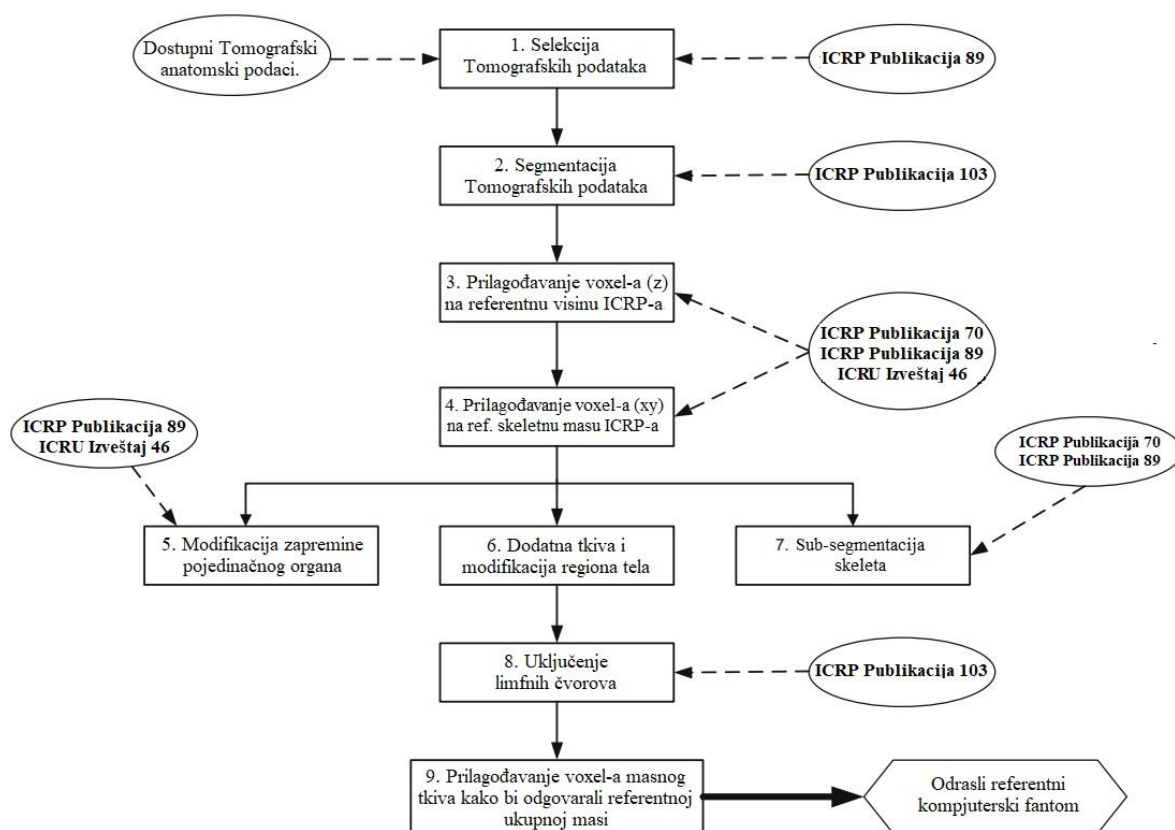
- Adult Male, RCP-AM and Reference Computational Phantom - Adult Female, RCP-AF). Na osnovu ICRP Publikacije 110, fantomi oba pola su kreirani na osnovu podataka Compjuterske tomografije-CT, koji su se odnosili na realne osobe. Organi i tkiva, njihov sastav i masa su prikazani su Tabelama ICRP 110. Za računanje doze u crvenoj koštanoj srži i endosteumu korišćen je metod koji je predložen na osnovu preporuka ICRP 116 (ICRP, 2010) i publikovan u radu Zankl i dr. (2021b).



Slika 3.1 Voksel modeli Golem i Laura

3.1 MODIFIKACIJE SEGMENTOVANIH SLIKA U CILJU KREIRANJA REFERENTNIH KOMPJUTERSKIH FANTOMA

Da bi se kreirali referentni kompjuterski fantomi od dva individualna segmentirana skupa podataka, bili su neophodni sledeći koraci: (1) prilagođavanje telesne visine i mase skeleta originalnog modela do referentnih vrednosti skaliranjem voksela (koraci 3 i 4 na sl. 3.2); (2) prilagođavanje masa organa na referentne vrednosti dodavanjem ili oduzimanjem potrebnog broja voksela organa (korak 5 na sl. 3.2); i (3) prilagođavanje mase celog tela referentnim vrednostima dodavanjem ili oduzimanjem odgovarajućeg broja voksela masnog tkiva (korak 9 na sl. 3.2).



Slika 3.2 Šema konstrukcije kompjuterskih fantoma koji predstavljaju odraslog referentnog muškarca i odraslu referentnu ženu

Sledeći korak je bio da se modifikacije oblika skeleta svedu na minimum da bi se očuvao 'okvir' tela. Međutim, bilo je neophodno povećati veličinu lobanje jer inače nije bilo moguće i jednim i drugim modelima smestiti celokupne referentnu moždanu masu unutar lobanje.

Segmentirani fantom je imao primetno usku glavu, a ostali organi u glavi su bili takođe mali u poređenju sa referentnim vrednostima. Zbog toga je odlučeno da se poveća veličina svih voksela cele glave, a zatim ponovo uzorkuje ova zapremina sa manjom veličinom voksela ostatka tela. Dakle, muški referentni fantom ima veći broj voksela glave od Golem fantoma. Za ženski referentni fantom, povećana je samo veličina lobanje; unutrašnji površinski vokseli lobanje su bili zamenjeni mozgom, a na spoljašnju površinu lobanje je pridodat sloj voksela.

3.1.1 Voksel skaliranje

Osim pomenutih neizbežnih modifikacija oblika skeleta, zapremina skeleta je prilagođena referentnoj vrednosti skaliranjem voksela. Pošto je visina Golem fantoma odgovarala referentnoj vrednosti, prvobitna visina voksela je ostala nepromenjena. Laura je bila viša od Referentnog ženskog modela, dakle visina voksela za ženski referentni računski fantom smanjena je sa 5.0 na 4.84 mm (korak 2 na sl. 2.1). Posle promene na lobanjama oba fantoma, broj segmentiranih voksela skeleta je 211427 za muški i 378204 i ženski model. Tabela 3.1 prikazuje zapremine skeleta Referentnog muškog i ženskog modela koje su izvedene iz referentnih podataka za masu prema Publikaciji 89 (ICRP, 2002) i podataka za gustinu prema ICRU izveštaju 46 (ICRU, 1992).

Tabela 3.1 Referentne vrednosti mase (ICRP, 2002), gustine (ICRU, 1992) i izvedene zapremine različitih komponenti skeleta referentnog muškarca i žene

Tkivo	Masa (g)		Gustina (g/cm ³)	Zapremina (cm ³)	
	Fantom-M	Fantom-Ž		Fantom-M	Fantom-Ž
Mineralna kost	5500	4000	1.92	2860	2080
Kortikalna kost	4400	3200	1.85	2380	1820
Trabekularna kost	1100	800	1.42	775	560
Hrskavica	1100	900	1.1	1000	820
Aktivna koštana srž	1170	900	1.03	1140	870
Neaktivna koštana srž	2480	1800	0.98	2530	1840
Ostalo	200	160	1.03	190	160
Ukupno	10450	7760	1.35	7730	5770

Iz ovih vrednosti i segmentiranih brojeva voksel skeleta, zapremine voksel od 36.54 i 15.25 mm³ za muške i ženske referentne kompjuterske fantome, respektivno, procenjene su jednostavno deljenjem vrednosti ciljanih zapremina sa odgovarajućim brojevima voksel skeleta za oba fantoma. Rezolucija voksel u ravni za svaki fantom je zatim izvedena kao kvadratni koren površine voksel (izvedeno deljenjem zapremine voksel sa visinom voksel). Ovo je rezultiralo u rezoluciji voksel u ravni od 2.137 mm za muškog i 1.775 mm za ženskog referentnog kompjuterskog fantoma. U poređenju sa originalnim veličinama voksel fantoma Golema i Laure, ovo odgovara povećanju zapremine voksel od 5.6% za muški referentni fantom i smanjenje od 13.2% za ženski referentni kompjuterski fantom (korak 3 na sl. 3.2).

3.1.2 Individualne modifikacije zapremina organa

Softverski paket „VolumeChange“ je razvijen za modifikovanje organa originalnih modela voksel po zapremini, lokaciji i obliku (Becker i dr., 2007), korišćenjem programskog jezika IDL („Interactive Data Language“) pri čemu se identifikuje svaki organ po svojim površinskim vokselima, odnosno svim vokselima koji imaju bar jednog suseda da ne pripada istom organu. Zapremine, a samim tim i mase, se zatim modifikuju pomeranjem površinskih voksel: prema unutra za smanjenje i prema spolja za povećanje odgovarajuće zapremine. Svaki od pojedinačnih organa je prilagodjen odgovarajućim referentnim vrednostima, počevši od onih koji su bili veći od referentne vrednosti da bi se napravio prostor za one organe koji su morali biti uvećani. Neke vrlo fine strukture nisu mogle biti tačno prilagođene referentnim vrednostima, zbog ograničenja rezolucije i dimenzija voksel. Za većinu organa je postignuta vrlo bliska aproksimacija referentnim vrednostima. Jedino ograničenje je tada bilo zbog činjenice da svaki organ mora da se sastoji od celog broja voksel. To znači da dobijene zapremine mogu odstupiti od željene vrednosti za najviše pola zapremine voksel, odnosno približno 18.3 mm³ za muški referentni računski fantom i 7.6 mm³ za ženski referentni računarski fantom (korak 5 na sl. 3.2).

3.1.3 Dodatne modifikacije organa i regiona tela

U dodatnom poboljšanju modela, dalji anatomske detalji su segmentirani u referentnim računskim fantomima, vraćajući se na originalne slike kompjuterske tomografije (korak 6 na sl. 3.2). Uloženi su određeni naponi da se identifikuju dodatni krvni sudovi, što je bilo posebno zahtevno za muškog fantoma zbog relativno velike debljine preseka što dovodi do smanjenog prepoznavanja veoma fine strukture. Unutar pluća segmentirani su i veći krvni sudovi, kao i povećana broj bronhija; tako, referentni računski fantomi imaju nehomogena pluća za razliku od Golema i Laure. Ostatku plućne zapremine je dodeljeno homogeno tkivo, čija je

gustina odabrana tako da celokupna masa pluća, uključujući krv, odgovara njegovoj referentnoj vrednosti.

Nakon prilagođavanja masa organa njihovim referentnim vrednostima, unutrašnja anatomija je bila popravljena. U ovoj fazi su ugrađeni i limfni čvorovi (korak 8 na sl. 3.2).

Poslednji korak je bio podešavanje mase celog tela na 73 i 60 kg za muški i ženski referentni računarski fantom. U oba slučaja, mase celog tela bile su niže od referentnih vrednosti, pa je telo moralo biti 'umotano' dodatnim slojevima masnog tkiva (korak 9 na sl. 3.2).

3.1.4 Sub-segmentacija skeleta

Skelet se sastoji od kortikalne kosti, trabekularne kosti, aktivne (crvene) i neaktivne (žuta) koštane srži, hrskavice, zubi i raznih skeletnih tkiva (pokosnica i krvni sudovi). Podregija koštane srži, do 50 μm od površine kostiju, definiše se kao tkivo endosteuma, ili samo endosteum (umesto ranijeg naziva za površinu kosti). Dimenzije unutrašnje strukture većine ovih tkiva su reda mikrometara, manje su od rezolucije normalnog skeniranja kompjuterizovanom tomografijom (reda milimetara) i stoga, ove zapremine nisu mogle biti segmentirane. Na kraju, skelet je podeljen na 19 kostiju i grupa kostiju za koje su pojedinačni podaci o sadržaju crvene koštane srži i celularnoj koštanoj srži dati su u Publikaciji 70 (ICRP, 1995). Ove kosti su: gornje polovine ramene kosti (humerus), donje polovine humera, donje kosti ruku (ulnae i radijusi), zglobovi i kosti šake, ključne kosti, lobanja, gornje polovine butne kosti, donje polovine butne kosti, kosti potkolenice (tibije, fibule i patele), skočni zglobovi i stopala, donja vilična kost, karlica, rebra, lopatice, vratni deo kičme, torakalni deo kičme, lumbalni deo kičme, sakrum i grudna kost. Zatim su podsegmentirane u spoljašnji omotač kortikalne kosti i zatvoreni spongiozni deo kosti. Duge kosti sadrže medularnu šupljinu kao treću komponentu, koja je zatvorena kortikalnom kosti. Ova subpodela rezultirala je sa 44 različita identifikaciona broja u skeletu: dva – kortikalna kost i spongioza – za svaku od 19 kostiju, i medularna šupljina za svaku od šest dugih kostiju (gornji i donji deo ramene kosti, kosti donjeg dela ruke, gornja i donja polovina butne kosti i kosti potkolenice). Sadržaj hrskavice koja se može identifikovati na snimcima kompjuterizovane tomografije i može se, direktno segmentirati, obuhvata četiri dela tela: glava, trup, ruke i noge. Dakle, sastav skeleta čini ukupno 48 pojedinačnih identifikacionih brojeva (korak 7 na sl. 3.2).

Ukupna zapremina svake kosti proizilazi direktno iz broja segmentiranih voksela i zapremine voksela. Kortikalni omotač oko spongioze je izabrana da bude jedan sloj voksela; kortikalna kost kod dugih kostiju je deblja, a njena debljina je podešena tako da je ukupna zapremina kortikalne kosti u skladu sa referentnom vrednošću.

Zapremina crvene srži u svakoj od 19 kostiju i koštanih grupa može biti izračunata iz referentnih vrednosti ukupne količine crvene srži (ICRP, 1995, 2002) i procentualnog sastava pojedinačnih kostiju prema Publikacijama 70 (ICRP, 1995) i 89 (ICRP, 2002) na osnovu ranijih podataka Cristy (Cristy, 1981). U Tabeli 3.2 date su mase crvene i žute koštane srži u svakoj kosti (grupi), zajedno sa masama endosteuma.

Tabela 3.2 Mase crvene koštane srži, žute koštane srži i endosteuma u 19 kostiju i grupa kostiju referentnih kompjuterskih fantoma

Kost	Masa (g)					
	Muški fantom			Ženski fantom		
	RBM	YBM	Endosteum	RBM	YBM	Endosteum
Humerus	26.9	76.8	9.6	20.7	59.1	7.3
Humerus. donja polovina	0.0	73.0	11.5	0.0	55.0	8.5
Ulna i radius	0.0	131.8	16.4	0.0	93.0	12.1
Zglobovi i kosti ruke	0.0	83.7	12.5	0.0	47.5	7.1
Ključna kost	9.4	18.1	2.5	7.2	13.9	1.9
Lobanja	88.9	138.0	83.4	68.4	106.2	64.2
Femur. gornja polovina	78.4	223.8	44.2	60.3	172.1	34.2
Femur. donja polovina	0.0	344.0	48.5	0.0	169.3	24.0
Tibia. fibula i patela	0.0	516.2	92.4	0.0	469.9	84.5
Zglobovi i kosti stopala	0.0	304.6	42.2	0.0	176.2	24.4
Mandibula	9.4	14.5	2.0	7.2	11.2	1.6
Karlica (čašica)	205.2	211.5	51.7	157.5	162.3	39.7
Rebra	188.7	77.0	29.8	144.9	59.1	22.9
Lopatice	32.8	50.9	9.8	25.2	39.1	7.6
Vratni deo kičme	45.6	18.6	11.5	35.1	14.3	8.8
Grudni deo kičme	188.7	77.0	26.9	144.9	59.1	20.6
Lumbalni deo kičme	143.9	58.7	23.4	110.7	45.1	18.0
Krsna kost	115.8	47.2	20.6	89.1	36.3	15.8
Grudna kost	36.3	14.8	5.5	27.9	11.4	4.3
Ukupno	1170.0	2480.2	544.4	899.1	1800.1	407.5

RBM – red bone marrow (crvena koštana srž), YBM – yellow bone marrow (žuta koštana srž)

3.2 OPIS ODRASLIH REFERENTNIH KOMPJUTERSKIH FANTOMA

Glavne karakteristike odraslih referentnih računarskih fantoma muškog i ženskog pola sumirane su u Tabeli 3.3.

Tabela 3.3 Glavne karakteristike referentnih računarskih fantoma odraslog muškarca i žene

Osobine	Muškarac	Žena
Visina (m)	1.76	1.63
Težina (kg)	73	60
Broj tkivnih vokseli	1,946,375	3,886,020
Debljina preseka (visina vokseli, mm)	8	4.84
Rezolucija u ravni vokseli (mm)	2.137	1.775
Zapremina vokseli (mm ³)	36.54	15.25
Broj kolona	254	299
Broj redova	127	137
Broj preseka	220	346

3.2.1 Mogući izvori i mete zračenja u skeletu

Za unutrašnje izvore zračenja u skeletu mogu se ozeti sledeći regioni: kortikalna kost (površina ili zapremina), trabekularna kost (površina ili zapremina) i koštana srž kortikalne i trabekularne kosti. Kao i u prethodnim proračunima za unutrašnje izvore fotona i neutrona (Cristi i Eckerman, 1987a), ne pravi se razlika između površinskih i zapreminskih izvora u kortikalnoj i trabekularnoj kosti. Rezultati iz odgovarajućih zapreminskih izvora mogu se primeniti za procenu vrednosti za površinske izvore.

Zapremina kortikalne kosti je odvojeno segmentirana u većini od 19 kostiju i koštane grupe skeleta, tako da se u celini ovi segmentirani vokseli mogu direktno koristiti za uzorkovanje uniformne raspodele izvora.

Trabekularna kost je jedan od konstituenata koji čine spongiosu. Zato svi segmentirani vokseli spongiose za sve kosti služe kao zapremina iz koje se može vršiti uzorkovanje emisije čestica. Međutim, pošto relativna količina trabekularne kosti u spongiosi varira za različite kosti i grupe kostiju, ne bi trebalo jednostavno podrazumevati da je izvor homogeno raspoređen; za Monte Carlo izračunavanja transporta zračenja, treba uzeti u obzir različite koncentracije trabekularne kosti, npr. određivanjem verovatnoće lokacije početne tačke, ili dodeljivanjem

posebnih "statističkih težina" česticama koje potiču iz različitih zapremina spongiose u različitim delovima skeleta.

Za kortikalnu srž, medularne šupljine su segmentirane u osovinama dugih kostiju, tako da se celokupna segmentirana zapremina može direktno koristiti za uzorkovanje uniformne raspodele izvora. U odraslim modelima koje se ovde razmatraju, medularne šupljine sadrže samo žutu koštanu srž.

Trabekularna srž je srž koja se nalazi u spongiosi. Stoga se za uzorkovanje izvora čestica u trabekularnoj srži primenjuje isti princip kao i za trabekularnu kost, uzimajući u obzir relativni sadržaj koštane srži (crvene i žute srži) u određenoj kosti.

Kao mete za skeletna tkiva od interesa su crvena koštanu srž i endosteum (ranije nazvana "površine kostiju"). Pošto su dimenzije šupljina koštane srži i endostalni sloj koji oblaže ove šupljine (pretpostavljena debljina: 50 μm) znatno manje od rezolucije normalnog skeniranja računarskom tomografijom, nije ih moguće direktno segmentirati i moraju se inkorporirati u zapreminu spongiosa, kao što je već pomenuto. Međutim, za razliku od mogućih izvora u kostima, nije dovoljno razmatrati relativni sadržaj ovih tkiva u spongiosi. Razlog je što ne postoji „sekundarna ravnoteža“ između mineralne kosti i komponenata mekog tkiva spongioze; sekundarne čestice se primarno oslobađaju iz mineralne kosti u meka tkiva tokom interakcija sa fotonima, što dovodi do povećanja doze u crvenoj koštanoj srži i endostumu u poredjenju sa srednjom dozom u zapremini spongioze (Spiers, 1969; King i Spiers, 1985). Zbog toga se u skeletnoj dozimetriji moraju primenjivati posebne tehnike, kao što su upotreba korekcionih faktora (Zankl i dr., 2002; Schlattl i dr, 2007) ili funkcija odgovora fluens-doza (fluence-to-dose response functions) koje se množe sa fluensom čestica unutar specifičnih koštanih područja

3.2.2 Krv

Nije bilo moguće segmentirati čitav krvotok tela; samo je veće krvne sudove bilo moguće identifikovati na slikama kompjuterske tomografije, posebno kod muškaraca. Veći deo zapremine krvi nalazi se u malim krvnim sudovima i kapilarima i unutar većine organa i nije moguće segmentirati modele vaskulature unutar organa (osim nekih glavnih krvnih sudova unutar pluća). S druge strane, elementarni sastavi navedeni u Publikaciji 89 (ICRP, 2002) i ICRU Izveštaju 46 (ICRU, 1992) isključuju krv i stoga su relevantni samo za organski parenhim. Sadržaj krvi u svakom organu je razmatran uključivanjem krvnog dela u elementarni tkivni sastav svakog organa. Ova raspodela krvi među pojedinačnim organima ponovno je uzeta iz Publikacije 89 (ICRP, 2002) za muški i ženski fantom zasebno.

3.2.3 Ograničenja zbog rezolucije slike

Osim tkiva skeleta, kako izvora tako i meta, druge regije nisu mogle biti u potpunosti segmentirane u referentnim računarskim fantomima, ili nije bilo moguće prilagoditi njihove referentne mase pri datoj rezoluciji zbog njihove male veličine ili kompleksne strukture.

ET disajni putevi (disajni putevi van grudnog koša) su predstavljeni celim slojem piksela koji oblaže disajne puteve nosa. Ovo ne odražava njihove male dimenzije od samo nekoliko mikrometara debljine, ali ih locira na njihovu tačnu anatomsku poziciju. Isti slučaj važi za traheju.

Bronhije nisu praćene do krajnjega grananja (do osme generacije grananja). Male zapremine bronhijalnog tkiva su bile segmentirane u većoj dubini pluća, ali nisu bili povezani u strukturu sličnu drveću.

Bronhiole su premale da bi bile segmentirani u voxel fantomu. One čine ostatak pluća kao homogeno tkivo sa gustinom koja je prosečna vrednost gustine bronhiolarnog tkiva i uključenog vazduha.

Koža je predstavljena slojem piksela koji obavlja spoljašnjost fantoma. To daje debljinu od 2.137 mm za muški referentni računarski fantom i 1.775 mm za ženski referentni računarski fantom. Ukupne mase kože od 3728 g za muški fantom i 2 721.5 g za ženski fantom su tako dobijene i više su za 13% i 18% od referentnih vrednosti od 3.300 g i 2.300 g, redom. Koristeći gustinu kože od približno $1.1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ i referentnu površinu tela od 1.90 m^2 za muškarca i 1.66 m^2 za ženu, referentna debljina kože (epiderma i derma) može se pretpostaviti da iznosi približno 1.6 mm i 1.3 mm za odrasle muškarce i žene, respektivno.

Hrskavica je samo delimično segmentirana zbog svoje distribuirane prirode i niskog kontrasta na originalnim slikama.

U oba referentna računarska fantoma, masa zida žučne kese je veća od njenog referentnog vrednosti. Žučna kesa je mali organ i, pri datoj rezoluciji voksel-a, broj voksel-a zida nije bio dovoljan da obuhvati zapreminu njenog sadržaja. Celokupna masa zida i sadržaja su dodeljene referentnoj vrednosti, a obuhvatajući sloj voksel-a predstavlja zid žučne kese.

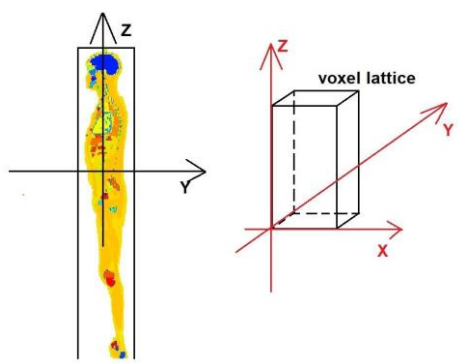
Preostali vokseli tkiva u referentnim računarskim fantomima su dodeljeni kao masno tkivo, pri čemu je broj preostalih voksel-a tkiva prilagođen da bi se omogućilo podudaranje ukupne referentne mase tela za svaki fantom. Kroz ovu metodu, približno je postignuto podudaranje referentnih masa masnog tkiva.

Konačna rezolucija piksela u ova dva referentna računarska fantoma ograničava njihovu primenu na zračenja kratkog dometa kao što su beta i alfa čestice. Na primer, za procenu dubinskih doza u tkivima respiratornog trakta ljudskog respiratornog modela (ICRP, 1994) ili zidovima želuca, tankog ili debelog creva ljudskog digestivnog sistema (ICRP, 2006), odgovarajući organi u ovim fantomima otežavaju ove proračune. Međutim, u većini slučajeva, apsorbovane doze fotona i neutrona u ovim tkivima mogu se direktno dobiti iz simulacija transporta zračenja u referentnim računarskim fantomima, ili kroz dodeljivanje surogatnih tkiva.

U ICRP 110 Publikacij date su pomoćne datoteke za RCP muškog o ženskog pola. Korišćeni su pomoćni fajlovi ICRP 110, AM. Ove datoteke su pisane u FORTANU i upotrebljene su za kreiranje voxel fantoma u procesu vokselizaje. U cilju realizacije kompjuterskih referentnih fantoma, mogu se primeniti različiti Monte Carlo softveri: MCNP (MCNPX, MCNP6.1 i MCNP6.2), GEANT, PHITS, FLUKA, TRIPOLI i drugi.

3.2.4 Slike preseka referentnih računarskih fantoma

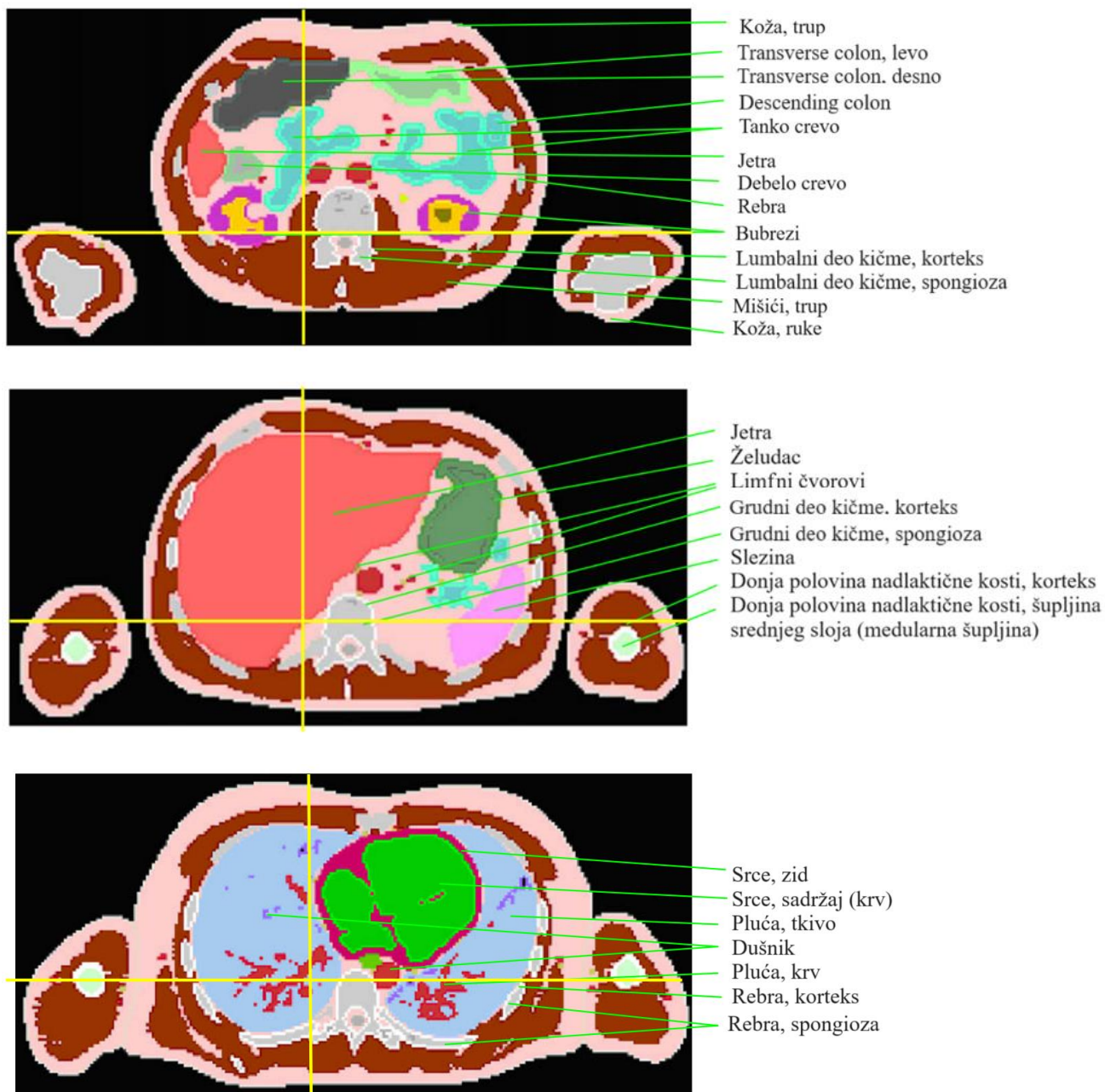
Slike poprečnog preseka su predstavljene u tri različite orijentacije, tj. poprečne, koronalne i sagitalne prema koordinatnom sistemu prikazanom na sl. 3.3. Svaka slika poprečnog preseka predstavlja planarni 'presek' kroz trodimenzionalni niz vokseli koji opisuje fantom. Poprečne slike pokazuju kolone (x -koordinate) i redove (y - koordinate) na određenom preseku-slajsu (z - koordinate) (sl. 3.4 i 3.5); koronalne slike prikazuju kolone i preseke-slajsove u određenom redu; a sagitalne slike prikazuju redove i slajsove na određenoj koloni (sl. 3.6).



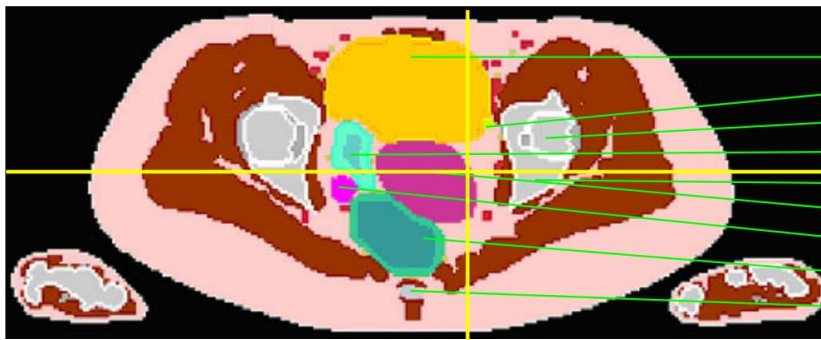
Slika 3.3 Voksel fantom sa definisanim koordinatnim sistemom

Zelene linije označavaju lokaciju pojedinačnih organa kako je navedeno u legendi. Žute linije (koje se pojavljuju kao koordinatni krst na slikama) označavaju lokaciju slika u drugim

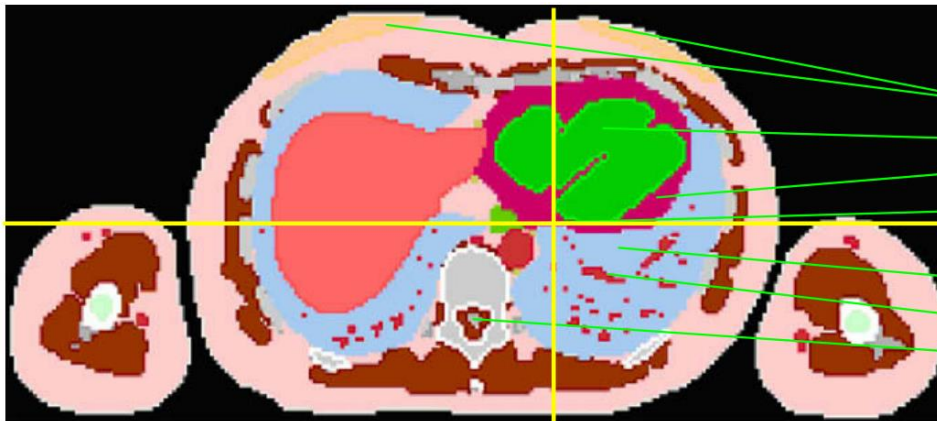
orijentacijama. Na poprečnim slikama, vertikalna žuta linija označava lokaciju sagitalne slike, a horizontalna žuta linija označava lokacija koronalne slike.



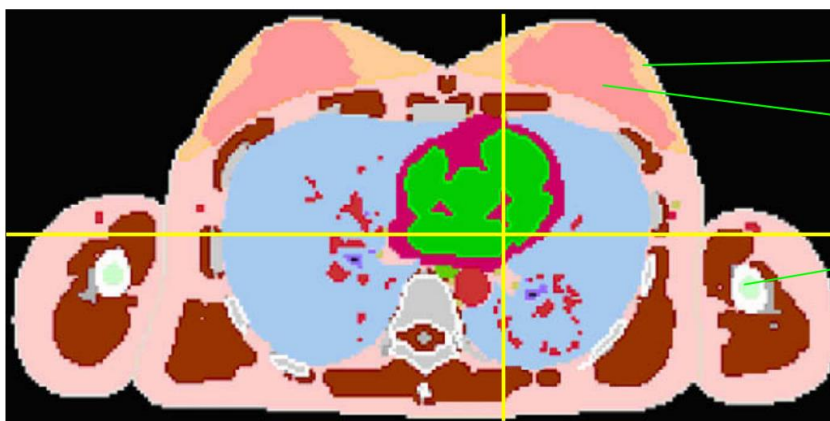
Slika 3.4 Poprečni preseki referentnog računarskog fantoma muškog pola



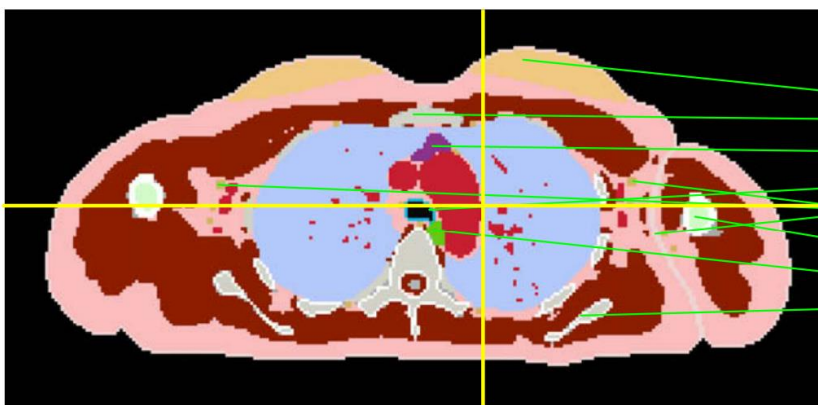
- Mokračna bešika
- Mokračna cev
- Femur, gornja polovina
- Tanko crevo
- Karlica
- Materica
- Jajnik
- Sigmoidno debelo crevo
- Krsna kost



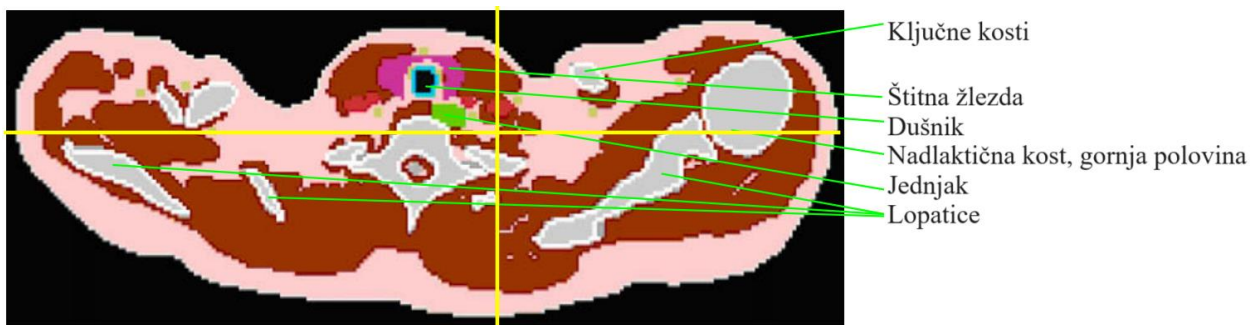
- Grudi, masno tkivo
- Srce, sadržaj (krv)
- Srce, zid
- Jednjak (želudac)
- Pluća, tkivo
- Pluća, krv
- Kičmena moždina



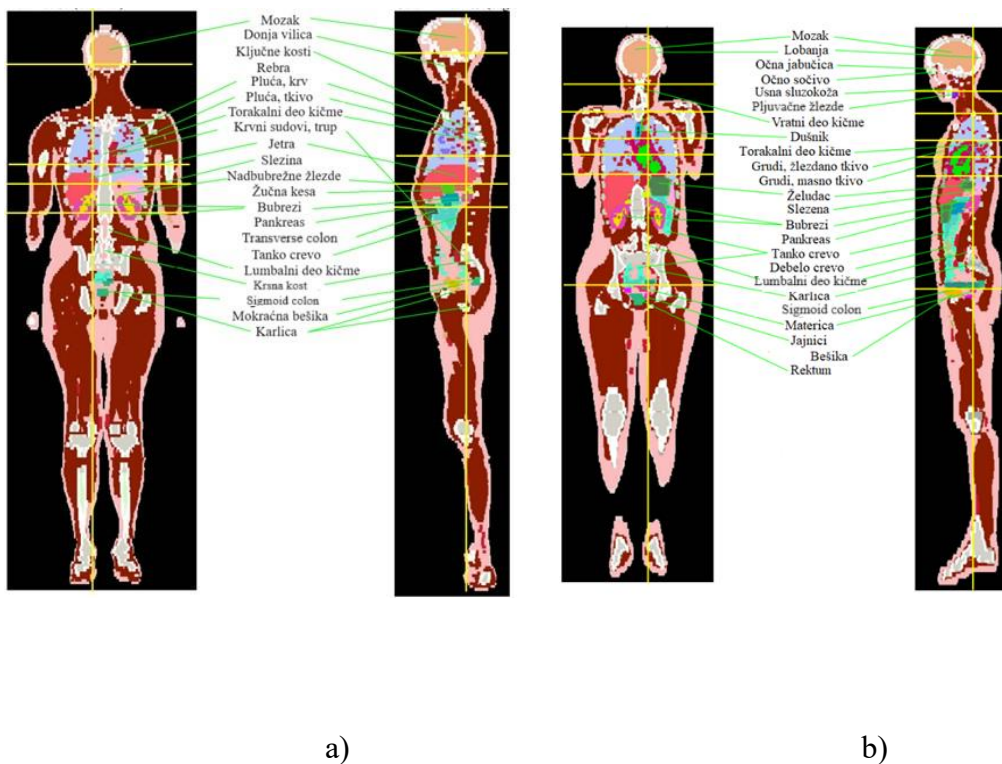
- Grudi, masno tkivo
- Grudi, žlezdano tkivo
- Nadlaktična kost, gornja polovina, medularna šupljina



- Grudi, masno tkivo
- Grudna kost
- Timus
- Dušnik
- Limfni čvorovi
- Nadlaktična kost, gornja polovina
- Jednjak
- Lopatice



Slika 3.5 Poprečni preseki referentnog računarskog fantoma ženskog pola



Slika 3.6 Koronalni i sagitalni preseki referentnog kompjuterskog fantoma muškog (a) i ženskog (b) pola

3.3 PRIMENE I OGRANIČENJA REFERENTNIH KOMPJUTERSKIH FANTOMA

Referentni voksel fantomi iako pružaju anatomske realističnije prikaze ljudskog tela u odnosu na računarske fantome prve generacije (tj. stilizovane ili matematičke fantome), zbog rezolucije voksel na nivou milimetara (muški: $2.137 \times 2.137 \times 8.0 \text{ mm}^3$; ženski: $1.775 \times 1.775 \times 4.84 \text{ mm}^3$) ne uključuju sitna ili tanka tkiva, posebno slojeve mikronskih dimenzija koji su osetljivi na zračenje (na pr. tanki slojevi organa respiratornog i digestivnog trakta, očno sočivo i bazalni sloj kože), što na kraju dovodi do ograničenja u izračunavanju doznih koeficijenata (Dose Coefficients-DC) za slabo prodorna zračenja (fotoni niske energije i naelektrisane čestice). Iz tog razloga, razvijeni su i korišćeni dodatni stilizovani modeli specifični za organe kako bi se posebno simulirali referentni DC za određene slučajeve izloženosti (ICRP, 2010, 2015, 2016, 2017).

Fantomi koji su predstavljeni u ovom dokumentu su zvanični računarski modeli koji predstavljaju odraslog Referentnog muškarca i Referentnu ženu. Ovi referentni računarski modeli su zasnovani na računarskim tomografskim podacima stvarnih ljudi i predstavljaju digitalne trodimenzionalne reprezentacije ljudske anatomije. Definisani su tako da omogućće izračunavanje zaštitnih veličina: ekvivalentne doze organa i tkiva i efektivne doze od izloženosti jonizujućem zračenju. ICRP je objavila preporučene vrednosti koeficijenata doze za oba unutrašnje i spoljašnje ozračivanje koristeći muški i ženski referentni računarski fantom za odrasle osobe. Ovi dokumenti uključuju specifične apsorbovane frakcije za čestice relevantne za interna zračenja i konverzije koeficijente doze za spoljašnja radijaciona polja.

Iako kod ovih fantoma mase organa imaju referentne vrednosti, još uvek imaju individualnu topologiju organa koja odražava tomografske podatke korišćene u njihovom kreiranju. Očigledno, oba modela ne mogu predstavljati stvarne pojedince i, stoga, ne bi trebalo da se koriste za procenu doza za određene osobe. Iako su referentni računarski fantomi kreirani u svrhu izvođenja radioloških zaštitnih veličina, ovi fantomi mogu imati šire primene.

3.3.1 Modelovanje referentnih kompjuterskih voxel fantoma

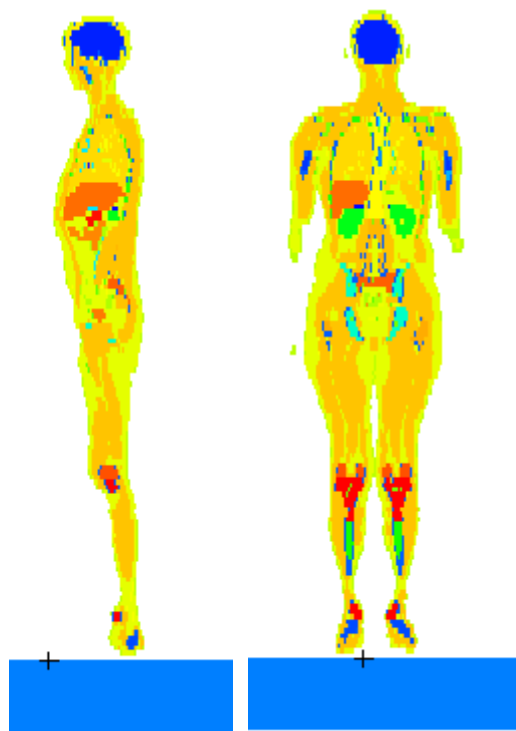
Prema ICRP preporukama u Publikaciji 110 (ICRP, 2009) fantomi oba pola su kreirani na osnovu podataka kompjuterske tomografije (CT), koji su se odnosili na realne osobe. Organi i tkiva, njihov sastav i masa su prikazani su Tabelama ICRP 110. Za računanje doze u crvenoj koštanoj srži i endosteumu korišćen je metod koji je predložen na osnovu preporuka ICRP 116 (ICRP, 2010) i publikovan u radu (Zankl i dr., 2021b). Za računanje efektivne doze korišćeni

su tkivni težinski faktori, kao i radijacioni težinski faktori prema ICRP Publikaciji 103 (ICRP, 2007).

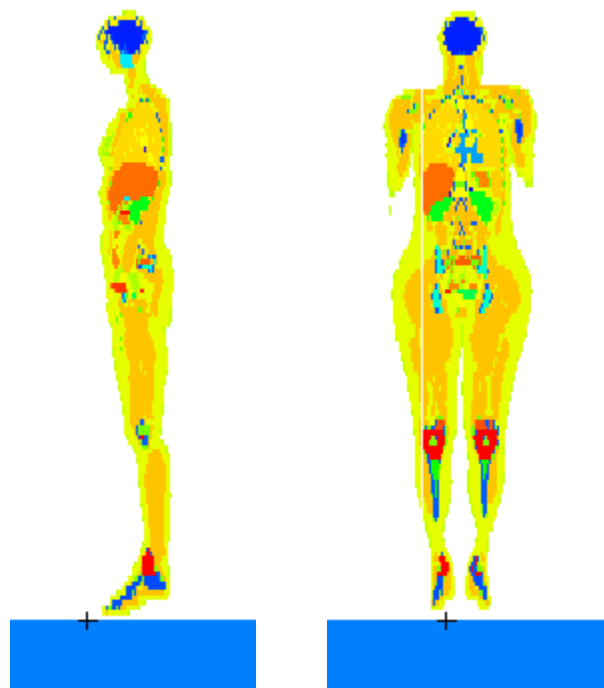
Kompjuterski program MCNP, verzija 6.2 korišćen je za proračun doza u svim glavnim organima ljudskog tela, kao i organima ostatka. Napravljen je input fajl za Referentni Kompjuterski Fantom (Reference Computational Phantom-RCP) odraslog muškaraca (RCP-AM) i žene (RCP-AF). Korišćeni su pomoćni fajlovi dostupni u Publikaciji 110, za fantom muškog pola AM i za fantom ženskog pola AF. Ove datoteke su pisane DAT formatu i upotrebljene su za kreiranje voxel fantoma u procesu vokselizacije, korišćenjem IntelFORTRAN-a i opcije MCNP-a ponavljanja određenih elemenata vokseli. U AM.DAT i AF.DAT fajlovima, niz brojeva predstavlja voksele sa odgovarajućim ID brojem (tj. ID je identifikacioni broj organa/tkiva) koji je korišćen za popunjavanje određenog vokseli. Svaki organ ID je predstavljen elementom zapremine veličine vokseli njihovim ponavljanjem korišćenjem LAT kartice za kreiranje 3-D „*lattice*“. Ukupan broj organa/tkiva u ovom modelu je 141 (uključujući vazduh unutar i van ljudskog tela) i predstavljeni su u Tabelama A.1 i A.2 Priloga A Publikacije 110 (ICRP, 2009). Svaki organ RCP fantoma sadrži određen broj vokseli „punjenih“ odgovarajućim materijalom. U datoteci AM.DAT definisana je mreža od 7 161 276 vokseli, 254 u smeru *x*-ose, 127 u smeru *y*-ose i 222 u smeru *z*-ose, koji se nalaze u paralelepipedu dimenzija 54.2798 x 27.1399 x 177.6 cm³. Veličina jednog vokseli je 0.2137 x 0.2137 x 0.8 cm³. Svakom vokselu pridružuje se materijal, odnosno puni se odgovarajućim materijalom, odnosno „medijumom“, koji pripada određenom organu ili tkivu. Lista brojeva koji označavaju materijale data je u Tabelama B.1 i 2 Priloga B ICRP 110. Za proračune transporta zračenja, svaki od materijala ima određeni hemijski sastav i gustinu. Ukupan broj različitih materijala je 53. Svi materijali su uprogramirani u input fajlu u karti materijala.

Datoteka AF.DAT se odnosi na RCP ženskog pola, sadrži 14 255 124 vokseli (299 u smeru *x*-ose, 137 u smeru *y*-ose i 348 u smeru *z*-ose), pri čemu je veličina jednog vokseli 0.1775 x 0.1775 x 0.484 cm³. Odgovarajući paralelepiped sa ovim fantomom ima dimenzije: 53.0725 x 24.3175 x 168.432 cm³.

Voksel fantomi su implementirani u MCNP6 program koristeći procedure zasnovane na ponovljenim strukturama. Oстatak unosa je ručno implementiran da uključi sve površine, karakteristike izvora, materijale i željene izlazne rezultate.



Slika 3.7 RC-AM fantom na površini tla; Uzdužni preseći dobijeni su pomoću ravni $px=23\text{ cm}$ i $py=18\text{ cm}$



Slika 3.8 RC-AF fantom na površini tla; Uzdužni preseći dobijeni su pomoću ravni $px=22\text{ cm}$ i $py=15.55\text{ cm}$

Kao primer dat je segment MCNP ulaznog fajla za voksel fantoma muškog pola (Živković, Krstić i dr., 2023; Eakins i dr., 2021; Gomes-Ros i dr., 2021; Zankl i dr., 2021; Huet i dr., 2022).

Voxel phantoms- adult male (AM)
c according ICRP publication 110 (EURADOS-WG6 and WG12)

c EXTERNAL PART

1000 0 50 imp:p=0

C internal world

1010 256 -1.20479E-03 -50 20 #1030 imp:p=1

c 1030 60 -2.3 -30 imp:p=1

1030 60 -2.3 -30 3020 -3010 imp:p=1

c

c 1020 0 -30 imp:p=1

c voxel lattice box

2000 256 -1.20479E-03 -20 fill=257 imp:p=1

c the lattice

2010 256 -1.20479E-03 -10 lat=1 u=257 imp:p=1

fill=0:253 0:126 0:221

257 1856R 141 5R 257 246R 141 7R 257 245R

141 8R 257 244R 141 9R 257 243R 141 9R

257 243R 141 10R 257 242R 141 10R 257 243R

141 9R 257 244R 141 8R 257 245R 141 7R

257 246R 141 6R 257 247R 141 5R 257 248R

141 3R 257 1518R 141 3R 257 248R 141 6R

.....
10R 257 10029R

c adrenal left

1 43 -1.03 -50 u=1 imp:p=1 vol= 6.795

c adrenal right

2 43 -1.03 -50 u=2 imp:p=1 vol= 6.795

c ET1

3 45 -1.03 -50 u=3 imp:p=1 vol= 10.705

C ET2

4 45 -1.03 -50 u=4 imp:p=1 vol= 27.583

C oral mucosa

5 29 -1.05 -50 u=5 imp:p=1 vol= 29.264

c lips and cheeks

6 29 -1.05 -50 u=6 imp:p=1 vol= 4.859

c trachea

7 45 -1.03 -50 u=7 imp:p=1 vol= 9.718

c bronchi

8 45 -1.03 -50 u=8 imp:p=1 vol= 64.373

c

c b.v. head

9 28 -1.06 -50 u=9 imp:p=1 vol= 0.804

c b.v. trunk

10 28 -1.06 -50 u=10 imp:p=1 vol= 256.506

c b.v. arm

11 28 -1.06 -50 u=11 imp:p=1 vol= 14.833

c b.v. legs

12 28 -1.06 -50 u=12 imp:p=1 vol= 78.329

c
c humeri u.h. cortical
 13 2 -1.92 -50 *u=13 imp:p=1 vol= 70.438*
c humeri u.h. spongiosa
 14 3 -1.205 -50 *u=14 imp:p=1 vol= 153.443*
c humeri u.h. medullar
 15 22 -0.98 -50 *u=15 imp:p=1 vol= 34.159*
c humeri l.h. cortical
 16 2 -1.92 -50 *u=16 imp:p=1 vol= 66.675*
c humeri l.h. spongiosa
 17 4 -1.108 -50 *u=17 imp:p=1 vol= 53.888*
c humeri l.h. medullar
 18 23 -0.98 -50 *u=18 imp:p=1 vol= 37.886*
c ulnae cortical
 19 2 -1.92 -50 *u=19 imp:p=1 vol= 141.022*
c ulnae spongiosa
 20 5 -1.108 -50 *u=20 imp:p=1 vol= 164.111*
c ulnae medullar
 21 24 -0.98 -50 *u=21 imp:p=1 vol= 23.126*
c hand cortical
 22 2 -1.92 -50 *u=22 imp:p=1 vol= 93.600*
c hand spongiosa
 23 6 -1.108 -50 *u=23 imp:p=1 vol= 125.933*
c claviculae cortical
 24 2 -1.92 -50 *u=24 imp:p=1 vol= 24.880*
c claviculae spongiosa
 25 7 -1.151 -50 *u=25 imp:p=1 vol= 46.106*
c cranium cortical
 26 2 -1.92 -50 *u=26 imp:p=1 vol= 293.114*
c cranium spongiosa
 27 8 -1.157 -50 *u=27 imp:p=1 vol= 389.637*
c femora u.h. cortical
 28 2 -1.92 -50 *u=28 imp:p=1 vol= 136.272*
c femora u.h. spongiosa
 29 9 -1.124 -50 *u=29 imp:p=1 vol= 419.960*
c femora u.h. medullar
 30 22 -0.98 -50 *u=30 imp:p=1 vol= 26.305*

c air
 140 53 -0.005005 -50 *u=140 imp:p=1 vol= 154.430*
c skin plus
 141 27 -1.09 -50 *u=141 imp:p=1 vol= 141.753*
c
c void
 257 0 -50 *u=257 imp:p=1*

c -----SURFACES -----
 50 s 27.1399 13.56995 88.8 400
c parallelepiped voxel
 20 rpp 0 54.2798 0 27.1399 0 177.6
c dimension of voxel in base
 10 rpp 0 0.2137 0 0.2137 0 0.8

c Cylinder-source of soil
30 *c/z* 27.1399 13.56995 300
3010 *pz* 0
3020 *pz* -20
1060 *pz* -1

mode p

C ----- *SOURCE* -----
sdef cell=1030 POS 27.1399 13.56995 -20.0 RAD=D1 EXT=D2
AXS=0 0 1 ERG=0.661 par=2

si1 300

sp1 -21 1

si2 20

sp2 -21 0

c FM 1.602E-10 is the conversion coefficients from MeV/g to Gy

c ----- *TALLIES* -----

c

fc6 adrenals

f6:p 1 2 *T*

c

fc16 air pathways

f16:p 3 4 5 6 7 8 *T*

c

fc26 blood

f26:p 9 10 11 12 *T*

c

fc36 skeleton and cartilages

f36:p 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30

31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44

45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 *T*

c

fc46 brain

f46:p 61

c

fc56 breasts

f56:p 62 63 64 65 *T*

c

fc66 eyes

f66:p 66 67 68 69 *T*

c

fc76 digestive tract (not contents, only walls)

f76:p 70 72 74 76 78 80 82 84 86 *T*

c

fc86 heart

f86:p 87 88 *T*

c

fc96 kidneys

f96:p 89 91 91 92 93 94 *T*

c

fc106 liver

f106:p 95

c

fc116 lungs
fl16:p 96 97 98 99 T
c
fc126 lymph tissue
fl26:p 100 101 102 103 104 105 T
c
fc136 muscle
fl36:p 106 107 108 109 T
c
fc146 oesophagus
fl46:p 110
c.....
c materials
c Air, Dry (near sea level)
m256 6000 -0.000124 7000 -0.755268 8000 -0.231781 18000 -0.012827c
m1 1000 -2.2 6000 -9.5 7000 -2.9 8000 -42.1 12000 -0.7
15000 -13.7 20000 -28.9
m2 1000 -3.6 6000 -15.9 7000 -4.2 8000 -44.8 11000 -0.3 12000 -0.2
15000 -9.4 16000 -0.3 20000 -21.3
m3 1000 -8.5 6000 -28.8 7000 -2.6 8000 -49.8 11000 -0.2 12000 -0.1
15000 -3.3 16000 -0.4 17000 -0.2 20000 -6.1
m4 1000 -9.7 6000 -43.9 7000 -1.7 8000 -38.1 11000 -0.2
15000 -2.1 16000 -0.3 17000 -0.1 20000 -3.9
m5 1000 -9.7 6000 -43.9 7000 -1.7 8000 -38.1 11000 -0.2
15000 -2.1 16000 -0.3 17000 -0.1 20000 -3.9
.....
m53 6000 -0.000124 7000 -0.755268 8000 -0.231781 18000 -0.012827
nps 1000000000

4 MESH FANTOMI

4.1 UVOD

Mesh fantomi su prvi put uvedeni u publikaciji ICRP 145, iz 2020 godine. Ova publikacija je predstavila novi koncept "mesh računarskih fantoma za odrasle" ili "MRCP" (Adult Mesh-type Reference Computational Phantoms). Osnovna ideja novih fantoma proizilazi iz prethodnih "referentnih voxel fantoma" koje je ICRP predstavila u Publikaciji 110, objavljenoj 2009. godine. Međutim, ICRP 145 je unapredila ovaj koncept tako što je voksel-tip referentnih računarskih fantoma preoblikovala u format visokog kvaliteta mreže-mesh. Mesh fantomi koriste složeniju reprezentaciju ljudskog tela koristeći mrežu tačaka, ivica i površina.

Uvažavajući ograničenja voksel fantoma, Komisija je formirala Radnu grupu 103 u okviru Komiteta 2 sa ciljem razvoja novih referentnih računarskih fantoma tipa mreže (MRCP) konvertovanjem postojećih referentnih fantoma voksel-tipa u format mreže visokog kvaliteta (Nguyen i dr., 2015; Kim i dr., 2016; Yeom i dr., 2016a,b; Kim i dr., 2017). Važno je napomenuti da se ovi fantomi mrežnog tipa, predstavljeni poligonskom mrežom (PM) ili tetraedarskom mrežom (TM) prema nameni, trenutno smatraju naprednim tipom računarskih fantoma. Mogu se direktno implementirati u Monte Carlo kodove za transport čestica (bez vokselizacije), zadržavajući sve prednosti mrežne geometrije u odnosu na voksel geometriju u Monte Carlo izračunavanjima doze (Kim i dr., 2011; Han i dr., 2013, 2015; Yeom i dr., 2013, 2014).

MRCP fantomi predstavljaju značajna poboljšanja u anatomiji tankih tkiva i obuhvataju sva izvorna i ciljna tkiva definisana od strane Komisije, uključujući dopunske stilizovane modele kao što su modeli definisani za disajne puteve, zidove organa digestivnog trakta i tankih slojeva ćelija, očno sočivo i bazalni sloj kože.

Dozni koeficijenti (DCs) za doze organa, efektivne doze i specifične apsorbovane frakcije (SAF) izračunate pomoću MRCP-a za spoljašnje i unutrašnje ozračivanje pokazuju da iako su uočene neke razlike za male strukture tkiva i za slabo prodorno zračenje, MRCP fantomi daju iste ili veoma slične vrednosti, koje su izračunate za voksel ICRP referentne fantome i dopunske stilizovane modele, za većinu tkiva i prodorno zračenje. Shodno tome, nije utvrđeno da se dozni koeficijenti za efektivnu dozu razlikuju. Dozni koeficijenti prema ICRP publikaciji 116 i SAF prema ICRP Publikaciji 133 stoga ostaju validni.

Pored veće anatomske tačnosti MRCP fantoma, oni su deformabilni i kao takvi mogu poslužiti kao polazna tačka za stvaranje fantoma raznih veličina i položaja tela za različite

primene, na primer, u retrospektivnom hitnom slučaju ili akcidentu za proračune doze. Kako bi se demonstrirala deformabilnost mesh fantoma, referentni fantomi su transformisani da bi se konstruisali nereferentni fantomi koji predstavljaju 10-ti i 90-ti procenat telesne visine i mase bele populacije. Konstruisani nereferentni fantomi su zatim korišćeni za izračunavanje nereferentnih doznih koeficijenata za industrijske radiografske izvore u blizini tela, koji se mogu koristiti za određivanje doza organa radnika koji su slučajno bili izloženi ovim izvorima zračenja, a koji odražavaju veličinu tela izloženog radnika. MRCP fantomi ove publikacije su takođe transformisani u fantome koji predstavljaju različite položaje (hodanje, sedenje, savijanje, klečanje i čučanje), koji su zatim korišćeni za procenu varijacija DC u odnosu na tradicionalni uspravni stojeći položaj.

4.2 POBOLJŠANJA REFERENTNIH FANTOMA TIPA MREŽE U ODNOSU NA REFERENTNE FANTOME VOKSEL TIPA ZA ODRASLE OSOBE

Većina organa i tkiva MRCP-ova odraslih osoba konstruisana je direktnom konverzijom referentnih fantoma prema ICRP Publikaciji 110 voksel tipa (ICRP, 2009) u mrežni format putem trodimenzionalnog prikaza površine i primenom specijalnih tehnika (Kim i dr., 2016). Tokom procesa konverzije, oblik svakog organa/tkiva mrežnog modela je usklađen sa voksel modelom, maksimizirajući geometrijsku sličnost između ova dva objekta, što se pratilo pomoću Dajsovog indeksa (DI) (Dice, 1945) i udaljenosti centra mase (CD). Direktna metoda konverzije takođe je korišćena za konstrukciju kostiju, osim za neke kosti kao što su kičma, kosti ruku i kosti stopala koje su konstruisane iz postojećih mrežnih modela visokog kvaliteta, opet praćenjem DI i CD. Detaljne informacije o konstrukciji skeletnog sistema mogu se pronaći u radu Yeom i dr., 2016b.

Referentne računске fantome voksel tipa za odrasle osobe opisane u Publikaciji 110 (ICRP, 2009) usvojili su ICRP i ICRU kao fantome za izračunavanje ICRP/ICRU referentnih DC-a u svrhu radiološke zaštite. Oni su digitalni 3D prikazi ljudske anatomije, konstruisani korišćenjem CT snimaka stvarnih ljudi. Fantomi su usklađeni sa informacijama datim u Publikaciji 89 (ICRP, 2002) o referentnim anatomskim parametrima Referentnog odraslog muškarca i žene. Voksel fantomi ICRP 110 su prikazani na sl. 4.1.

Iako pruža anatomske realističnije prikaze unutrašnje anatomije od starijeg tipa stilizovanih fantoma, referentni fantomi voksel tipa za odrasle imaju ograničenja zbog svoje rezolucije voksel, pa stoga neki organi i tkiva nisu mogli biti jasno predstavljeni ili nisu mogli biti prilagođeni njihovoj referentnoj masi zbog veoma malih dimenzija ili složene anatomske strukture.

U pokušaju da se prevaziđu ograničenja referentnih fantoma voksel tipa u vezi sa rezolucijom slike, napravljena su dalja poboljšanja u prikazivanju određenih organa i tkiva u meš fantomima odraslih opisanim u ICRP Publikaciji 145. Ova poboljšanja su sažeta u sledećim paragrafima.

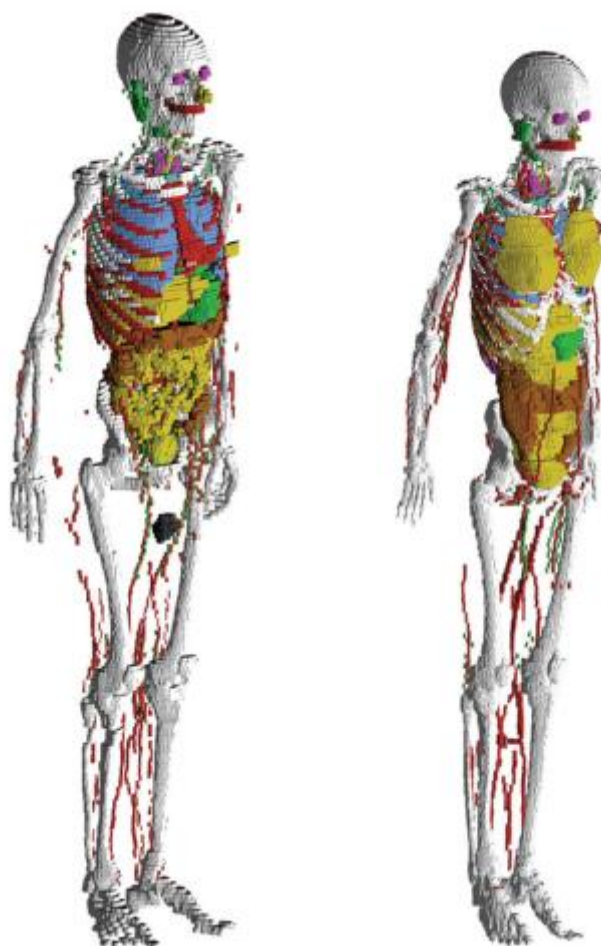
Koža referentnih fantoma voksel tipa je predstavljena jednim slojem voksel, uzimajući u obzir samo poprečne pravce, što rezultira diskontinuitetom prikaza kože između pojedinačnih poprečnih preseka. Ukupna masa kože fantoma je 13% i 18% veća u odnosu na referentne vrednosti za odrasle muškarce i žene. Kroz diskontinualne delove kože, zračenje koje pada pod

uglom različitom od nule u odnosu na poprečne preseke može direktno da dopre do unutrašnjih organa ili tkiva (npr. dojki, testisa i pljuvačnih žlezda), a da prethodno ne prodire kroz sloj kože. Ovo može dovesti do precenjivanja DC za slabo prodorna zračenja koja upadaju pod uglovima koji nisu normalni u odnosu na osu duž tela. Fantomi tipa mreže, MRRF, su potpuno obavijeni kožom, čija je ukupna masa u skladu sa referentnom vrednošću. Takođe su drugi organi i tkiva sa tankim strukturama tkiva (kao što su organi gastrointestinalnog trakta i obvojna kost) diskontinuirani kod referentnih fantoma voksel tipa; ovo pitanje je u potpunosti rešeno za mesh fantome.

Tanko crevo referentnih fantoma voksel tipa, pored toga što pokazuje diskontinualne delove, ne predstavlja u potpunosti njegovu složenu cevastu strukturu. Zbog toga su poboljšani modeli tankog creva ugrađeni u mesh fantome, pri čemu su modeli kreirani korišćenjem procedure zasnovane na Monte Carlo pristupu uzorkovanja (Yeom i dr., 2016a). Slično tome, detaljni modeli kičme (cervikalne, torakalne i lumbalne) i kostiju šake i stopala su ugrađeni u MRRF-e (Yeom i dr., 2016b).

Limfne žlezde referentnih fantoma voksel tipa su unete ručno na lokacijama navedenim u anatomskim udžbenicima (Brash i Jamieson, 1943; Möller i Reif, 1993, 1997; GEO kompakt, 2005) jer nisu mogli da budu identifikovani na originalnim CT snimcima. U mesh fantomima, limfni čvorovi su regenerisani pristupom modelovanja koji se koristi za porodicu fantoma Univerziteta Floride i Nacionalnog instituta za kancer (UF/NCI) (Lee i dr., 2013) na osnovu podataka o limfnim žlezdama prema Publikacijama 23, 66 i 89 (ICRP, 1975, 1994a, 2002).

Složena struktura *oka* nije mogla biti precizno predstavljena u referentnim fantomima voksel tipa zbog rezolucije slike. Stoga je detaljan model oka Behrens i dr. (2009) usvojen u Publikaciji 116 (ICRP, 2010), a DC-ovi sočiva iz Publikacije 116 su izračunati korišćenjem referentnih fantoma voksel tipa ili usvojenog modela oka, u zavisnosti od tipa zračenja, energije i geometrije ozračivanja. Da bi se izračunala apsorbirana doza očnog sočiva korišćenjem samo jednog antropomorfnog fantoma za svaki pol, detaljni model oka Behrens i dr. (2009) je ugrađen direktno u MRCP (Nguyen i dr., 2015).



Slika 4.1 Referentni fantomi tipa voksel referentnog odraslog muškarca (levo) i referentne odrasle žene (desno). Koža, mišići i masno tkivo nisu prikazani na ovoj slici

Komisija je preporučila da raspon od 50 do 100 μm ispod površine kože treba smatrati odgovarajućom dubinom za sloj bazalnih ćelija većine delova kože (ICRP, 1977, 2010, 2015). Radiosenzitivni sloj kože debljine 50 μm , međutim, ne može biti predstavljen u referentnim fantomima voksel tipa zbog njihove ograničene rezolucije voksel. DK-ovi kože iz Publikacije 116 (ICRP, 2010) za spoljašnju izlaganje su stoga izračunati izračunavanjem prosečne vrednosti apsorbirane doze na celoj koži fantoma. Ova aproksimacija je prihvatljiva za izračunavanje efektivne doze za prodorna zračenja, imajući u vidu malu vrednost tkivnog težinskog faktora kože ($w_T = 0.01$). Međutim, za slabo prodorna zračenja, kao što su alfa i beta čestice, ova aproksimacija dovodi do potcenjivanja ili precenjivanja doza ciljnog sloja ćelije kože. U koži MRRF-a, radiosenzitivni ciljni sloj debljine 50 μm je jasno definisan.

Slično tome, mikrometerske skale radioosetljivih tkiva i regija izvora za zadržavanje radionuklida u sistemima respiratornog i probavnog trakta, kao što je opisano u Publikacijama 66 i 100 (ICRP, 1994a, 2006), ne mogu biti predstavljene u referentnim fantomima voksel tipa.

Za izračunavanje SAF za naelektrisane čestice korišćeni su zasebni stilizovani modeli, koji opisuju organe respiratornog i probavnog trakta kao matematičke oblike (npr. sfera ili desni kružni cilindar) (ICRP, 1994a, 2006, 2016). U MRRF, uključene su ciljne i izvorne regije debljine mikrometara u sistemima probavnog i respiratornog trakta kako je opisano u Publikacijama 66 i 100 (ICRP, 1994a, 2006) (Kim i dr., 2017). Realistični modeli disajnih puteva pluća koji predstavljaju bronhijalne (BB) i bronhiolarne (bb) regije su takođe razvijeni i ugrađeni u MRRF, dok se u referentnim fantomima voksel tipa, bronhije ne mogu pratiti dalje od prve generacije grananja disajnih puteva (Kim i dr., 2017). Štaviše, bronhiole su premale da bi bile predstavljene u voksel fantomima.

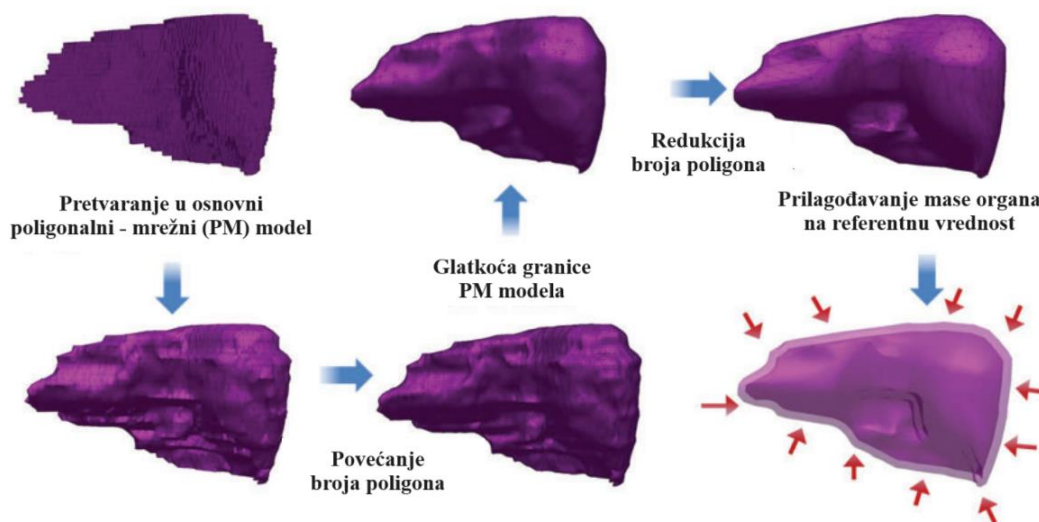
Ranije su se mase organa i tkiva kompjuterskih antropomorfnih fantoma (Lee i dr., 2007; ICRP, 2009; Yoem i dr., 2013) obično prilagođavale referentnim vrednostima navedenim u Tabeli 2.8 Publikacije 89 (ICRP, 2002). Međutim, ove mase odgovaraju samo masama parenhima organa/tkiva, dok bi optimalni dizajn fantoma obezbedio zapremine organa u skladu i sa parenhimom organa i sa mrežom krvnih sudova. Kod čoveka, s druge strane, veliki deo krvi se distribuira u malim sudovima i kapilarama unutar organa i tkiva, čime se neznatno povećavaju mase organa i tkiva unutar tela fantoma. Zbog ove okolnosti, ciljne mase tkiva/organa uključujući krv su korišćene za izračunavanje SAF prema Publikaciji 133 (ICRP, 2016). Da bi se ovo odrazilo u novim MRCP fantomima, mase organa i tkiva, kao i sastav tkiva su prilagođeni tako da uključuju sadržaj krvi u organima. Distribucija krvi među organima i tkivima izvedena je iz odgovarajućih referentnih proporcija zapremine krvi datih u Publikaciji 89 (ICRP, 2002) korišćenjem sličnog pristupa prema Publikaciji 133 (ICRP, 2016).

4.3 KONVERZIJA ODRASLIH REFERENTNIH FANTOMA VOKSEL TIPA U MESH FORMAT

4.3.1 Jednostavni organi i tkiva

Većina organa i tkiva u mesh fantomima je konstruisana direktnim pretvaranjem referentnih fantoma voksel tipa za odrasle u formatu poligonalne mreže (PM)) putem 3D površinskog pretvaranja i naknadnih postupaka dorade. Slika 4.2 šematski opisuje proceduru. Podaci u formi voxel fantoma su uvezeni u softver 3D-DOCTOR (Able Software Corp., Leksington, MA, SAD). Organi i tkiva su zatim konturisani korišćenjem softverske komande "Interactive Segmentation". Konture su konvertovane u osnovne PM modele pomoću komande "Surface Rendering". Ovi osnovni PM modeli, koji uglavnom pokazuju neke stepenaste površine sa defektima, prerađeni su u visokokvalitetne PM modele koristeći Rapidform (INUS Technology Inc., Seul, Koreja). Da bi se sačuvao originalni oblik tokom postupka dorade, broj površina je povećan primenom komande 'Subdivide' u programu.

PM modeli su postali glatki komandom "Smooth", a njihove rupe i defekti su eliminisani pomoću komandi "Fill Holes" i "Healing Wizard". Nakon toga, broj poligonalnih aspekata je smanjen na razuman broj primenom komande "Decimate" više puta. Konačno, prečišćeni PM modeli su prilagođeni da odgovaraju referentnim masama prema Publikaciji 89 (ICRP, 2002) pomoću komande "Deform". Za organe i tkiva uključujući unutrašnje strukture kao što su šuplji organi, rafinirani PM modeli su kopirani da bi se proizveli zasebni modeli za definisanje unutrašnjih struktura. Veličine modela unutrašnje strukture su zatim smanjene prilagođavanjem njihove zapremine tako da odgovaraju ciljnoj masi pomoću komandi "Offset" i "Deform". Za neke složene organe kao što je debelo crevo, vokseli su prvo pretvoreni u NURBS modele, a zatim u PM modele.



Slika 4.2 Postupak konverzije primenjen za većinu organa i tkiva

Važno je naglasiti da referentna vrednost za sadržaj jednjaka nije data u Publikaciji 89 (ICRP, 2002); fantomi iz Publikacije 110 (ICRP, 2009) ne uključuju sadržaj jednjaka, što onemogućava izračunavanje SAF-a za jednjak za zračenje koje emituje uneti radioaktivni materijal tokom prolaska kroz jednjak. U MRRF sadržaj jednjaka je dodat kao deo jednjaka, koji ima istu zapreminu kao stilizovani modeli u Publikaciji 100 (ICRP, 2006) (muški 22.0 cm³, ženski 20.4 cm³). Za ovu promenu, i dužina i prečnik originalnog jednjaka voksel tipa morali su da se povećaju za ~0.3 cm. Kao rezultat toga, smanjena je masa preostalog mekog tkiva (RST) kako bi se telesna masa ostala nepromenjena.

Prilikom uključivanja sadržaja jednjaka, ustanovljeno je da u fantomima Publikacije 110 (ICRP, 2009) jednjak dolazi u kontakt sa štitnom žlezdom i kod muških i kod ženskih fantoma, a štitna žlezda dolazi u kontakt sa timusom kod muških fantoma, što je anatomski nekorektno. Ovi organi su odvojeni kod MRRF-a.

Zbog ograničene rezolucije voksel originalnih referentnih računarskih fantoma voksel tipa, bilo je nemoguće pravilno segmentirati krv u plućima fantoma Publikacije 110 (ICRP, 2009). Shodno tome, masa krvi (muškarac 150 g, žena 101 g) je značajno manja od referentne vrednosti (muškarac 700 g, žena 530 g), a nesegmentirana krv je implicitno uključena u plućno tkivo (ICRP, 2009). U PM modelu pluća, segmentirana krv je uključena u plućno tkivo ponovnim izračunavanjem gustine i elementarnog sastava plućnog tkiva. Ovaj pristup povećao je gustinu pluća za 8.6% (muškarci) i 7.3% (žene). Ove promene nisu značajno uticale na izračunate apsorbovane doze u plućima.

Tokom procesa konverzije, PM modeli su prilagođeni voksel modelima, obavljen je monitoring dva indeksa koji pokazuju geometrijsku sličnost između dva data objekta. Prvi indeks koji je korišćen u procesu bio je Dice index (DI), koji jednostavno predstavlja deo preklapanja zapremine dva objekta (Dice, 1945). Za potvrdu uspešnog prilagođavanja, smatralo se da vrednost DI treba da bude >95% od Maksimalno Dostižnog Dice Index (MADI) za dati organ. Za dati organ MADI postoji zbog fundamentalne razlike u formatu geometrije (tj. voksel u odnosu na PM), koja je procenjena izračunavanjem vrednosti DI između PM modela koji se prilagođava i njegovog vokselizovanog modela sa istom rezolucijom vokselu kao u fantomima prema Publikaciji 110 (ICRP, 2009). Drugi indeks je centralno rastojanje (CR), što je rastojanje između težišta modela vokselu i odgovarajućeg PM modela. Smatralo se da CR vrednost treba da bude <0.5 mm za potvrdu uspešnog podešavanja.

CR vrednosti su bile <0.5 mm za sve organe i tkiva koja su konvertovana direktno iz voksel modela Publikacije 110 (ICRP, 2009). Vrednosti DI su bile veće od ciljnog DI (=95% MADI) za većinu organa i tkiva, ali je bilo nekih izuzetaka. Za jednjak, na primer, vrednost DI je bila manja od ciljne vrednosti DI jer je ukupna zapremina jednjaka PM modela namerno povećana da bi se uključio sadržaj jednjaka, kao što je već diskutovano. Nekoliko drugih organa i tkiva takođe je pokazalo niske vrednosti DI jer je konačna rezolucija vokselu dovela do prekida veze ovih organa u fantomima Publikacije 110. Za PM modele, odvojeni organ/tkivo je prvo spojen, a zatim podešen da bi se maksimalizovala vrednost DI. Nakon završetka konverzije, izračunat je dodatni indeks geometrijske sličnosti, Hausdorfova udaljenost (HD) (Hausdorff, 1918), koji je definisan kao:

$$HD = \max\left(\left(\overline{D}(A \cap B^c, B), \overline{D}(B \cap A^c, A)\right)\right)$$

$$\overline{D}(A, B) = \frac{1}{N_a} \sum_{a \in A} D(a, B) \quad , \quad (4.1)$$

gde je a tačka unutar objekta A , a $D(a, B)$ minimalno rastojanje od tačke a do drugog objekta B . Utvrđeno je da su HD vrednosti <2.5 mm za sve organe i tkiva i <1.2 mm za većinu slučajeva, što takođe ukazuje na veliku sličnost PM modela sa originalnim modelima vokselu.

4.3.2 Skeletni sistem

Većina kostiju [tj. kosti nadlaktice (humeri), kosti potkolenice (ulnae i radii), ključne kosti, kosti natkolenice (femora), kosti potkolenice (tibiae, fibulae i patelae), mandibula, karlica, lopatice, grudna kost, lobanja i rebra] su proizvedeni korišćenjem iste procedure konverzije koja se koristi za organe i tkiva jedne regije, kao što je gore pokazano za jetru. Za kičmu (cervikalni, grudni i lumbalni deo), koja je veoma komplikovana struktura tkiva, set

postojećih visokokvalitetnih PM modela proizvedenih od serijski podeljenih kolor fotografskih snimaka leševa (Park i dr., 2005) preuzet je i prilagođen voksel modelima, uz praćenje i DI i CD vrednosti. Slično, za ruke i stopala, usvojen je set visokokvalitetnih PM modela proizvedenih iz mikro-CT podataka leševa (<http://dk.kisti.re.kr>); ovi modeli nisu prilagođeni modelima vokselu, već su jednostavno prikazani u razmeri da odgovaraju ciljnim masama i zatim postavljeni na krajeve ruku i nogu MRRF-a. Kod ženskih fantoma u Publikaciji 110 (ICRP, 2009), stopala su nagnuta (jer je originalni subjekat snimljen pod CT u ležećem položaju). Kod MRRF, stopala su ponovo orijentisana u ravan, stojeći položaj kao što se vidi kod muškog fantoma u Publikaciji 110.

Kod fantoma iz Publikacije 110 (ICRP, 2009), hrskavica nije bila u potpunosti segmentirana, uglavnom zbog niskog kontrasta u originalnim CT podacima. Kod MRRF-a, rebarna hrskavica i međupršljenski diskovi su takođe modelovani prema metodi korišćenoj za konstrukciju UF/NCI fantoma (Lee i dr., 2010). Da bi se održala referentna masa hrskavice, preostala hrskavica je jednostavno uključena u RST. Strogo govoreći, ovaj pristup je podjednako netačan kao i pristup korišćen za fantome u Publikaciji 110 u kojima je nesegmentirana hrskavica uključena u regije spongioze (poroznih kosti). Međutim, sadašnji pristup je dozimetrijski prihvatljiviji, s obzirom na to da su gustina i efektivni atomski broj hrskavice bliski onima mekih tkiva i da hrskavica nije ni tkivo osetljivo na zračenje niti čest izvor za unutrašnju dozimetriju; tačna lokacija i distribucija preostale hrskavice stoga nije važna sa dozimetrijskog stanovišta.

Sakrumu (krstima) ženskog fantoma iz Publikacije 110 (ICRP, 2009) nedostaje kortikalna kost zbog ograničenja sa rezolucijom vokselu; dakle, kortikalna kost je dodata sakrumu (krstima) ženskog fantoma, pod pretpostavkom da je udeo mase ženske kortikalne kosti identičan onoj kod muškaraca. Da bi se ukupna kortikalna koštana masa održala nepromenjena, kortikalna kost ženskih kostiju potkolenice je smanjena s obzirom na to da je udeo kortikalne koštane mase ženskih kostiju potkolenice (19%) značajno veći od kostiju potkolenice kod muškaraca (12%). Detaljnije informacije o konverziji skeleta mogu se naći u Yeom i dr. (2016b).

U skeletnom sistemu, mikrometarske strukture ciljnog skeletnog tkiva (tj. aktivne koštane srži i skeletnog endosteuma) nisu modelirane i, stoga, doza za ova skeletna tkiva treba da se izračuna pomoću fluence-to-dose (fluens prema dozi) funkcije odgovora, kao što su oni predstavljeni i opisani u Aneksima D i E Publikacije 116 (ICRP, 2010).

4.3.3 Tanko crevo

Tanko crevo nije bilo precizno predstavljeno u Publikaciji 110 (ICRP, 2009), uglavnom zato što se njegova složena cevasta struktura nije jasno razlikovala u originalnim CT podacima poprečnog preseka, a njegovo modelovanje je bilo ograničeno zbog konačne rezolucija voksela. Shodno tome, korišćena je namenska procedura i kompjuterski program za generisanje modela tankog creva u MRRF (Yoem i dr., 2016a). Prvo, površinski okvir, koji u potpunosti obuhvata originalni model voksela tankog creva, konstruisan je korišćenjem algoritma oblika alfa (Edelsbrunner i dr., 1983). Zatim, namenski kompjuterski program razvijen u C++-u je korišćen za generisanje prolazne linije tankog creva koristeći Monte Carlo pristup uzorkovanja. Uz liniju prolaza, generisan je model tankog creva PM formata, čije su mase zida i sadržaja usklađene sa referentnim vrednostima datim u Publikaciji 89 (ICRP, 2002). Navedeni postupak je ponovljen da bi se proizvelo 1000 različitih modela tankog creva, pri čemu je izabran najbolji model s obzirom na njegovu geometrijsku i dozimetrijsku sličnost. Detaljnije informacije o konstrukciji modela tankog creva mogu se naći u Yoem i dr. (2016a). Najbolji model je odabran uzimajući u obzir koliko je blizak stvarnom obliku i strukturi tankog creva, kao i koliko se dozimetrijski podaci modela podudaraju sa referentnim vrednostima.

4.3.4 Limfne žlezde

Limfni čvorovi fantoma iz Publikacije 110 (ICRP, 2009) nisu mogli da se konvertuju direktno u PM format zbog njihove složenosti i prirode raspoređenosti u telu. Limfni čvorovi u PM formatu su stoga generisani korišćenjem sličnog pristupa modeliranju koji se koristi za generisanje limfnih čvorova u UF/NCI fantomima (Lee i dr., 2013) na osnovu podataka o limfnim čvorovima, koji su izvedeni prema podacima Publikacija 23, 66 i 89 (ICRP, 1975, 1994a, 2002). Dobijeni podaci o limfnim čvorovima su u skladu sa vrednostima usvojenim za proračune iz Publikacije 133 (ICRP, 2016). Za generisanje limfnih čvorova razvijen je namenski kompjuterski program prema određenoj proceduri. Program prvo učitava početne podatke: (1) podatke PM fantoma; (2) PM podaci sa jednim čvorom; (3) prečnik čvora; (4) koordinate mesta limfnih čvorova; (5) prečnici sfernih klastera za lokacije; i (6) brojevi čvorova specifični za lokaciju. Zatim se generišu limfni čvorovi koji nasumično zadovoljavaju sledeća dva kriterijuma: (1) čvor treba da bude smešten unutar odgovarajuće sfere klastera; i (2) čvor ne bi trebalo da se preklapa sa drugim organima i tkivima, ili prethodno generisanim čvorovima. Postupak se ponavlja sve dok broj generisanih čvorova ne dostigne unapred definisani broj.

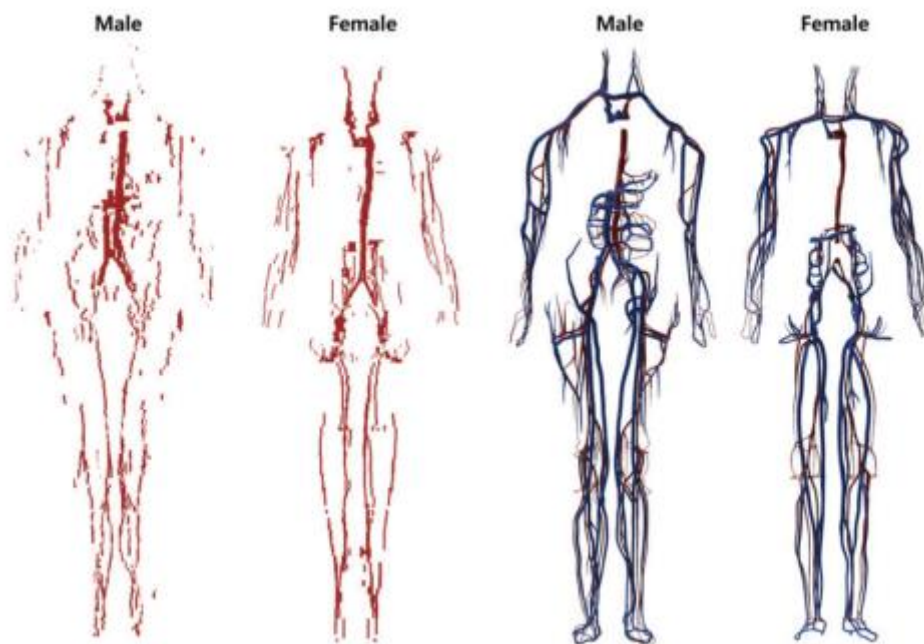
4.3.5 Oči

Fantomi iz Publikacije 110 (ICRP, 2009), zbog svojih veličina vokseli od nekoliko milimetara, ne predstavljaju pravilno detaljnu strukturu oka. Dozni koeficijenti DC sočiva prema Publikaciji 116 (ICRP, 2010) za idealizovano izlaganje zračenju su izračunati korišćenjem fantoma iz Publikacije 110 ili detaljnog stilizovanog modela oka koji su razvili Behrens i dr. (2009), u zavisnosti od vrste zračenja, energije i geometrije zračenja. Da bi izbegli ovu situaciju, detaljan model oka Behrens i dr. (2009) je ugrađen direktno u muške i ženske mesh fantome. Prvo, koristeći geometrijske informacije detaljnog modela oka Behrens i dr., proizveden je model oka NURBS-formata, a zatim konvertovan u PM format. Nedostaci u konvertovanom modelu su popravljani korišćenjem specijalnih funkcija Rapidform (INUS Technology Inc.). Na kraju, model oka PM postavljen je u mesh fantome, u položaj koji odgovara centru masa oka fantoma iz Publikacije 110. Detaljnije informacije o modelu oka mogu se naći u Nguyen i dr. (2015).

4.3.6 Krv u velikim krvnim sudovima

Samo krv u velikim krvnim sudovima je modelovana u fantomima iz Publikacije 110 (ICRP, 2009), opet zbog ograničene rezolucije originalnih podataka CT slike (debljine preseka od 8 i 5 mm za muške i ženske fantome). Shodno tome, masa segmentirane krvi kod fantoma Publikacije 110 (muškarci 371 g, žene 384 g) je značajno manja od odgovarajućih referentnih vrednosti (muškarci 1344 g, žene 984 g). Ovo pitanje je obrađeno u MRRF-ima. Za MRRF-ove, prvo, krv velikih krvnih sudova je konvertovana u PM format, čija je masa zatim usklađena sa referentnom vrednošću. Za ovaj korak, krvni modeli fantoma iz Publikacije 110 su prvo pretvoreni u primitivne PM modele korišćenjem metode površinskog prikazivanja u 3D-DOCTOR (Able Software Corp.). Zatim su linije konture pažljivo generisane duž krvnih prolaza identifikovanih u primarnim modelima PM korišćenjem komande "Section" iz Rhinoceros alata (Robert McNeel & Associates, Seattle, VA, USA). Generisane konturne linije su zatim korišćene za generisanje NURBS površina korišćenjem "Loft" komande softvera. Konačno, NURBS površine su konvertovane u PM format pomoću komande "Mesh". U MRRF-ovima, preostali deo krvi u manjim krvnim sudovima modeliran je ručno pomoću NURBS alata za modeliranje Rhinoceros, pozivajući se na visokokvalitetne 3D modele krvi koje je obezbedio BioDigital (<https://www.biodigital.com>). Modelirane NURBS površine su konvertovane u PM format, a zatim su konvertovani PM modeli povezani sa PM modelima krvi u velikim sudovima koristeći komandu "Union" kompanije Rapidform (INUS Technology Inc.). Konačno, kombinovani PM modeli su prilagođeni tako da odgovaraju referentnim

vrednostima korišćenjem “Deform” komande softvera. Slika 4.3 prikazuje razvijene PM modele krvi, zajedno sa modelom krvi voksel fantoma iz Publikacije 110. Mreža krvnih sudova unutar organa nije modelovana u fantomima; to jest, krv u velikim sudovima se zaustavlja na površini organa, pod pretpostavkom da je krv unutar organa homogeno pomešana sa tkivom organa.



Slika 4.3 Krv u velikim sudovima fantoma iz publikacije 110 (ICRP, 2009) (levo) i referentnih računarskih mesh fantoma (MRCP) (desno). U MRCP-ovima, crvena boja ukazuje na krv u velikim arterijama, a plava boja na krv u velikim venama.

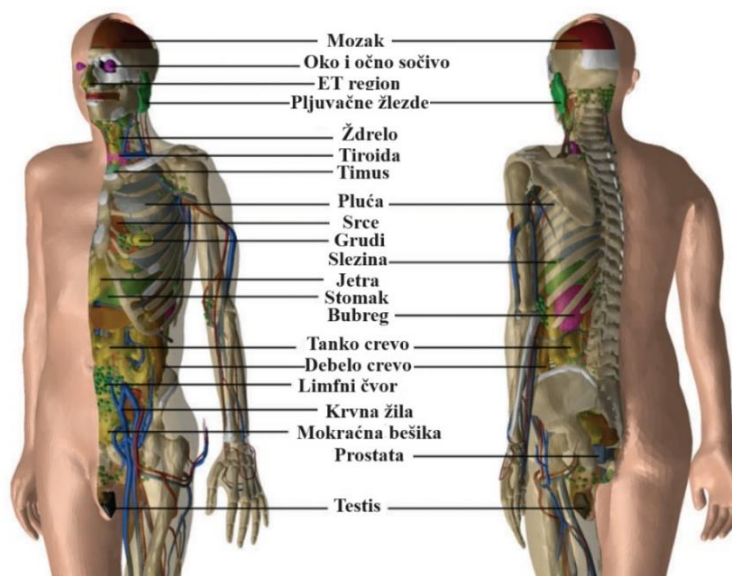
4.3.7 Mišići

(48) Mišić PM modela je konstruisan posle završetka svih unutrašnjih organa i tkiva. Većina mišića (tj. trup, ruke i noge) konstruisana je direktnom konverzijom i prečišćavanjem, dok su ostali složeni delovi (tj. glava, šake i stopala) konstruisani pristupom modeliranja. Za oblikovanje, uključena je serija intenzivnog rada na prečišćavanju kako bi se eliminisali nedostaci i problemi preklapanja sa drugim organima i tkivima koristeći Rapidform alate za prečišćavanje (INUS Technology Inc.). Pored toga, zadnja strana mišića (leđa, kuk i potkolenica), koja je bila spljoštena kod fantoma prema Publikaciji 110 (ICRP, 2009) zbog ležećeg položaja osobe koja je prvobitno snimljena pod CT-om, je preoblikovana kako bi se proizvelo mišićni oblik prisutan kod osobe koja stoji.

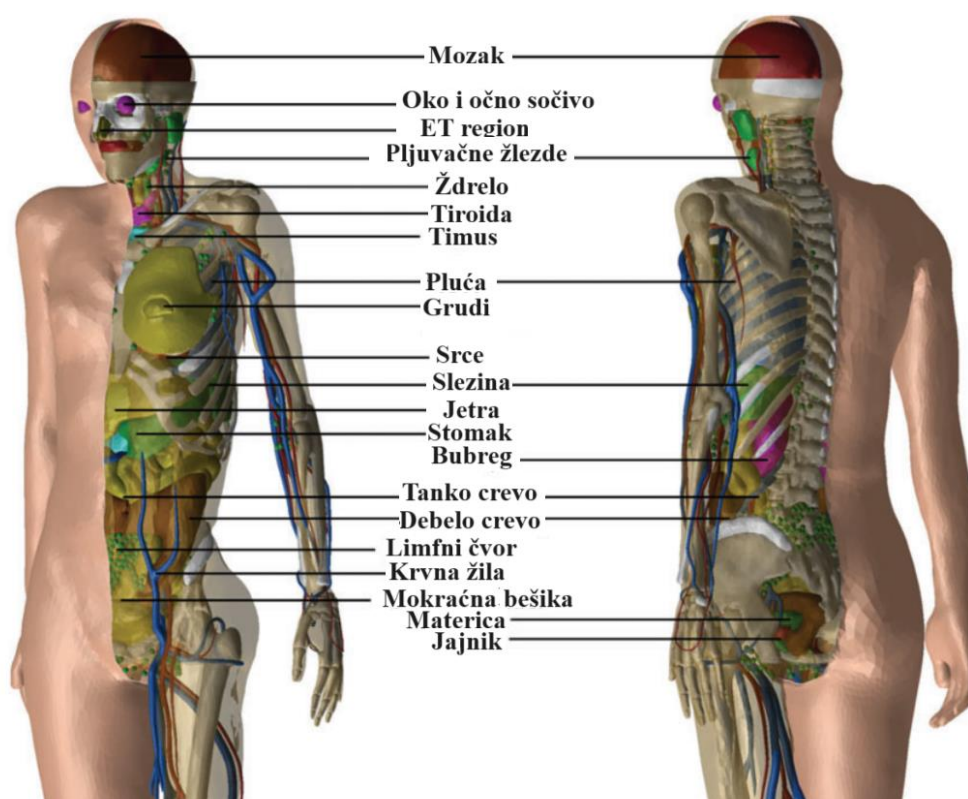
4.4 OPIS REFERENTNIH FANTOMA MESH TIP A ZA ODRASLE OSOBE

4.4.1 Opšte karakteristike fantoma

Slike 4.4 i 4.5 prikazuju MRRF odraslih muškaraca i žena. Visina i težina MRRF-a su u skladu sa referentnim vrednostima (muškarci 176 cm i 73 kg, žene 163 cm i 60 kg). Muški fantom se sastoji od 2.5 miliona trouglastih poligona u PM formatu i 8.2 miliona tetraedara u TM formatu. Ženski fantom se sastoji od 2.6 miliona trouglastih poligona u PM formatu i 8.6 miliona tetraedara u TM formatu. TM mesh fantoma su konvertovani direktno iz PM koristeći TetGen kod (Si, 2015). Mesh fantomi obuhvataju sve organe i tkiva osetljive na zračenje relevantne za procenu doze za izloženost jonizujućem zračenju u svrhe radiološke zaštite. Mikrometarske strukture aktivne koštane srži i skeletnog endosteuma nisu modelirane u MRRF-ima i stoga bi izračunavanje doza za ova skeletna tkiva trebalo da uključuje fluens-doza funkciju odgovora, kao što su one predstavljene u Publikacija 116 (ICRP, 2010). MRRF-i uključuju izvore i ciljne regije sočiva oka, kože, organa probavnog trakta, organa za disanje i mokraćne bešike debljine desetina mikrometara. Modeli plućnih disajnih puteva (koji predstavljaju različite grane i bronhija i bronhiola) proizvedeni u CSG formatu su ugrađeni u MRRF korišćenjem Geant4 koda (Agostinelli i dr., 2003) putem tehnike paralelne geometrije (Apostolakis i dr., 2008).



Slika 4.4 Mesh tip fantoma za odraslog muškarca



Slika 4.5 Mesh tip fantoma za odraslu ženu

Mase organa i tkiva MRRF-a odgovaraju referentnim vrednostima uključujući sadržaj krvi u okviru odstupanja od 0.1%.

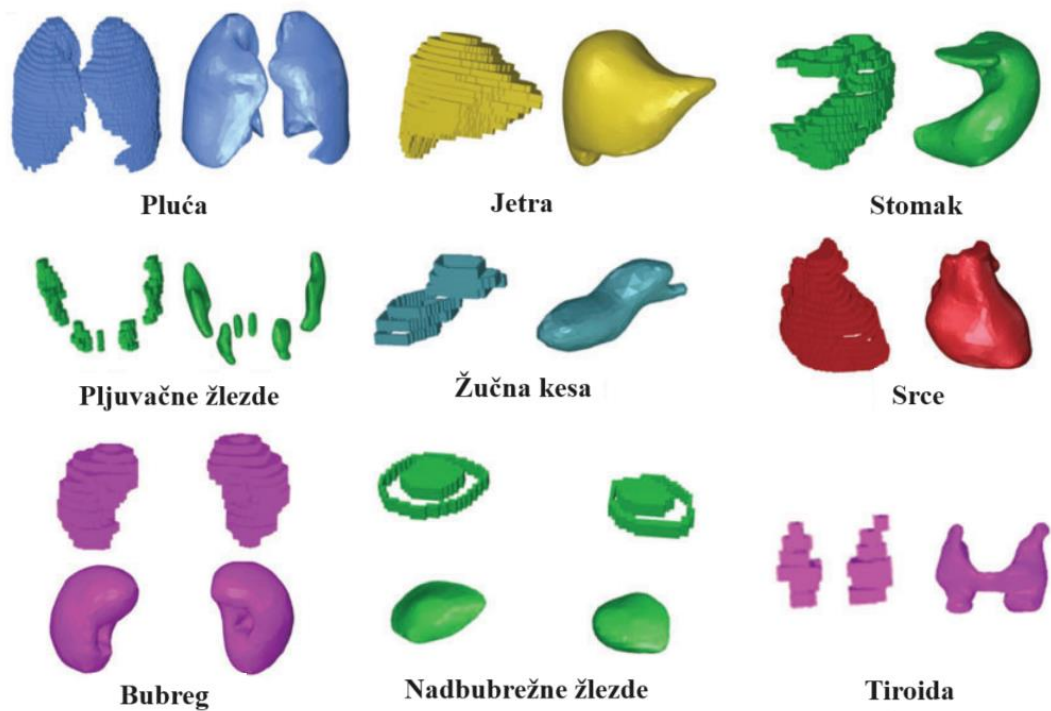
Za organe digestivnog i respiratornog trakta, vrednosti doze tankih ciljnih regija, zbog malih zapremina, imaju tendenciju da imaju veće statističke nesigurnosti u poređenju sa drugim organima. Za spoljašnje izlaganje prodornom zračenju (kao što su fotoni i neutroni), prostorni gradijenti apsorbovane doze su veoma mali, i stoga prosečna apsorbovana doza u tankoj ciljnoj regiji teži da bude bliska prosečnoj apsorbovanoj dozi u celokupnoj regiji organa. Stoga, za ove slučajeve izloženosti, preporučuje se da se za izračunavanje doze koristi ceo regija organa, a ne tanka ciljna regija, kako bi se uštedelo vreme izračunavanja.

Kada se radi o izloženosti spoljašnjem zračenju, poseban pristup je neophodan za organe kao što su koža i očno sočivo. Razlog tome su značajne razlike u dozama između tačno određenih delova ovih organa i celokupnih regija, čak i kada su u pitanju čestice poput fotona i neutrona. Ravnoteža naelektrisanih čestica nije dobro uspostavljena u ovim površinskim organima. Za proračun doze kože, vreme izračunavanja više nije problem pod pretpostavkom da je cela koža izložena polju upadnog zračenja. Za proračun doze očnog sočiva, vreme izračunavanja može se značajno smanjiti ako se pretpostavi da je samo glava fantoma izložena zračenju.

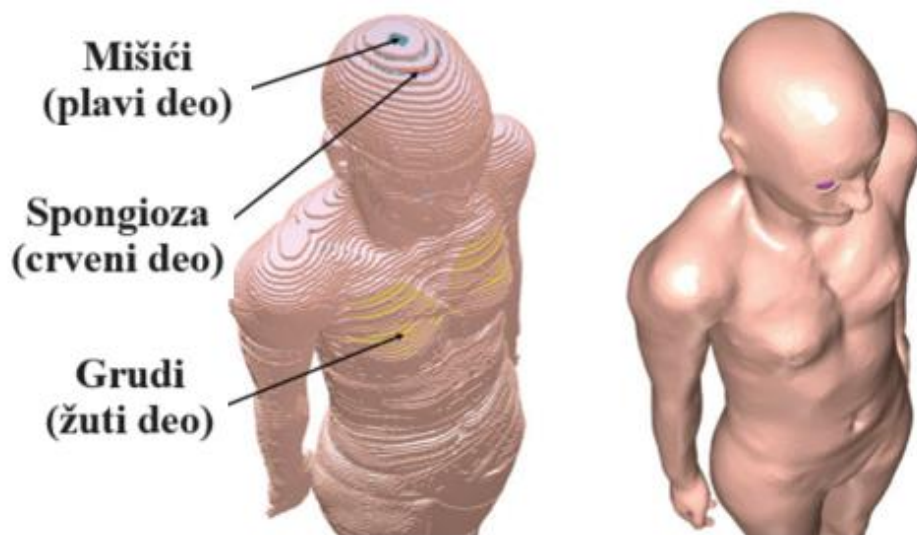
Tanke ciljne regije sistema digestivnog i respiratornog trakta i mokraćne bešike treba koristiti u proračunu doze za slučajevne unutrašnje izloženosti kada se podregije ovih organa (npr. sadržaj) smatraju izvornim regijama. Za ove proračune, vreme izračunavanja više nije problem s obzirom na slojevitu geometriju izvora i meta.

Za zračenje tzv. unakrsnom vatrom (npr. želudac, jetra), preporučuje se da se za izračunavanje doze koristi cela regija organa, a ne samo tanka ciljna regija, jer su gradijenti doze mali i biće ušteda u kompjuterskom vremenu. Za zračenje unakrsnom paljbom elektrona, može doći do značajnih odstupanja doza, u zavisnosti od energije elektrona i topologije organa, u kom slučaju se preporučuje korišćenje tanke ciljne regije.

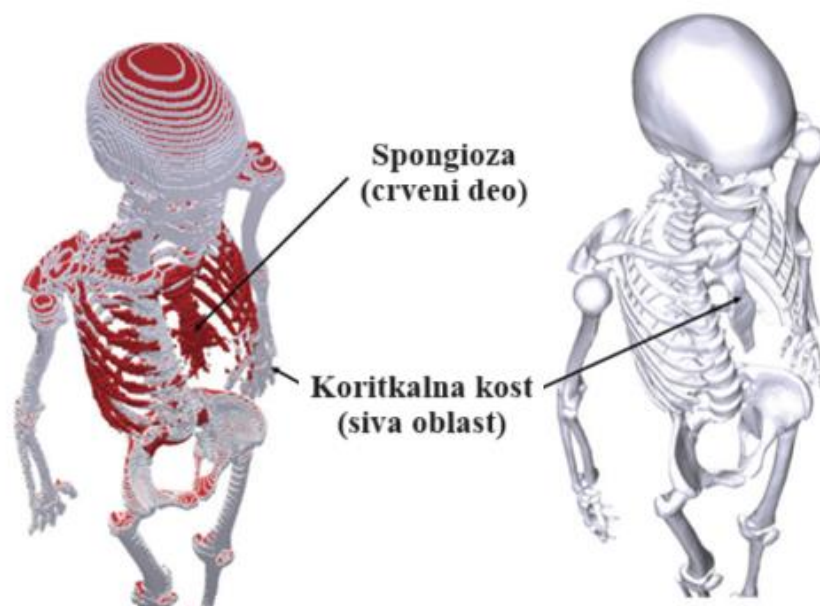
Mesh fantomi su prevazišli geometrijska ograničenja fantoma iz Publikacije 110 (ICRP, 2009) zbog ograničene rezolucije vokseli i prirode geometrije vokseli. Slika 4.6 prikazuje neke unutrašnje organe i tkiva muškog MRRF-a uz one muškog fantoma iz Publikacije 110. Može se videti da modeli vokseli pokazuju stepenaste površine, dok mrežasti modeli pokazuju glatke površine u svom 3D prikazu. Dodatno, diskontinuirana struktura šupljih organa fantoma iz Publikacije 110 je u potpunosti obrađena kod MRRF. Slika 4.7 prikazuje ženski mesh i ženski voksel ICRP fantom. Može se videti da fantomi iz Publikacije 110 nisu u potpunosti pokriveni kožom, pokazujući mnoge rupe i nekoliko radioosetljivih organa i tkiva (kao što su grudi i mišići). S druge strane, mesh fantomi su potpuno zatvoreni kožom; ovo poboljšanje će sprečiti značajna preceñjivanja DC za ove organe i tkiva za specifične situacije spoljašnje izloženosti slabo prodornom zračenju. Slično, spongioza i medularna šupljina voksel ICRP fantoma nisu u potpunosti zatvorene kortikalnom kosti; ovo ograničenje je takođe obrađeno kod MRRF, kao što je prikazano na sl. 4.8. Mesh fantom prikazuje samo kortikalnu kost (sivi deo) koja u potpunosti obuhvata unutrašnje strukture (spongiozu i medularnu šupljinu).



Slika 4.6 Poređenje organa i tkiva muškog fantoma mesh tipa sa voksel fantomom muškog pola iz Publikacije 110 (ICRP, 2009)



Slika 4.7 Ženski fantom (levo) prema Publikaciji 110 (ICRP, 2009) i ženski fantom mesh tipa (desno): mišić (plavo-zeleni deo), spongioza (crveni deo) i grudi (žuti deo) u Publikaciji 110



Slika 4.8 Skeletni sistem prema Publikaciji 110 (ICRP, 2009) za ženski fantom (levo) i ženski fantom mesh tipa (desno): spongioza (crveni deo) i kortikalna kost (sivi deo)

4.4.2 Poređenje geometrijske sličnosti sa referentnim fantomima voksel tipa

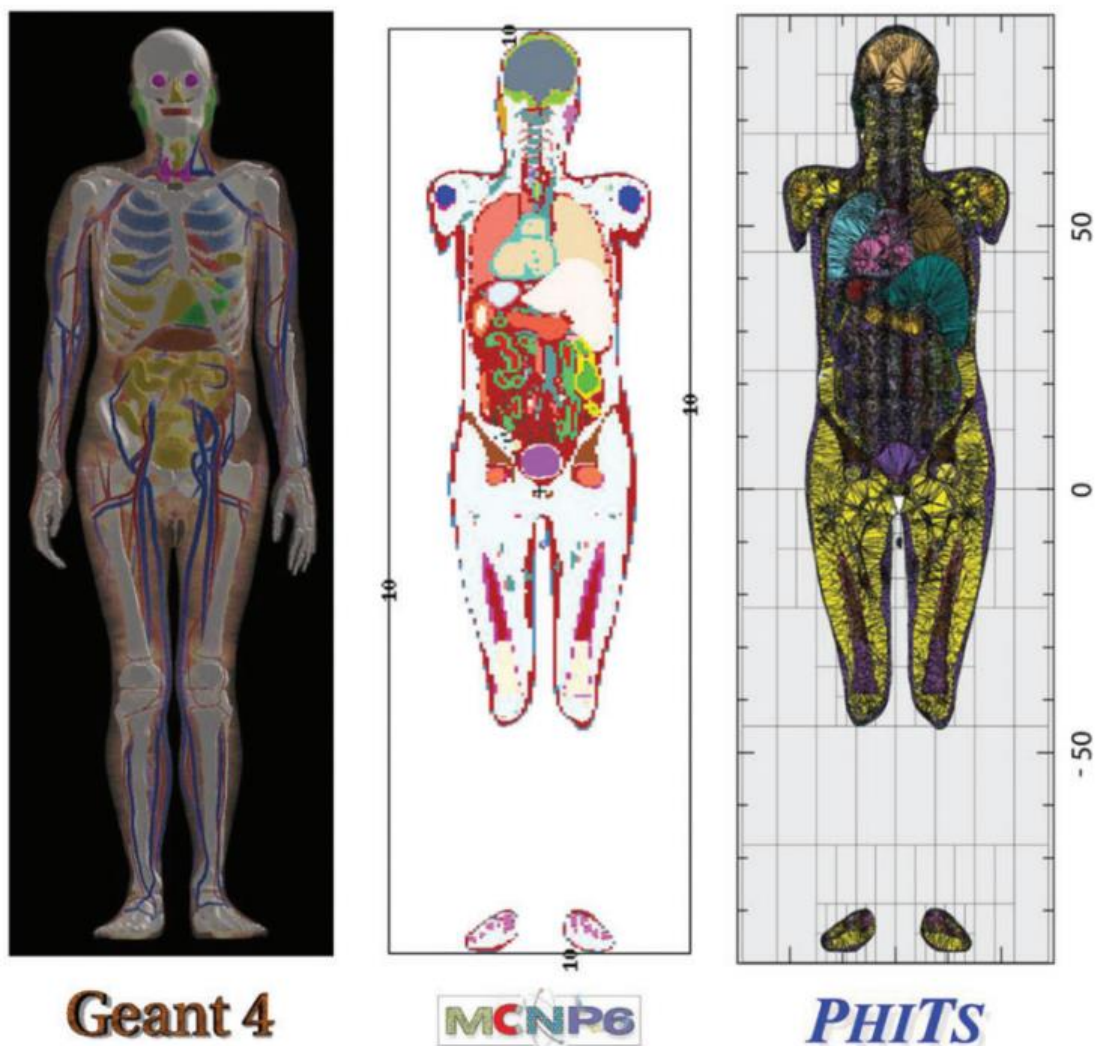
Da bi se utvrdila geometrijska sličnost između MRRF i referentnih fantoma voksel tipa za odrasle, procenjene su vrednosti DI, CD i HD za organe i tkiva između ovih fantoma. Dobijeni rezultati poređenja pokazuju dobru geometrijsku sličnost uopšte između MRRF i fantoma iz Publikacije 110 (ICRP, 2009).

Bilo je, međutim, relativno velikih razlika za neke organe i tkiva. Na primer, ženska kost šake pokazala je najveću različitost; Vrednosti DI, CD i HD bile su 0.13, 27.8 mm i 15.6 mm. Ovako velike razlike su uglavnom zbog dva razloga: (1) organi i tkiva kao što su kičma, šake, stopala i tanko crevo nisu mogli da se konvertuju direktno iz voksel modela, pa su stoga konstruisani pristupom modeliranja; i (2) organi i tkiva kao što su rebra, jetra, slezina i bubrezi su značajno prilagođeni kako bi uključili sadržaj krvi, uprkos činjenici da su ovi organi uglavnom oblikovani metodom direktne konverzije.

ODD-ovi i CLD-ovi MRRF su takođe upoređeni sa fantomima iz Publikacije 110 (ICRP, 2009), kao što je prikazano u aneksima E i F. ODD-ovi predstavljaju dubinu organa ispod površine tela, koja uglavnom utiče na izračunavanje spoljašnje doze, a CLD-ovi predstavljaju rastojanje između ciljnih i izvornih organa/tkiva, što uglavnom utiče na izračunavanje unutrašnje doze. Rezultati poređenja su pokazali da su ODD-ovi i CLD-ovi MRRF generalno u dobroj saglasnosti sa fantomima iz Publikacije 110 za većinu organa i tkiva, uprkos činjenici da su MRRF prilagođeni za uključivanje sadržaja krvi.

Rezultati poređenja geometrijske sličnosti ukazuju na to da mesh fantomii verno prikazuju originalni oblik i lokaciju organa i tkiva fantoma iz Publikacije 110 (ICRP, 2009), te da se stoga može očekivati da će obezbediti slične vrednosti doze za prodorno zračenje pri spoljašnjem i pri unutrašnjem izlaganju.

Većina glavnih Monte Carlo simulacionih softvera opšte namene kao što su GEANT4, MCNP6 i PHITS mogu direktno da implementiraju PM ili TM geometrije, a takodje i mesh fantome, kao što je prikazano na sl. 4.9.



Slika 4.9 Odrasli muški računarski model mesh tipa implementiran u GEANT4 (levo), MCNP6 (sredina) i PHITS (desno)

4.4.3 Poređenje doznih koeficijenata

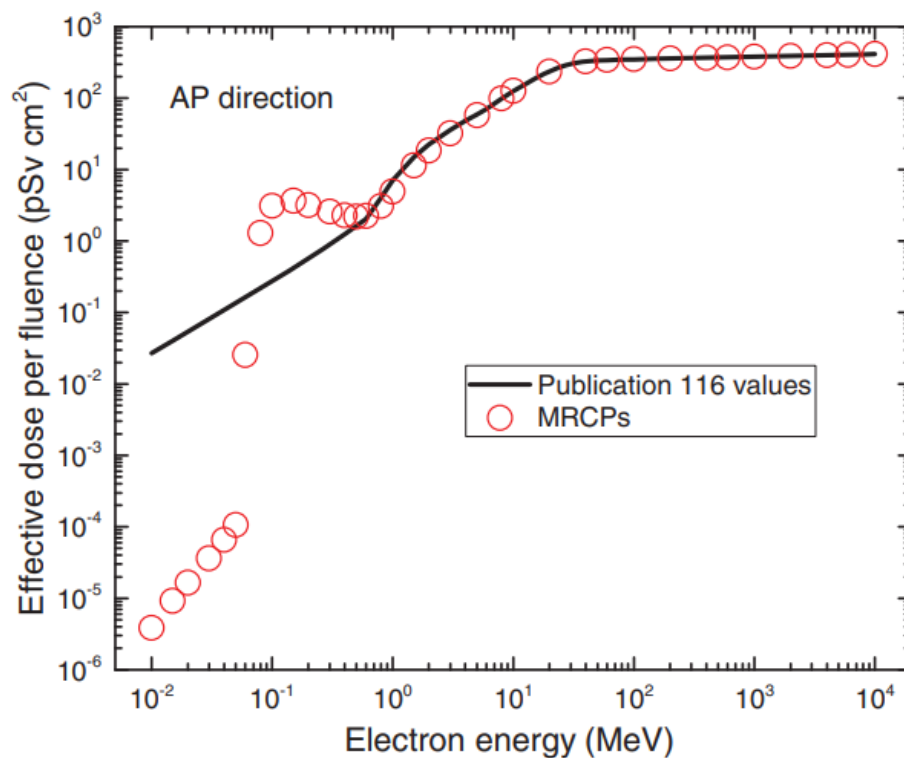
U cilju procene uticaja odraslih mesh fantoma na izračunavanje doze, DC su izračunati za neke odabrane slučajeve spoljašnjeg i unutrašnjeg izlaganja, i upoređeni sa trenutnim referentnim vrednostima u Publikacijama 116 i 133 (ICRP, 2010, 2016) koje su proizvedene koristeći ICRP

voksel i stilizovane modele koji su korišćeni u prethodnim publikacijama (ICRP, 1994, 2006, 2015, 2016, 2017). Za spoljašnje izlaganje, efektivni DC efektivne doze po fluensu (u $pSv \cdot cm^2$) izračunati su za monoenergetske široke paralelne snopove fotona, neutrona, elektrona i jona helijuma za iste geometrije ozračivanja koje su razmatrane u Publikaciji 116 (ICRP, 2010). Za unutrašnje izlaganje, izračunate su efektivne doze za fotone i elektrone za odabrane izvore/organe tkiva: kortikalna kost, jetra, pluća i tiroida.

Rezultati izračunavanja su pokazali da su MRCP, za fotone i neutrone, težili da pruže veoma slične vrednosti DC za doze organa/tkiva i efektivne doze u poređenju sa referentnim vrednostima u Publikacijama 116 i 133 (ICRP, 2010, 2016) kako za spoljašnje, tako i za unutrašnje izlaganje. Razlike u efektivnim dozama, najvažnijoj zaštitnoj veličini, bile su čak manje od razlika u dozama organa/tkiva. Na primer, za fotone, sa nekim izuzecima pri niskim energijama (<0.03 MeV), razlike u efektivnoj dozi su bile manje od 2% za spoljašnje izlaganje i manje od 5% za unutrašnje izlaganje. Za neutrone, kod kojih su razmatrana samo spoljašnja izlaganja, razlike su bile veće zbog različitih Monte Carlo kodova koji su korišćeni u izračunavanjima, ali su i dalje bile manje od 10% za većinu slučajeva spoljašnjeg izlaganja. Za naelektrisane čestice (npr. elektrone i jone helijuma), s druge strane, MRCP su su davali različite vrednosti u odnosu na DC za organe/tkiva i SAF iz Publikacija 116 i 133 kako za spoljašnje, tako i za unutrašnje izlaganje. Međutim, što se tiče efektivne doze, osim nekih izuzetaka, razlike generalno nisu bile veoma velike (tj. manje od oko 5% za većinu slučajeva kako za spoljašnje, tako i za unutrašnje izlaganje).

Izuzeci su pronađeni u rezultatima spoljašnjeg izlaganja elektronima (<1 MeV) i jonima helijuma (<10 MeV/u). Slika 4.11 prikazuje primer DC za izlaganje elektronima u AP (antero-posteriornoj) geometriji ozračivanja.

Može se primetiti da su efektivni DC MRCP veoma slični onima u Publikaciji 116 (ICRP, 2010) za energije veće od 1 MeV, ali za niže energije postoje velike razlike; maksimalna razlika je otprilike 7000 puta kod najniže energije. Ove razlike su uglavnom izazvane razlikama u DC kože, koje su uglavnom uzrokovane korišćenjem sloja kože debljine 50 mm u MRCP-ima. Treba napomenuti da fantomi u Publikaciji 110 (ICRP, 2009) nemaju sloj kože debljine 50 mm zbog rezolucije voxela reda milimetara; stoga su DC kože u Publikaciji 116 izračunati kao prosečna apsorbovana doza preko cele kože fantoma, umesto za tanak sloj ciljanog sloja kože.



Slika 4.10 Efektivna doza po fluensu ($\text{pSv}\cdot\text{cm}^2$) izračunata sa odraslim referentnim računarskim fantomima mesh tipa (MRCP) (crveni kružići) i vrednostima iz ICRP 116 (ICRP, 2010) (crna linija) za izlaganje elektronima u AP geometriji ozračivanja

5 MONTE CARLO PROGRAMI U ZAŠTITI OD ZRAČENJA

Proračun doza u organima ljudskog tela podrazumeva rad sa vrlo komplikovanim geometrijama. Analitički je nemoguće izračunati doze u organima ljudskog tela, čak i ako su uslovi ozračivanja vrlo precizno definisani (što često nije slučaj). Zato se koriste kompjuterski programi koji su u najvećem broju slučajeva zasnovani na metodama Monte Carlo (Sobolj, 1973; Ilić, 1991).

Monte Carlo metoda je proizvod rada istraživača u Los Alamosu za vreme Drugog svetskog rata. Pronalazak metode se generalno pripisuje von Neumannu, Ulamu, Fermiju, Metropolisu i Richtmyeru. Monte Carlo metod je postao dostupan javnosti 1949. godine kada su J. von Neumann i S. Ulam objavili monografiju „Monte Carlo Methods“. Od tada njegova primena se širi na veći broj oblasti, ali je i dalje najuspešniji tamo gde je prvobitno definisan, a to je u tretiranju (simuliranju) prolaza jonizujućih čestica kroz materiju. Metod je dobio ime po poznatom kockarskom gradu u Monaku, s obzirom da je rulet jedan od najjednostavnijih mehaničkih uređaja za generisanje slučajnih brojeva. Monte Carlo je numerički metod rešavanja složenih matematičkih, fizičkih, statističkih i drugih problema pomoću slučajnog izbora uzoraka. Monte Carlo metod temelji se na stohastici prirodnih procesa čija su stanja određena zakonima verovatnoće. Teorijske postavke o pojavama koje se tretiraju i raspodelama verovatnoće slučajnih veličina koje ih uslovljavaju čine osnovu primene Monte Carlo metoda za numeričke eksperimente.

Jedan od veoma značajnih segmenata Monte Carlo metoda je generisanje slučajnih brojeva. Pošto uspešnost primene ovog metoda zavisi od kvaliteta upotrebljenih slučajnih brojeva, velika pažnja se posvećuje matematičkim algoritmima za njihovo generisanje.

Uloga Monte Carlo simulacija je dobila na značaju sa razvojem računara. Tako se zajedno sa teorijom i eksperimentom, metod simulacija ravnopravno koristi pri rešavanju veoma komplikovanih naučnih problema.

Monte Carlo metod se danas primenjuje u planiranju i izvodjenju radioterapije, pri dizajniranju nuklearnih reaktora, za ispitivanje strukture polimera, proteina, metalnih i poluprovodničkih tankih slojeva itd.

Primena metoda Monte Carlo na računanje doza u ljudskom telu podrazumeva poznavanje interakcije zračenja i materije (u ovom slučaju tkiva).

Monte Carlo metode su specijalna tehnika za rešavanje problema u transportu zračenja, svih individualnih procesa interakcije, prateći istoriju svake čestice. Formira se trag svake pojedinačne čestice pri njenom prolasku kroz materijal i dobija se raspodela apsorbirane doze praćenjem većeg broja čestica. Međutim, ovaj pristup zahteva dugo računarsko vreme, zbog čega se koriste tehnike smanjivanja statističke greške (Variance reduction techniques) (Lux i Koblinger, 1991). Razvijeno je više različitih varijanti Monte Carlo metoda da bi se uračunale različite interakcije naelektrisanih i nanaelektrisanih čestica. Pored toga, koriste se različite aproksimacije za opisivanje nekih atomskih i nuklearnih procesa, na primer CSDA (continuous slowing-down) aproksimacija kontinualnog usporavanja ili Kerma aproksimacija.

Postoje mnogi softveri zasnovani na Monte Carlo metodi koji simuliraju transport zračenja i interakciju sa materijom. Neki od njih su dostupni komercijalno, dok su drugi besplatni ili se mogu dobiti na zahtev. Programi za simulaciju transporta čestica Monte Carlo tehnikama su suštinski alat koji se koristi u različitim oblastima istraživanja kao što su zaštita od zračenja, radiološka zaštita i medicinska fizika.

5.1 KARAKTERISTIKE NAJČEŠĆE KORIŠĆENIH MONTE CARLO PROGRAMA

GEANT (Geometry and tracking) (<https://geant4.web.cern.ch/node/1>). GEANT Monte Carlo kod je kreiran u CERN-u (European Organization for Nuclear Research) 1974. godine s ciljem proučavanja interakcije čestica u detektorima visokoenergetske fizike. Može simulirati različite vrste čestica u širokom energetsom rasponu. Moguće je simulirati fiziku interakcije fotona, elektrona, neutrona, protona, alfa čestica, neutrina, miona, mezona, jona i dr. GEANT4, verzija 10, može simulirati čestice u energetsom rasponu od 0.025 eV do 1 PeV (za mione). U niskom energetsom području, do 10 MeV, postoji važno unapređenje - proširenje GEANT4-DNA, koje može simulirati oštećenja na ćelijskom i DNK nivou, formiranje slobodnih radikala i biokemijske reakcije izazvane interakcijom jonizujućeg zračenja sa živim tkivom.

PENELOPE (Penetration and energy loss photons and electrons). PENELOPE kod je razvijen 1995. godine i distribuirao ga ENEA (European Nuclear Energy Agency). Razvili su ga Francesc Salvat, Maria Jose Fernandez-Varea i Josep Sempau. Može se primeniti za energije u rasponu od 50 eV do 1 GeV za fotone, elektrone i pozitrone

(<http://www.mcnpvised.com/visedtraining/penelope/penelope0.pdf>).

Model rasejanja usvojen u PENELOPE softveru daje pouzdan opis transporta zračenja u intervalu energija od 1 keV za fotone i 100 eV za elektrone i pozitrone do nekoliko stotina MeV-a, (Salvat i dr, 2003). PENELOPE generiše slučajni elektronsko-fotonski pljusak u kompleksnim materijalnim strukturama proizvoljnog broja različitih homogenih regiona (tela) određenog sastava. Pritom inkorporira model rasejanja kombinujući numeričke makroskopske efikasne preseke (ili zaustavne efikasne preseke) sa jednostavnim analitičkim diferencijalnim efikasnim presecima za različite interakcione mehanizme, (Salvat i dr., 2003).

Simulacija putanje elektrona i pozitrona se vrši korišćenjem mešanih algoritama klase II. Interakcije čestica zračenja sa medijumom možemo podeliti na tvrde (hard) i meke (soft), u zavisnosti od unapred zadatih parametara simulacije θ_c - WCC(M) i W_c - WCR(M) (Salvat i dr., 2003). θ_c i W_c predstavljaju ugao i graničnu energiju (cutoff) na osnovu koje se pravi razlika između tvrdih i mekih interakcija. Za vrednosti ugla rasejanja i energije koju čestica izgubi pri interakciji koje su veće od granične vrednosti parametara WCC(M) i WCR(M) interakcije se smatraju tvrdim, tj. tipa „hard“ i simuliraju se detaljno. I obratno, u pitanju su meki tj. „soft“ sudari koji se simuliraju metodama višestrukog rasejanja, (Salvat i dr., 2003). WCC(M) i WCR(M) parametri se definišu za svaki materijal, M . Postavljanjem

parametara na nulu vršimo detaljnu simulaciju, gde se svaka čestica prati korak po korak i simulira se svaka interakcija ponaosob. Na taj način se obezbeđuje visoka tačnost simulacije, ali se znatno produžava vreme proračuna i toši više računarskih resursa.

Individualni „tvrđi“ elastični sudari, „tvrđe“ neelastične interakcije i emisija „tvrđog“ zakročnog zračenja se simuliraju detaljno, napr. slučajnim generisanjem na osnovu odgovarajućih diferencijalnih efikasnih preseka. Putanja čestice između sukcesivnih „tvrđih“ interakcija ili između „tvrđe“ interakcije i prolaska interfejsa (površine koja deli dva medijuma različitih sastava) se generiše kao serija slobodnih putanja, (Salvat i dr., 2003). Kombinovani efekat „mekih“ interakcija koje se dešavaju duž sukcesivnih koraka putanje se simuliraju kao jedan „veštački“ događaj tipa „mekih“ interakcija, gde čestica gubi energiju i menja pravac kretanja. Prilikom interakcije čestica sa mediumom kroz koji se kreće može doći do stvaranja sekundarnih čestica. U tom slučaju početni parametri (vrsta čestice, energija, pravac kretanja i dr...) sekundarne čestice se pamte u memoriji računara. Kada se u potpunosti završi praćenje kretanja primarne čestice, tj. kada ona izgubi svu svoju energiju ili napusti sistem, prelazi se na simulaciju kretanja sekundarnih čestica koje je primarna proizvela (ukoliko ih ima). Početni parametri sekundarnih čestica se učitavaju iz memorije računara i na potpuno analogan način kao i u slučaju primarne čestice pristupa se njenom transportovanju, (Salvat i dr., 2003).

PENELOPE softver je strukturiran na taj način da se ukupna putanja čestice generiše kao niz segmenata putanje – slobodnih puteva; na kraju svakog slobodnog puta čestica trpi interakciju (sudar) gde gubi energiju, menja pravac kretanja i u određenim slučajevima proizvodi sekundarne čestice, (Salvat i dr., 2003).

EGSnrc (Electron gamma shower) (<https://www.osti.gov/biblio/6137659-egs4-code-system>). EGSnrc su unapređene verzije EGS-a koje su razvijene u SLAC (Stanford Linear Accelerator Center) National Accelerator Laboratory.

U Trstu je održana škola EGS-a u periodu od 18.-29. septembra 2017. [ICTP-IAEA Workshop on Monte Carlo Radiation Transport and Associated Data Needs for Medical Applications] na kojoj su autori ovog softvera prezentovali nove opcije i mogućnosti unapređene verzije ovog softvera pod nazivom EGSnrc. Unapređena verzija je kreirana 2000. godine i distribuirana je NRC (National Research Council). Verzija EGSnrc namenjena je za transport fotona, elektrona i pozitrona u rasponu energija od 1 keV do 10 GeV.

FOTELP je domaći softver, koji je razvio profesor dr Radovan Ilić, a koristi Monte Carlo tehnike za simulaciju transporta fotona, elektrona i pozitrona u proizvoljnoj 3D geometriji i svim materijalima u rasponu energija od 1 keV do 100 MeV. U novijoj verziji FOTELP-2018 ugrađen je potprogram PENGEOM iz PENELOPE koda.

Posebno je značajna novija modifikacija programa FOTELP pod nazivom FOTELP-VOX, zbog njene primene u radioterapiji. U okviru programa FOTELP-VOX, korisnicima se pruža mogućnost odabira između dva seta podataka za tkiva, jednog sa 11 i drugog sa 21 tkivom. Nakon definisanja geometrije pacijenta, pokreće se program AVOXMAT i softver priprema odabrano područje CT snimaka za simulaciju. Ovaj proces uključuje konverziju Hounsfield-ovih brojeva u indekse materijala pomoću fajla MATERIAL.DAT. Rezultati simulacije, odnosno deponovane doze u CT-definisanim vokselima, prikazuju se u fajlu REDOSE.TXT. Nakon završetka simulacije, programi DICVOX i VOXELVIEW čitaju ovu datoteku kako bi kreirali sliku anatomije, koristeći distribuciju doze slike normalizovanu na maksimum na svakom slajsu. Ovi vizuelni prikazi pružaju korisnicima dragocene uvide u raspodelu doza, olakšavajući analizu rezultata.

Program FOTELP se primenjuje u istraživanju dozimetrije, zaštite od zračenja, radioterapije, procene efikasnosti detektora i brojača, određivanja apsorbovane energije u delovima tela i slojevima mikroelektronike, i procene oštećenja objekata od zračenja i numeričkim eksperimentima sa pomenutim česticama (Ilic, 2002).

PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System) je višenamenski Monte Carlo softver koji simulira transport i interakciju hadrona, leptona i teških jona u proizvoljnoj trodimenzionalnoj geometriji (Iwase i dr., 2002. Niita i dr., 2006, 2010). U kodu PHITS, transport neutrona ispod 20 MeV je simuliran na način sličan onom koji se koristi u softveru MCNP4C (Briesmeister, 2000) i zasnovan je na procenjenim bibliotekama nuklearnih podataka. Za neutrone iznad 20 MeV i za protone, mezone i druge hadrone do 200 GeV, PHITS program koristi Jet AA mikroskopski transport (JAM) model (Nara i dr., 1999). JAM je hadronski kaskadni model, koji tretira sva utvrđena hadronska stanja uključujući rezonancije sa eksplicitnim spinom i izospinom, kao i njihove antičestice. Sudari jezgara su opisani simulacionim modelom JAERI Kvantum Molecular Dynamics (JKMD) (Niita i dr., 1995) za energije od 10 MeV/n do 100 GeV/n. Gubitak energije naelektrisanih čestica i jezgara izračunava se gustinom naelektrisanja materijala i impulsom čestice, uzimajući u obzir fluktuacije gubitka energije i ugaona odstupanja. Transport fotona i elektrona od 1 keV do 1 GeV se simulira na sličan način kao u MCNP4C softveru. PHITS ima sledeće mogućnosti: (1) obezbeđivanje dobre procene spektara sekundarnih čestica dobijenih od sudara nukleon-jezgro

i jezgro-jezgro korišćenjem JAM i JKMD modela; (2) određivanje energije naelektrisanih čestica emitovanih iz nuklearnih reakcija izazvanih niskoenergetskim neutronima korišćenjem režima generatora događaja (Ivamoto i dr., 2008; Niita i dr., 2008), umesto kerma aproksimacije i (3) procena gustine verovatnoće apsorbovane doze u smislu LET (Sato i dr., 2009). PHITS softver definiše geometriju proračunskog modela u smislu kombinatorne geometrije i opšte geometrije. Pored toga, dostupna je mogućnost za opisivanje ponovljene strukture i geometrije rešetke za definisanje trodimenzionalnih voksel fantoma; ima funkciju za crtanje dvodimenzionalnih i trodimenzionalnih figura geometrije kao i dobijenih rezultata korišćenjem grafičkog paketa ANGEL (Niita i dr., 2010).

PHITS (najnovija verzija 3.31) je kod za simulaciju transporta čestica Monte Carlo opšte namene koji se koristi u mnogim studijama u oblastima akceleratorne tehnologije, radioterapije, svemirskog zračenja, itd.

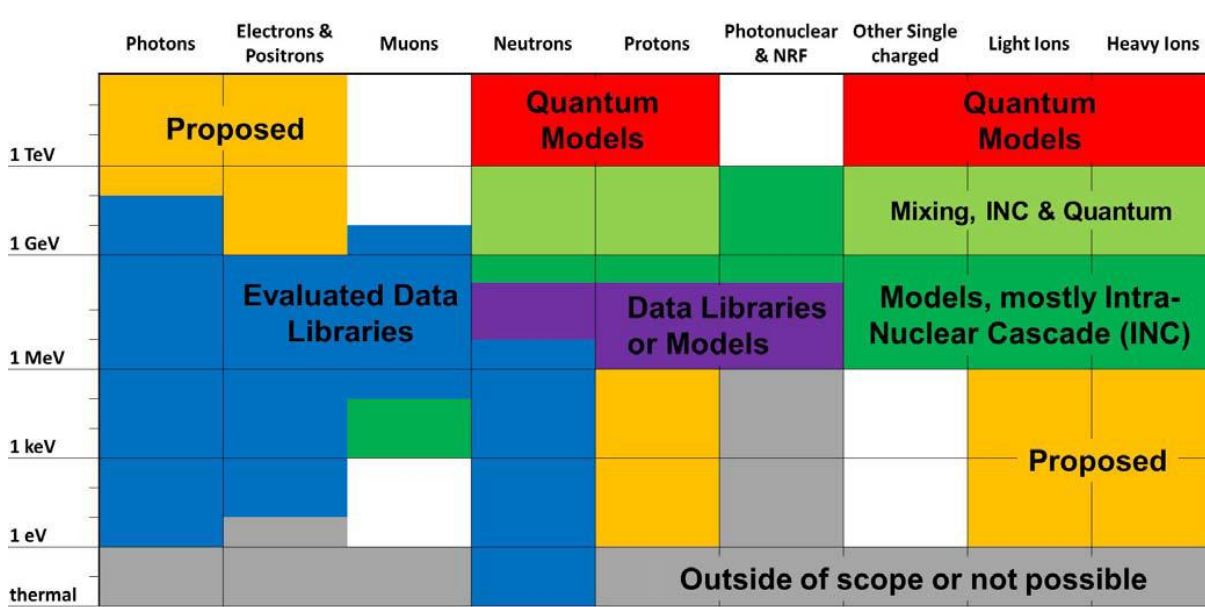
Celokupan sistemski sadržaj, kao što su izvorni kod i izvršne datoteke, biblioteke podataka i grafički paket, u potpunosti je integrisan u jedan paket i distribuiran je u mnoge zemlje preko Istraživačke organizacije za informacione nauke i tehnologiju (RIST), Banke podataka Agencije za nuklearnu energiju (OECD/NEA DB), Organizacije za ekonomsku saradnju i razvoj i Računskog centra za informacije o radijacionoj bezbednosti (RSICC).

Pored navedenih softvera, postoje i drugi koji se takođe često koriste: FLUKA, TRIPOLY, PenEasy itd.

5.2 KARAKTERISTIKE I PRIMENA MONTE CARLO MCNP PROGRAMA

U ovom radu korišćen je Monte Carlo MCNP softver, verzija 6.2. (Werner i dr., 2017, 2018). MCNP (Monte Carlo N-particle) potiče iz vremena Drugog svetskog rata i u razvoj programa je do devedesetih godina prošlog veka bilo utrošeno oko 500 istraživač-godina. Razvijen je u Los Alamos National Laboratory (LANL) u Sjedinjenim Američkim Državama i prvobitno je bio namenjen za simuliranje prostiranja neutrona i računanje kritične mase.

Predstavlja moćan softver za simulaciju transporta čak 37 različitih čestica, koji se koristi u veoma različitim oblastima i ima primenu u zaštiti od zračenja i dozimetriji, radiografiji, medicinskoj fizici, nuklearnim reaktorima, dizajniranju i analiza detektora i akceleratora, dekomisiji i demontaži nuklearnih objekata itd. Raspon energija za neutrone je od 10^{-11} MeV do 20 MeV, sa najnovijim podacima za neke nuklide i do 150 MeV (za protone do 250 MeV). S druge strane, raspon energija za elektrone je od 1 keV do 1 GeV i za fotone od 1 keV do 100 GeV. Tabela prikazuje tipove čestica u MCNP6, opsega energija i fizika interakcije dat je na sl. 5.1. Odgovarajući energetska opseg, varira u zavisnosti od tipa čestice. Iako MCNP6 može da radi sa česticama i do 100 TeV, samo su energije do 1 TeV verifikovane.



Slika 5.1 Tabela prikazuje tipove čestica MCNP6, opsega energije i fizike interakcije

MCNP je testiran i verifikovan na velikom broju realnih slučajeva, što ga čini referentnim u njegovoj oblasti primene. Tokom vremena, MCNP je prošao kroz različite verzije koje su

donele značajna poboljšanja i dodatne mogućnosti, od MCNP3, MCNP4, MCNP5, MCNPX, MCNP5/X, pa do poslednjih verzija MCNP6 (verzije 1, 2 i 3).

U prvim publikacijama autori su koristili softvere MCNP-4B i MCNP5/X. MCNP4B, objavljen 1997. godine (Briesmeister, 1997), sadržao je poboljšanu fiziku fotona, crtanje poprečnog preseka geometrije problema, crtanje postscript datoteka, nadogradnje 64-bitne radne stanice, uključivanje „lattice universe“, poboljšanje fizike neutrona, i mnoge manje karakteristike i poboljšanja.

MCNP5 verzija softvera je objavljena 2003. godine sa izvornim kodom u ANSI standardnom Fortranu 90. Uključuje dodavanje fizike fotonuklearnih sudara, mesh tallies, podelu vremena i nadogradnju plotera. MCNP5 takođe uključuje poboljšanja paralelnog programiranja uz dodatak podrške za OpenMP i MPI. Mogućnost korišćenja novih podataka za Komptonovo rasejanja zahteva korišćenje MCNP5 ili novije verzije. MCNP5/X (Monte Carlo team, 2003) predstavlja spojenu verziju MCNP5 i MCNPX kodova. MCNP5/X je softver opšte namene Monte Carlo kôda koji se može koristiti za izračunavanje veličina od interesa pri reakcijama neutrona, fotona, elektrona ili zajedničkog transporta parova neutron-foton-elektrona. Softver tretira proizvoljnu trodimenzionalnu konfiguraciju materijala u geometrijskim ćelijama ograničenih površinama u prostoru, koje daju i zapreminsku sliku modela. Za fotone, kôd uzima u obzir nekoherentno i koherentno rasejanje, mogućnost fluorescentne emisije posle fotoelektrične apsorpcije, apsorpciju u proizvodnji para sa lokalnom emisijom anihilacionog zračenja, kao i zakočno zračenje. Transport elektrona u MCNP5/X softveru se zasniva na sistemu ETRAN, koji radi na principu generatora slučajnih brojeva na osnovu prihvaćenih i implementiranih teorija multi rasejanja. Veoma važne funkcije čine da je MCNP5/X veoma svestran i jednostavan za korišćenje uključujući glavni izvor zračenja, kritični izvor i površinu izvora; geometriju i izlaz TALLY ploter; poboljšane tehnike za redukcije varijanse; fleksibilna tally struktura; kao i biblioteke poprečnih preseka za interakcije.

Poslednja verzija MCNP softvera je MCNP6, koja je značajno poboljšana, uz otklanjanje svih uočenih grešaka prethodne verzije. Na primer, MCNP6, verzija 2.0, koja je objavljena 2018. godine (Werner i dr., 2017, 2018), sadrži 39 novih funkcija pored 172 ispravke grešaka i poboljšanja koda. Nove mogućnosti i poboljšanja su: korelisani modeli emisije neutrona brze fisije i gama zračenja (CGMF& FREIA) (Rising, 2017), poboljšanje korelisanog praćenja sekundarnih čestica (CGM), delta zraka, opcija raspada svih čestica, poboljšani izvor kosmičkih zraka uključivanjem teških jona, revidirani nuklearni podaci za vodonik, poboljšano praćenje naelektrisanih čestica na nestrukturiranoj mreži- mesh, kreiranje novog tipa ulazne datoteke UM (MCNPUM) i druge.

MCNP6 aktuelni softver verzija 3.0 (Kulesza i dr., 2022) napisan je korišćenjem mešovitih programskih jezika Fortran 90/C/C++.

Razvoj različitih verzija MCNP-a bio je usmeren ka unapređenju performansi, preciznosti i funkcionalnosti programa. Svaka nova verzija donosi brojna poboljšanja, uključujući optimizacije algoritama, poboljšane modele interakcije čestica sa materijom, dodatne opcije za procesuiranje rezultata i poboljšanu podršku za različite vrste analiza. Ove nadogradnje omogućavaju korisnicima da preciznije modeluju i simuliraju raznovrsne fizičke procese, što rezultira kvalitetnijim i pouzdanijim rezultatima simulacija.

Softver MCNP može da koristi biblioteke podataka za efikasne preseke čija energetska zavisnost može biti data kontinualno, diskretno ili multigrupno; MCNP takođe može raditi sa realnim geometrijama dobijenim iz CAD programa (Computer-Aided Design) ili medicinskih snimaka poput CT (Computed Tomography) podataka.

MCNP program tretira proizvoljnu trodimenzionalnu konfiguraciju materijala u geometrijskim ćelijama definisanim površinama analitičke geometrije prvog i drugog reda, kao i eliptičnim i degenerisanim torusima četvrtog reda. Tipovi površina su prikazani u Tabeli 5.1, koja sadrži sve tipove površina, jednačine, mnemonike i redosled unosa kartica kao i opcije za unos u ulaznom (input) fajlu. Pod određenim uslovima, površina može biti definisana navođenjem geometrijskih tačaka.

Prisutna su tri načina zadavanja parametara površina: primena odgovarajućih koeficijenata, koji zadovoljavaju jednačinu površine, zatim zadavanjem poznatih tačaka površine i zadavanjem makrotela, kao što su box, paralelopiped, sfera, prizma, konus, cilindar. U tabeli 5.2 su prikazana makrotela definisanih MCNP.

Korisnik kreira ulazni fajl za MCNP-a. Taj fajl sadrži informacije o problemu kao što su: (i) specifikacija geometrije, (ii) lokacija i karakteristike izvora, (iii) vrsta odgovora ili rezultata koja se žele dobiti koji se naziva tally, (iv) opis materijala i izbor efikasnih preseka za interakcije, i (v) tehnike smanjenja varijanse koje se koriste radi poboljšanja efikasnosti.

(i) Specifikacija geometrije

MCNP ulazna datoteka ili input fajl sadrži unose koji se obično nazivaju kartice. Ova terminologija je istorijska i odnosi se na vreme kada se unos realizovao preko bušenih kartica.

Tabela 5.1 Tipovi površina za ulazni fajl MCNP

Mnemonički	Tip	Opis	Jednačina	Karta ulaza	
P	Ravan	Opšte	$Ax + By + Cz - D = 0$	ABCD	
PX		Normala X	$x - D = 0$	D	
PY		Normala Y	$y - D = 0$	D	
PZ		Normala Z	$z - D = 0$	D	
SO	Sfera	Centar(0,0,0)	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R $\bar{x} \bar{y} \bar{z} R$	
S		Opšte	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} R$	
SX		Centar na X	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} R$	
SY		Centar na Y	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{z} R$	
SZ		Centar na Z	$x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$		
C/X	Cilindar	Paralelno X	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \bar{z} R$	
C/Y		Paralelno Y	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{z} R$	
C/Z		Paralelno Z	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{y} R$	
CX		Na X osi	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$		
CY		Na Y osi	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R	
CZ		Na Z osi	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R R	
K/X	Konus	Paralelno X osi	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$	
K/Y			Paralelno Y osi	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$
K/Z		Paralelno Z osi		$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$
KX			Na X osi	$\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} t^2 \pm 1$
KY		Na Y osi	$\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{y} t^2 \pm 1$	
KZ		Na Z osi	$\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{z} t^2 \pm 1$	
SQ	Elipsoid Hiperbol. Parabol.	Ose paralelne X, Y, Z	$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2 + 2D(x - \bar{x}) + 2E(y - \bar{y}) + 2F(z - \bar{z}) + G = 0$	ABCDE FG $\bar{x} \bar{y} \bar{z}$	
GQ	Cilindar Konus Elipsoid Hiperbol. Parabol.	Ose nisu paralelne X, Y ili Z osi	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz + Fzx + Gx + Hy + Jz + K = 0$	A B C D E F G H J K	
TX	ili cilindrični torus	Eliptični cilindrični torus	$(x - \bar{x})^2 / B^2 + \left(\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - A \right)^2 / C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} ABC$	
TY			Prave na X, Y ili Z osi	$(y - \bar{y})^2 / B^2 + \left(\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - A \right)^2 / C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} ABC$
TZ				$(z - \bar{z})^2 / B^2 + \left(\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - A \right)^2 / C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} ABC$
		XYZP	Površine definisane tačkama		

Tabela 5.2 Makro tela dostupna u MCNP

Mnemonik	Makro telo
BOX	<i>proizvoljno orijentisano ortogonalno telo</i>
RPP	<i>pravougaoni paraleloiped</i>
SPH	<i>sfera</i>
RCC	<i>pravi kružni cilindar</i>
RHP или HEX	<i>prava heksagonalna prizma</i>
REC	<i>pravi eleptični cilindar</i>
TRC	<i>skraćeni desni konus</i>
ELL	<i>elipsoid</i>
WED	<i>piramida</i>
ARB	<i>proizvoljni poliedar</i>

Geometrija se bavi problematikom i definisanjem kartica ćelija i površinskih kartica. Ćelijske kartice se koriste za definisanje zapremine, a kartice površina se koriste za specifikaciju površina koje definišu zapreminu definisanu u kartici ćelije. MCNP omogućava korisniku mnoge različite opcije navodeći različite parametre pri analizi problema, ali zahteva definisanje redosleda naloga svakog ulaznog fajla. Redosled za ulazni fajl koji se odnosi na geometrijski deo je sledeći :

kartice ćelija → prazan red → kartice površina → prazan red → kartice podataka → prazan red.

U pogledu geometrije, MCNP ulazni fajl (input) sadrži tri dela: kartice definisanih ćelija (cell card), kartice površina (surface cards) i kartice podataka (data cards).

Tipičan ulazni fajl (input) se može predstaviti na sledeći način:

c kartice definisanih ćelija (*cell card*).

Različite ćelije koje su navedene.

[prazan red]

c kartice površina (*surface cards*).

Različite površine koje su navedene.

[prazan red]

c kartice podataka (*data cards*).

... Svi podaci koji su potrebni za definisanje problema.

[prazan red]

Svaki fajl se mora organizovati na taj način, ali način na koji se navode pojedinačne komponente mogu varirati u zavisnosti od lične sklonosti i definisanja konkretne geometrije problema koji se razmatra. MCNP ne dozvoljava prazne redove (blank line) osim po jednog za tri navedene celine. Da bi se ulazni fajl uspešno kompajlirao mora da se stavi „c“ na početku linije, koje ukazuje na to da je data linija koda neki komentar. MCNP pravi opsežne provere ulaznog fajla. Fatalna greška (FATAL error) se javlja, ako su osnovna pravila za unos specifikacija prekršeni, a MCNP će prekinuti kompajliranje. Prva fatalna greška je stvarna, dok naknadne poruke o greškama mogu, ali i ne moraju da budu realni.

-Kartica ćelije(*cell card*)

U delu površine geometrije koja se koriste u ćeliji površina, uključuje se kako ove površine komuniciraju jedne sa drugima. Površine u MCNP imaju negativan i pozitivan smisao. Pozitivan smisao je strana površine koja je okrenuta ka pozitivnoj osi. Površina sa jednačinom (ravan) ima orijentaciju sa negativne strane ispod xy ravni i pozitivnu stranu iznad ravni. To je važno istaći, jer kocka je okružena sa 6 površina i sve se se moraju odrediti korišćenjem ispravnih orijentacija površina, inače ćemo dobiti beskonačnu zapreminu izvan kocke.

Ponovljene strukture predstavljaju proširenu sposobnost MCNP softverskog koncepta, gde se može odrediti da ćelija treba da bude ispunjen nečim, što se zove radna površina (*universe*). Radna površina može biti skup ćelija rešetke (*lattice*) ili proizvoljni skup ćelija. Svaka radna površina, koja je opisana samo jednom, može biti određena da popuni svaku od bilo kog broja ćelija definisanih u samoj geometriji. Ovo omogućava kreiranje višestruke kompleksne geometrije u okviru iste datoteke bez opasnosti da li će se ćelije preklapati u samoj geometriji. Da bismo odredili radnu površinu u kartici ćelije se navodi $u = j$, gde j ima celobrojne vrednosti i nalazi se u intervalu od 1-9 .

- Kartice površina (*surface cards*)

Površine su objekti koji se mogu kombinovati na jedinstvene načine tako da stvore određene zapremine, koje su definisane u kartici ćelije. Postoji mnogo različitih tipova površina koje mogu da se koriste i kombinuju, a tipična jednačina ravni je definisana kao : $Ax + By + Cz + D = 0$. Da bismo potpuno definisali ovu površinu u MCNP5/X ulaznom fajlu koristi se sledeća sekvenca :

$j p A B C D$

gde je: j broj površina i može imati celobrojne vrednosti u intervalu od 1-99999, p označava da je površina ravan i A, B, C, D su parametri ravni.

Na primer: da bismo kreirali površinu definiše se ravan paralelno Z osi na visini od 5 cm, potrebno je napisati:

j pz 5

ii) Specifikacija izvora (*source card*)

Izvor i vrsta čestica zračenja za MCNP simulacije su navedeni u samoj SDEF kartici. Komanda SDEF ima mnogo opcija, ali i parametre koji se koriste za definisanje sveobuhvatnih karakteristika izvora u datom problemu. Naredba i definisanje u SDEF u kartici sa svim svojim brojnim promenljivim parametrima, predstavlja jedan od složenijih zadataka u MCNP izvršnoj naredbi, ali je u stanju da proizvede raznolikost izvora, koje mogu biti sadržane u samo jednoj liniji SDEF kartice. Samo jedna SDEF kartica je dozvoljena za definisanje u ulaznom fajlu, odnosno jedan od četiri definisana izvora: glavni izvor (SDEF kartica), površinski izvor (SSR kartica), kritičnost izvora (KCODE kartica) ili definisani izvor od strane korisnika (uobičajena procedura nalaže da se najčešće koristi SDEF kartica). U okviru ove definicije izvora, može se odrediti raspodela (distribucija) čije su funkcije date distribucije definisane u SI, SP, SB, i DS kartici. Kartice koje se koriste za specifikaciju datog izvora prikazane su u Tabeli 5.3.

MODE kartica podrazumeva dati tip čestice koje se emituju iz datog izvora. Svaki problem koji uključuje transport čestica, treba da sadrži definisani problem u MODE kartici. Format za MODE karticu su prikazani kao:

MODE X1 ... Xi

$X_i = N$ za transport neutrona, P za transport fotona, E za transport elektrona ili pozitrona

Za izvor definišu se vrednosti sledećih promenljivih (Tabela 5.4) za proizvoljan izvor čestica.

Postoje tri nivoa opisa izvora. Prvi nivo postoji kada promenljiva samog izvora ima eksplicitnu ili standardnu vrednost (na primer zadata vrednost energije) ili podrazumevanu raspodelu (na primer, izotropna ugaona raspodela). Drugi nivo se javlja kada je promenljiva izvora data u zadatom obliku raspodele verovatnoće. Ovaj nivo zahteva upotrebu SI ili SP kartice.

Tabela 5.3 Kartice definisanosti izvora

Mnemonik	Definisana kartica
----------	--------------------

SDEF	Glavni izvor
SIn	Informacije o izvoru
SPn	Verovatnoća izvora
SBn	Tok izvora
DSn	Zavisna distribucija izvora
SCn	Komentar izvora
SSW	Površinski zapis izvora
SSR	Površinskoočitavanje izvora
KCODE	Kritičnost izvora
KSRC	Definisane tačke izvora za KCODE

Tabela 5.4 Kartica promenljivih (parametara, opcija) za izvor čestica

Parametar	Unos	Podrazumevani unos
pos	x y z	0 0 0
cel	broj ćelije	ćelija koja sadrži lokaciju uzorka
erg	energija	14 MeV (ovo za neutrone)
wgt	statistička težina	1
tme	vreme	0
par	vrsta čestice	čestica izvora sa najmanjim brojem

Treći nivo se javlja kada je promenljiva zavisna od druge promenljive. Ovaj nivo zahteva DS karticu. Svaka zavisna promenljiva mora biti uzorkovana nakon unosa. Ukoliko vrednost jedne promenljive utiče na podrazumevanu vrednost druge promenljive, ili način na koji se odabira, kao što SUR utiče na DIR, oni će možda morati da se uzorkuju u pravom redosledu. Ovakva šema događaja se koristi u MCNP da bi se podesio redosled uzorkovanja. Najčešći promenljivi parametri za izvor, koji se koriste u SDEF naredbi su prikazani u Tabeli 5.5. Specifikacija ulaza WGT, EFF i PAR može imati samo eksplicitne vrednosti. Distribucija u određenom intervalu nije dozvoljena. Dozvoljena vrednost za PAR je 1 za neutrone, 2 za fotone ili 3 za elektrone. Uobičajena vrednost je najniža od ova tri koja odgovara stvarnom ili standardnom unosu u MODE delu kartice. Samo odabir jedne vrste čestica je dozvoljen u SDEF kartici. Većina izvornih varijabli su skalari, ali su VEC, POS, i AXS vektori. Potrebna vrednost izvora promenljive, kao u SDEF, SI ili DS kartici, obično se zadaje jedan broj u

ulaznom fajlu, ali sa izborom VEC, POS, i AXS, vrednost mora zapravo imati triplet brojeva to jest, x, y, i z komponente vektora.

Tabela 5.5 Generalne promenljive za izvor (SDEF)

Varijabla	Značenje	Podrazumevana vrednost
CEL	Ćelija	Određena iz XXX, YYY, ZZZ
SUR	Površina	Nula (znači da se izvor nalazi u ćeliji)
ERG	Energija (MeV)	14 MeV
TME	Vreme	0
DIR	μ , kosinus ugla između VEC i UUU, VVV, WWW (azimutni ugao se uvek uzorkuje uniformno u intervalu od 0^0 – 360^0)	Zapreminski slučaj: μ je равномерно распоређено у интервалу -1 до 1 (изотропан) Површински случај: $p(\mu) = 2\mu$ 0 до 1 (косинусна дистрибуција)
AXS	Референтни вектор за EXT i RAD	-
X	x- koordinata položaja	-
Y	y- koordinata položaja	-
Z	z- koordinata položaja	-
ARA	Područje površine (potrebno samo za direktne doprinosе на таčku детектора od ravni површине извора)	-
WGT	Težina čestice	1
EFF	Kriterijum za odbacivanje efikasnosti pozicije uzorkovanja	.01
PAR	Tip čestica koje će izvor emitovati	1=неутрон ако је MODE N или NP или NPE 2=фотон ако је MODE P или PE 3=електрон ако је MODE E
TR	Transformacija izvora čestica $TR = n$ ili transformacija distribucija $TR =$ Dn	-
NRM	Normalna površina	+1
POS	Referentna tačka	0,0,0
RAD	Rastojanje od POS ili AXS	0
EXT	Ćelija: rastojanje od POS u pravcu AXS Površina: kosinus ugla od AXS	0
VEC	Referentni vektor za DIR	Zapreminski slučaj: zahteva unos, ukoliko nije izotropan Površinski slučaj: vektor normalan na површину са предзнаком одређен у односу на NRM

Promenljivi izvori SUR, POS, RAD, EXT, AXS, X, Y, Z, i CCC se koriste u različitim kombinacijama da bi se odredile koordinate (x,y,z) polaznih pozicija izvora čestica. Sa ovim

kombinacijama može se odrediti tri različite vrste zapreminske distribucije i tri različite vrste distribucije na površinama. Degenerisani verzije tih raspodela obezbeđuju linije i tačke izvora. Složenije distribucije mogu se aproksimirati kombinovanjem nekoliko jednostavnih distribucija, koristeći S opciju Sin i DS_n kartice.

Tri različite vrste zapreminske distribucije su zadate u Dekartovom, sfernom ili cilindričnom koordinatnom sistemu. Vrednost promenljive SUR je nula za zapreminsku raspodelu. Zapreminska raspodela se može koristiti u kombinaciji sa CEL promenljivom, pri čemu uzorak mora biti ravnomerno raspoređen u unutrašnjosti ćelije.

Sledeći primer predstavlja upotrebu SDEF kartice i definisanje tačkastog izvora zračenja ⁶⁰Co:

```
sdef erg=d1 pos=0 0 0 par=p
si1 1 1.173 1.332
sp1 d 1 1
```

Sledeća ilustracija predstavlja varijaciju upotrebe SDEF kartice:

```
sdef cel=5 pos=9 0 0 erg=0.662 rad=d1 ext=d2 axs=1 0 0
par=2
si1 0 0.25
sp1 -21 1
si2 0.75
sp2 -21 0
```

Izvor je ravnomerno raspoređen u celokupnoj zapremini ćelije 5. Ćelija se nalazi centrirana po koordinatama, čija je pozicija definisana u (9,0,0). Osa izvora prelazi preko (9,0,0) u pravcu (1,0,0). Unutrašnji i spoljašnji radijusi zapremine datog izvora su 0 cm i 0.25 cm, i prostiru se duž ose (1,0,0) za udaljenosti od ± 0.75 od (20,0,0). Mora se voditi računa da ovako definisani izvor, obuhvata kompletno ćeliju 5 i da nema rasipanja van date zapremine.

(iii) *Specifikacija željenog rezultata, tj. izlaza (tally cards)*

Tally kartica se koristi za specifikaciju izlaznih podataka, da je to kakve informacije korisnik želi da dobije od proračuna Monte Carlo simulacija; na primer, deponovana energija, fluks u zapremini interesa, stepen zagrejanosti u regionu od interesa, itd. Ova informacija se zahteva od strane korisnika pomoću kombinacije kartica. Postoje sedam osnovnih tipova tally kartica za neutrone, šest osnovnih tipova talli kartica za fotone, i četiri osnovna tipa tally kartica za elektronu, koji su dostupni u MCNP -u kao standardne bibliotečke specifikacije (Tabela 5.6). Sve su normalizovane po jednoj emitovanoj čestici, ali se mogu menjati od strane korisnika sa

TALLY potprogramima ili mogu biti normirana težinski u samoj kritičnosti (K CODE) proračuna.

Tabela 5.6 Specifikacija oznaka tally kartice

Mnemonik	TALLY opis	Jedinica
F1:N или F1:P или F1:E	Integrirana struja površine	Čestice
F2:N или F2:P или F2:E	Srednja vrednost fluksa površine	
F4:N или F4:P или F4:E	Srednja vrednost fluksa ćelije	
F5a:N или F5a:P	Vrednost fluksa u tački	
FIP5:N или FIP5:P	Pravac tačke detektora za delove fluksne slike	
FIR5:N или FIR5:P	Pravac tačke detektora za radiografski fluks	
FIC5:N или FIC5:P	Pravac tačke detektora za cilindrični radiografski fluks	
F6:N или F6:N,P или F6:P	Deponovana energija u ćeliji	
F7:N	Deponovana fisiona energija u ćeliji	
F8:P или F8:E или F8:P,E	Distribucija energije impulsa nastale u detektoru	Impuls
+F8:E	Deponovano naelektrisanje	Naelektrisanje

U specifikaciji oznaka talli se identifikuje po tipu i vrsti čestica. Talli je zadan broj u karticama: 1, 2, 4, 5, 6, 7, 8 ili se povećava u koracima čija je vrednost 10, ali imajući u vidu i oznake čestica :N, :P, ili :E (ili : N, :P samo u slučaju talli tipa 6 ili :P,E samo u slučaju za tally tipa 8). Tako možemo dobiti multiplikaciju osnovnog broja, svaki sa različitim energetske specifikacijama za određenu ćeliju npr. F4:N, F14:N, F104:N i F234:N su legitimne oznake poziva za izračunavanje fluksa neutrona zadate ćelije. Oni mogu svi biti pozvani u ulaznom fajlu za istu ćeliju, ali sa različitim zahtevima. Slično F5:P, F15:P i F305:P su poziv za uključivanje fotona u simulacije datuma problema. Unošenje F1:N i F1:P kartice u istom input fajlu nije dozvoljeno. U sledećim primerima pokazuje se operacija pozivanja tally kartice:

1) F2:N 1 3 6 T.

Ova kartica određuje četiri neutronska fluksa u tally kartici; jednu preko svake od površina 1, 3 i 6 i jedan koji predstavlja srednju vrednost fluksa u sve tri površine.

2) F1:P (1 2) (3 4 5) 6

Ova kartica daje tri ftonske struje u tally kartici; jednu koja predstavlja sumiranu vrednost preko površina 1 i 2; jednu za sumu preko površine 3, 4 i 5; i jednu za površinu 6.

(iv) *Kartica materijala*

Specifikacija materijala kartice za punjenje različitih ćelija u MCNP uključuje sledeće elemente:

- a) jedinstveni broj materijala,
- b) osnovni ili izotopski sastav,
- c) poprečni presek zahvata.

U samoj karti materijala nije uključena gustina materijala, koja je definisana u kartici ćelije. To dozvoljava da se jedan materijal pojavi sa različitim gustinama u različitim ćelijama. Komentar kartice (kartice počinju sa C ili c) mogu da se koriste za narativne opise. U sledećim karticama materijala, oznaka M1 odnosi se na materijal 1. Na primer:

```
c -----  
c Voda za transport gama zračenja (atomska frakcija)  
c -----  
M1 1000 2 $ Vodonik  
      8000 1 $ Kiseonik
```

Oznake 1000 i 8000 identifikuju elemente periodnog sistema- vodonika (atomski broj Z= 1) i kiseonika (Z = 8). Tri nule u svakoj oznaci su mesta za atomske masene brojeve, koji bi potrebni ako se identifikuju specifični izotopi elemenata, koji su uglavnom potrebni za simulaciju transporta neutrona. Za gama zračenje i transport elektrona, dovoljno je samo da se odredi atomski broj. Za jedinjenja, smeše ili kompozicije materijala, može alternativno biti navedena masena frakcija, označena znakom minus:

```
c -----  
c Voda za transport gama zračenja (masena frakcija)  
c -----  
M1 1000 -0.11190 $ Vodonik -masena frakcija  
      8000 -0.88810 $ Kiseonik -masena frakcija
```

Za probleme transporta neutrona, često mora biti naveden specifični izotop elementa. Izotopski ZAID broj (ZA IDentification) sadrži šest cifara ZZZAAA u kojima je ZZZ atomski broj Z i AAA je atomski maseni broj A. Dakle 235U ima ZAID broj 092235 ili jednostavno 92235. Kao primer, laka voda za transport neutrona može se definisati kao:

c -----
c Voda za transport neutrona (masena frakcija)
 c -----
MI 1001.60c -0.11190 \$ H-1/ Vodonik -masena frakcija
8016.60c -0.88810 \$ O-16 /Kiseonik -masena frakcija

Brojevi 1001 i 8016 predstavljaju atomski broj i atomske mase u formi ZAID brojeva. Oznaka 60c identifikuje efikasni presek zahvata.

Kada je vodonik molekularno vezan u vodi, bilo čistoj ili kao sastojak u nekom drugom materijalu, samo vezivanje utiče na gubitak energije u sudarima i procesima sa sporim neutronima.

Da bismo koristili ovaj efekat, potrebno je uvesti dodatnu MT karticu, kao što je prikazano u nastavku:

c -----
c Voda za transport neutrona (masena frakcija)
 c -----
MI 1001.50c -0.11190 \$ H-1/ Vodonik -masena frakcija
8016.50c -0.88810 \$ O-16 /Kiseonik -masena frakcija
MTI lwtr.01

Bez MT kartice, vodonik će se tretirati kao da je monatomski gas.

(v) Tehnike redukcije varijanse

Tehnike redukcije varijanse su važni elementi bilo kog Monte Carlo programa i mogu se koristiti za različite primene i različite geometrije. Ove tehnike smanjuju vreme simulacije čestica i poboljšavaju brzinu izračunavanja osnovnog koda. Postoje četiri glavne kategorije tehnike redukcije varijanse:

Metode skraćivanja: su najjednostavnije metode redukcije varijanse. Oni ubrzavaju proračune skraćivanjem delova prostora koji ne doprinose značajno konačnom rešenju. Najjednostavniji primer se odnosi na skraćivanje geometrije, pri čemu nebitni delovi geometrije jednostavno nisu modelovani. Specifične metode skraćivanja dostupni u MCNP su energetski prekid, smanjenje težine i prekid vremenskih ograničenja u toku simulacija.

Metode kontrole: ove metode veštački povećavaju broj čestica u prostornim ili energetskim regionima koji su važni ili smanjuju ovaj broj u slučaju da ne doprinose rezultatu zadatih

simulacija. U MCNP specifične metode kontrole koje se koriste su: razdvajanje, ili cepanje čestice čija se istorija simulira, i ruski rulet (IMP kartica).

Modifikovane metode uzorkovanja: ove metode veštački povećavaju verovatnoću događaja koji povećavaju verovatnoću da čestice od interesa stigne do kraja regiona od interesa za zadate simulacije (tally card). Implicitno snimanje (PHYS card) i Bremsstrahlung događaji (BBREM card) uključeni su u MCNP kôd.

Delimično-determinističke metode: je najkomplikovanija klasa redukcije varijanse. Oni zaobilaze normalan proces nasumične simulacije koristeći determinističke tehnike, kao što su procene događaja ili unapred kontrolišući redosled slučajnog broja.

Korišćenje ovih komandi je posebno efikasno u kombinaciji sa paralelnim isključenjem određivanja parametara vremena praćenja, pojedinih fizičkih procesa zanemarljivog doprinosa u konačnim rezultatima simulacija. Ovo može ubrzati vreme izračunavanja za neki problem za faktor veći od deset.

Izlaz koji proizvodi MCNP pruža ogroman broj informacija o simulaciji. Veština korisnika je korišćenje ovog izlaza za tumačenje preciznosti i prihvatljivosti rezultata proizvedenih u simulacijama i odlučivanja koje promene treba učiniti kako bi se poboljšao nivo u narednim simulacijama. Podrazumevano se proizvodi samo mali deo svih mogućih izlaza. Uvek prisutni izlazni parametri su: (1) inicijalni unos koda, (2) pregled gubitaka / stvaranja čestica, (3) pregled KCODE ciklusa (ako se koristi KCODE), (4) izlazni parametri (ako se koriste tally kartice) i (5) tabelarne fluktuacije zadatih simulacija.

Pored toga, izvesne izlazne tablice koje se smatraju osnovnim se uvek proizvode - ne mogu se izbeći. Druge podrazumevane tabele se generišu, osim ako se ne isključe preko zadate komande PRINT.

Korišćenjem MCNP i različitih tehnika redukcije varijansi, moguće je da budu dobijeni konačni rezultati, a koji nisu vrlo precizni. Tehnički gledano, preciznost merenja je neizvesnost u značenju uzrokovana statističkim fluktuacijama u pojedinačnim rezultatima svih simuliranih istorija. Nepravilna upotreba različitih tehnika redukcije varijanse može uticati na veoma visoke greške dobijenih rezultata, pa sa upotrebom tehnike redukcije varijanse treba biti posebno oprezan. Takođe, nepravilno modelovanje npr. izvora zračenja i ugaona raspodela, loša interpretacija stvarne geometrije pomoću geometrijskog modela MCNP i greške u kompozicijama materijala i njihove gustine mogu dovesti do značajnih nepravilnosti u dobijenim podacima simulacija.

5.3 PRIMERI INPUT FAJLI

5.3.1 Proracun fluksa od ^{137}Cs iz tla (Krstić i dr., 2006)

C program proracun fluksa od Cs-137 iz tla
c definisanje celija
1 3 -2.5 -1 3 -4 imp:p=1 \$izvor Cs-137 je u tlu oblika cilindra
2 1 -2.5 1 3 -4 7 -8 9 -10 imp:p=1
3 1 -2.5 2 -3 7 -8 9 -10 imp:p=1
4 4 -1.04 -6 imp:p=1 \$ detektor je sfera
5 2 -0.00129 6 4 -5 7 -8 9 -10 imp:p=1
6 3 -2.5 1 -11 3 -4 imp:p=1 \$izvor je kruzni prsten debljine 2 cm
7 0 -2:5:-7:8:-9:10 imp:p=0
c End Cell Card

c definisanje površina

1 cz 100.0
2 pz -100.0
3 pz -2.0
4 pz 0.0
5 pz 120.0
6 sz 100.0 15.0
7 px -10050.0
8 px 10050.0
9 py -10050.0
10 py 10050.0
11 cz 200.0
c End Surface Card

c definisanje materijala

m1 8016.02p .667 14000.02p .333 \$ tlo je SiO₂
m2 7014.02p .8 8016.02p .2 \$ vazduh
m3 8016.02p .667 14000.02p 0.233 55137.02p 0.1 \$ tlo je SiO₂
m4 8016.02p 0.762 6012.02p 0.111 1001.02p 0.101 7014.02p 0.026 \$ tkivo
mode p

c monoenergetic source Definisanje izvora

sdef cel 6 par 2 erg 0.661 pos 0 0 0 rad d1 ext d2
si1 200 300
sp1 0 1
si2 -2.0 0
sp2 0 1
c tally

f4:p 4 \$fluks u ćeliji –detektoru

c f5:p 0 0 100 15 \$ fluks tally et a point

c f2:p 6 \$fluks kroz površinu 6

c f6:p 4 \$aps. doza

c e0 0.05 0.1 0.15 0.2 0.25 0.3 0.35 0.4 0.45 0.5 0.55 0.6 0.65 0.7
nps 1000000

5.3.2 Interakcija neutrona i trag detektora CR-39 (Milenković i dr., 2004)

c Input file of interaction neutron and CR-39 detektor

c Cell Cards
 1 1 -1.32 50 -10 -60 20 -40 30 imp:n=1 \$ Cr-39 detector
 c 10 2 -0.00129 -70 imp:n=1 \$ source
 20 2 -0.00129 -100 90 -80 #1 imp:n=1 \$outsides
 30 0 100:-90:80 imp:n=0
c end of cell Cards

c surface cards
 10 px 1.50
 20 px -1.50
 30 py -1.50
 40 py 1.50
 50 pz -0.1
 60 pz 0
 c 70 sz 0.01 0.01
 80 pz 100
 90 pz -100
 100 cz 100
c End Surface Card

c Material Cards
 m1 1001.50m 0.4865 8016.50m 0.1892 6000.50m 0.3243 \$ CR-39 is C12H18O7;
 density=1.32 g/cm3
 m2 7014.50m 0.8 8016.50m 0.2 \$ air
c Source definition
 mode N
 sdef par 1 erg 14 pos 0 0 0
c Tally Cards
 c fc4 tally for average newtron flux in the surface 60
 c f4:n 10 \$
 fc6 tally energy deposition averaged over a cell 1
 f6:n 1 \$tally energy deposition averaged over a cell 1
 nps 10000000

5.3.3 Proračun apsorbovane doze od ⁴⁰K iz zidova standardne prostorije u vazduhu (Krstić i Nikezić, 2009)

c program proracun aps. doze od K-40 iz zidova u vazduhu
c definisanje celija
 1 1 -2.35 (900 -4 -10 220 -230 270):(220 -10 4 -8 270 -7):(220 -10 3 4 -8 -230)&
 :(1 -10 270 -3 4 -8):(220 -2 7 -3 4 -8):(220 -10 270 -230 8 -280) #2 &
 imp:p=1 \$ZIDOVI- IZVOR gama zracenja
 5 2 -0.0012049 4 2 #2 &
 -1 7 -3 -8 imp:p=1 \$prostor u sobi van fantoma
 2 2 -0.0012049 -1000 imp:p=1
 65 0 -220:10:230:-270:280:-900 imp:p=0
c End Cell Card

c definisanje površina
 1 px 250.0
 2 px -250.0
 3 py 200.0

4 pz 20.0
 c 5 pz 100.0
 c 6 pz 170.0
 7 py -200.0
 8 pz 300.0
 900 pz 0.0
 10 px 270.0
 220 px -270.0
 230 py 220.0
 270 py -220.0
 280 pz 320
 1000 sz 115 10
 c End Surface Card

c vol 2j 4.1867 j
 c definisanje materijala
 m1 8000 0.667 14000 0.333 \$ zid je SiO2
 m2 7000 0.8 8000 0.2 \$vazduh
 mode p
 c Source definition
 sdef cel 1 par 2 erg d1 x d2 y d3 z d4 pos 0 0 0
 si2 -270 270
 sp2 0 1
 si3 -220 -200
 sp3 0 1
 si4 20 300
 sp4 0 1
 c sc1 U238 photon lines
 si1 1 1.4608
 sp1 d 0.105
 c tally calculation
 f6:p 2
 nps 100000000

5.3.4 Teorijsko odredjivanje efikasnosti WBC (Whole Body Counter) (Krstić i dr, 2012)

C program efikasnost wbc
 c definisanje celija
 1 1 -0.9999 (1 -2 -3 4 -5 6):(7 -8 3 -10 -11 12):(2 -13 -14 4 -15 16): &
 (-17 18 19 -20 -21 22):(-23 1 -27):(-24 1 -27): &
 (-25 9 -28):(-26 9 -28):(-35 -37 36) imp:p=1 \$ FANTOM
 2 2 -0.0012 33 -34 30 -29 32 -31 #1 #3 #5 imp:p=1 \$ kabina
 3 3 -3.67 -38 47 -48 imp:p=1 \$DETEKTOR
 c 4 4 -2.5 (-39 40 -41 42 43 -44) #2 imp:p=1 \$ zid kabine
 c staro 4 4 -2.5 (43 -33 -39 40 42 -41):(-39 29 33 -34 42 -41):(40 -30 33 -34 42 -41):&
 c (33 -34 30 -29 42 -32):(33 -34 30 -29 31 -41):(34 -44 40 -39 42 -41) &
 c imp:p=1 \$ zidovi kabine
 4 4 -7.25 (43 -33 -39 40 42 -41):(42 -32 40 -39 33 -34):(40 -39 33 -34 31 -41):&
 (42 -41 43 -44 29 -39):&
 (40 -30 32 -31 33 -34):(34 -44 40 -39 42 -41) imp:p=1 \$ zidovi kabine
 5 5 -2.7 (-45 46 -47):(47 38 -45 -49):(38 -51 49 -48):(-51 48 -50) imp:p=1 \$A1
 6 0 39:-40:41:-42:-43:44 imp:p=0 \$ void space

c end cell card

c surface cards

1 1 pz 0 \$ površine za celiju 1-TRUP

2 1 pz 41

3 1 px 0

4 1 px -18

5 1 py 16.5

6 1 py -16.5

7 2 pz 0 \$ površine za celiju 2-donji deo trupa

8 2 pz 18

9 2 px 0

10 2 px 41

11 2 py 16.5

12 2 py -16.5

13 1 pz 67 \$ površine koje definišu celiju 3-GLAVU

14 1 px -1

15 1 py 12.5

16 1 py -12.5

17 3 pz -10 \$ površine koje definišu potkolenice

18 3 pz -36

19 3 py -12.5

20 3 py 12.5

21 3 px 41

22 3 px 24

23 1 c/z -9 -21.5 5 \$ cilindar-desna nadlaktica

24 1 c/z -9 21.5 5 \$ cilindar-leva nadlaktica

25 2 c/x -21.5 -5 5 \$ cilindar-desna podlaktica

26 2 c/x 21.5 -5 5 \$ cilindar-leva podlaktica

27 1 pz 30 \$ cell 5, 6

28 2 px 30 \$ cell 7, 8

29 px 110 \$ definisanje površina -KABINA

30 px -88

31 py 77.5

32 py -72.5

33 pz -70

34 pz 130

35 3 c/y 36 -5 5 \$ definisanje kolena

36 3 py -15

37 3 py 15

c 38 cz 10.16 \$ detektor-NaI(Tl) iznad fantoma u z-pravcu

38 c/z -5 0 10.16 \$ detektor-NaI(Tl) iznad fantoma u z-pravcu -NOV-pomeren

39 px 130 \$ definisanje površina za spoljni zid kabine

40 px -108.0

41 py 97.5

42 py -92.5

43 pz -90

44 pz 150

c 45 cz 10.555 \$ nastavak definisanja detektora-Al pokrivac

45 c/z -5 0 10.555 \$ nastavak definisanja detektora-Al pokrivac

c 46 pz 50 \$ visina det-50 cm

c 47 pz 50.395

c 48 pz 60.555
 c 49 pz 58.965
 c 50 pz 61.505
 c 46 pz 34 \$visina detektora-34 cm
 c 47 pz 34.395
 c 48 pz 44.555
 c 49 pz 42.965
 c 50 pz 45.505
 c 46 pz 39 \$visina detektora- 39 cm
 c 47 pz 39.395
 c 48 pz 49.555
 c 49 pz 47.965
 c 50 pz 50.505
 46 pz 30 \$visina detektora-30 cm
 47 pz 30.395
 48 pz 40.555
 49 pz 38.965
 50 pz 41.505
 c 46 pz 49 \$visina detektora -49 cm
 c 47 pz 49.395
 c 48 pz 59.555
 c 49 pz 57.965
 c 50 pz 60.505
 c 46 pz 40 \$visina detektora -40 cm
 c 47 pz 40.395
 c 48 pz 50.555
 c 49 pz 48.965
 c 50 pz 51.505 \$dovde
 c 51 cz 12.065 \$cilindar, siri pokrivac- Al
 51 c/z -5 0 12.065 \$cilindar, siri pokrivac- Al
 c 52 1 px -9
 c 53 2 px 21
 c 54 1 pz 9
 c 55 1 pz 39
 c end surface

vol 70000 5j

*tr1 0 0 0 45 -45 -90 90 0 -90 135 135 45

*tr2 0 0 0 38 -52 -90 90 0 -90 128 128 38

*tr3 0 0 0 36 -54 -90 90 0 -90 126 126 36

c definisanje materijala

m1 1001.02p .667 8016.02p .333 \$ materijal fantoma je voda sa Cs-137

c m2 7014.02p .8 8016.02p .2 \$vazduh

m2 7014.02p .75086 8016.02p .23555 1001.02p 0.00064 6012.02p 0.00014 &
18000.02p 0.01281 \$vazduh

m3 11000.02p .495 53000.02p 0.495 81000.02p 0.01 \$ detektor NaJ(Tl)

m4 26000.02p 1 \$ PROBA-ZID

m5 13000.02p 1 \$ pokrivac detektora- Al

mode p

c monoenergetic source Definisiranje izvora

sdef cel 1 par 2 erg 0.662 pos 0.0001 0.0001 0.0001

c tally

```

f8:p 3 $Energy distribution of pulses created in a detector
c *f18:p 3
c e0 0.05 0.1 0.15 0.2 0.25 0.3 0.35 0.4 0.45 0.5 0.55 0.6 0.65 0.7
E8 0 699I 700E-3
nps 10000
phys:p 0.662 0 0

```

5.3.5 Proračun efikasnosti poluprovodničkog HPGe detektora

Ovaj input fajl je kreiran u svrhu medjulaboratorijskog poredjenja, koje je organizovala IAEA, 2021. godine).

```

c Program proracun efikasnosti HPGe detektora
c definisanje celija
1 1 -1.13 (-24 2 22 -25):(25 -26 -24) imp:p=1 $Marineli-izvor
2 3 -5.32 -3 7 -6 #9 imp:p=1 $Ge-detektor
3 0 -33 8 -34 #2 #9 #8 imp:p=1 $vakuum unutar kapsule Al
4 4 -0.001294 -21 26 -24 imp:p=1 $vazduh u marineli iznad izv.
c 5 5 -11.37 (8 -19 -18 17):(-18 19 -20) imp:p=1 $Pb zastita
c 6 4 -0.001294 (8 -8 23 -17):(8 -4 1 -17):(-17 4 -19) imp:p=1 $ vazduh
7 6 -1.2 (8 -22 -1 23):(22 -1 24 -26):(26 -21 -1 24): &
(-1 21 -4):(-2 23 22 -5):(-2 5 -25) imp:p=1 $debljina Marineli
8 7 -0.534 (-28 3 7 -6):(-28 6 -29) imp:p=1 $ cell Li-sloj
9 0 -30 7 -31 imp:p=0 $udubljenje u det.
10 2 -2.7 (33 -32 8 -34):(-32 34 -5) imp:p=1 $Al kuciste
11 4 -0.001294 (32 -23 8 -5) imp:p=1 $vazduh
12 0 4:1:-8 imp:p=0 $ prazan prostor
c end cell card

c definisanje površina
1 cz 5.743
2 cz 4.06
3 cz 2.625 $dim det
4 pz 0
5 pz -3.99
6 pz -4.39
7 pz -10.54
8 pz -10.6
c 9 px -1000
c 10 px 1000
c 11 py -1000
c 12 py 1000
c 13 pz -1000
c 14 pz 1000
c 15 pz -21.5
c 16 pz -1.1
c 17 cz 6.5
c 18 cz 11.5
c 19 pz 2.0
c 20 pz 8.0
21 pz -0.2 $uvodjenje debljine za Marineli
22 pz -10.24

```

23 cz 3.87
 24 cz 5.543
 25 pz -3.80
 26 pz -0.9
 c 27 pz -21.0
 28 cz 2.695 \$ Li-sloj od 0.1 cm
 29 pz -4.29
 30 cz 0.415 \$ dimenzije udubljenja det.
 31 pz -5.724
 32 cz 3.50 \$Al kuciste det
 33 cz 3.375
 34 pz -4.117
 c end surface card

 c vol 450 11j
 c definisanje materijala
 m1 1000.02p 0.062 6000.02p 0.444 8000.02p 0.494
 m2 13000.02p 1.0
 m3 32000.02p 1.0
 m4 7000.02p 0.80 8000.02p 0.20 \$vazduh
 c m5 82000.02p 1.0 \$solovo
 m6 1000.02p 0.667 6000.02p 0.333 \$plastika Marineli
 m7 3000.02p 1.0 \$ Li-sloj
 mode p
 c sdef cel 1 pos 0 0 -0.9 rad d1 erg d2 ext d3
 sdef cel 1 pos 0 0 -0.9 rad d1 erg 0.1218 ext d3
 si1 0 5.543
 c si2 l 0.1218
 c sp2 d 0.308
 c # si2 sp2
 c 0. 0.
 c 0.1218 0.308
 c 0.24467 0.0776
 c 0.344 0.274
 c 0.444 0.0318
 c 0.7789 0.128
 c 0.867 0.0406
 c 0.964 0.142
 c 1.086 0.10
 c 1.408 0.206
 si3 -10.24 -0.9
 c sc4 source cells
 c si4 l 4 2
 c sp4 d 2 4
 c tally
 c f4:p 3
 f6:p 2
 c f8:p 2
 *f8:p 2
 e8 0 0.1168 100I 0.1258
 c e8 0.0 0.1218 0.245 0.344 0.444 0.7789 0.867 0.964 1.086 1.409
 nps 1000000

5.4 ODREĐJIVANJE RASPODELE APSORBOVANE DOZE U ORGANIMA Ljudskog TELA; GEOMETRIJE OZRAČIVANJA

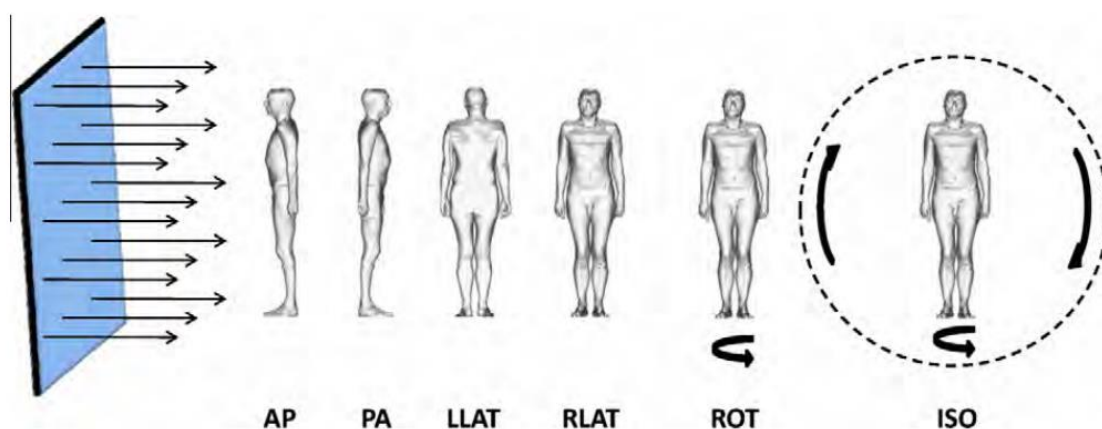
Računanje raspodele apsorbovane doze zahteva poznavanje i definisanje sledećih uslova ozračivanja:

- detalji fantoma (modela) ljudskog tela;
- poznavanje geometrije i uslova ozračivanja tela;
- metode računanja interakcije zračenja sa tkivom tela i transport zračenja kroz telo.

Raspodela apsorbovane doze i odnos doze i veličina u telu ili kompjuterskom modelu zavise od spektra energije i ugaone raspodele upadnog zračenja i orijentacije tela u polju zračenja. Raspodela apsorbovane doze zavisi od karakteristika ljudskog tela (mase, visine pola, starosti).

Eksperimentalni pristup zahteva konstrukciju realističnog fantoma ljudskog tela korišćenjem tkivu ekvivalentnog materijala i primenu kompjuterskih programa.

Broj mogućih geometrija pod kojima se ljudsko telo može ozračivati je neograničen. Za potrebe računanja bilo je neophodno ograničiti broj geometrija ozračivanja. Uopšteno, računanja su obavljena pretpostavljajući ozračivanje celog tela, sa upravljanim ili ravnim-paralelnim snopovima. Neke tipične geometrije su prikazane šematski na sl. 5.2 (ICRP, 2010). „Napred nazad” (Antero-posterior geometry-AP) je geometrija ozračivanja u kojoj jonizujuće zračenje pada na prednji deo tela u pravcu koji je normalan na osu tela.



Slika 5.2 Idealizovane geometrije ozračivanja fantoma

“Nazad-napred” (Postero-anterior geometry-PA) je geometrija ozračivanja u kojoj jonizujuće zračenje pada na zadnji deo tela s leđa, u pravcu koji je normalan na osu tela.

“Poprečna geometrija” (Lateral geometry-LAT) je geometrija ozračivanja u kojoj jonizujuće zračenje pada bočno na telo u pravcu normalnom na osu tela. Koriste se sledeći simboli: RLAT- sa desne na levu stranu i LLAT- sa leve na desnu stranu tela. Proračuni se vrše odvojeno za RLAT i LLAT geometriju, kada je to opravdano. Postoje samo male razlike u apsorbovanoj dozi između ove dve geometrije, pa se rezultati prikazuju kao srednja vrednost RLAT i LLAT vrednosti.

“Rotaciona geometrija” (ROT) je geometrija u kojoj je telo ozračeno paralelnim snopom jonizujućeg zračenja, iz pravca normalnom na osu tela, koje rotira uniformnom brzinom. Ova geometrija može biti definisana rotiranjem tela uniformnom brzinom oko svoje ose dok je ozračivanje upravljanim snopom jonizujućeg zračenja iz stacionarnog izvora lociranog na jednoj osi pod pravim uglom na osu tela.

“Izotropna geometrija” (ISO) definisana je poljem zračenja u kojem fluens čestica po jedinici prostornog ugla ne zavisi od pravca.

Iako su pomenute geometrije samo aproksimacije, mogu se uzeti kao prikaz uslova izlaganja. Na primer AP, PA, LAT geometrije se mogu primeniti za polja zračenja proizvedena iz jednog izvora i posebne orijentacije tela. Suprotno tome ROT geometrija pretpostavlja zračenje od širokog ravnog izvora. Ova aproksimacija rezultira u incidentnom zračenju pod pravim uglom na dužu osu osobe koja stoji ili šeta u polju. ROT geometrija aproksimira osobu koja se kreće slučajno u polju zračenja izvora pod pravim uglom na osu tela. ISO geometrija mogla bi se primeniti za telo izloženo velikom oblaku radioaktivnog gasa. Ova geometrija se često pretpostavlja za zračenje od prirodnih radionuklida u stanovima ili okolini, ili od radionuklida oslobođenih iz atmosfere.

Mogu se definisati radijacione geometrije koje preciznije opisuju praktične situacije. Ovo može uključiti zračenje upravljanim ili ravnim- paralelnim snopovima, koji nisu paralelni osi tela, snopovi koji mogu biti divergentni ili konvergentni.

5.5 PRIMENA MCNP MONTE CARLO PROGRAMA U BRAHITERAPIJI

Izraz "brahiterapija" znači "terapija na kratkom rastojanju" (sastavljen od dve grčke reči: "brachys" - mali, kratak i "therapeia" - tretman). U ovoj vrsti terapije, radioaktivni izvor mora biti postavljen unutar ili blizu regije koja se tretira. Na ovaj način je moguće isporučiti visoku dozu tumoru, minimizirajući istovremeno doze zdravom tkivu. Brahiterapija omogućava terapiju tumora bez potrebe za hirurškim zahvatima na različitim organima, kao što su grlić materice, oči, dojke, prostata i drugi (Frank i dr., 2007). Tokom godina, pa čak i decenija, brahiterapija je doživela revolucionarni razvoj, uključujući uticaj različitih paramagnetskih nanokoloida (Moghaddas i dr., 2014) i primenu modela mikroskopske strukture tkiva (Oliver i Thomson, 2017). S aspekta radioterapije, brahiterapija se smatra najprikladnijim tipom radioterapije jer zadovoljava osnovni zahtev - koncentraciju terapijske doze na cilj (tumor) uz minimalno zračenje okolnih tkiva i organa (Gupta 1995; Nath i dr., 1995; Luxton i Jozsef 1999; Skowonek 2017). Da bi bio pogodan za upotrebu u brahiterapiji, radioaktivni izotop treba emitovati odgovarajući tip i energiju zračenja, imati poluživot od nekoliko nedelja do nekoliko godina, visoku specifičnu aktivnost (u zavisnosti od željene jačine terapijske doze zračenja) i mogućnost pakovanja u odgovarajući geometrijski oblik.

Danas se koristi više od dvadeset izotopa u brahiterapiji, ali šest izotopa se najčešće primenjuje: ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I (kao emiteri gama zračenja) (DeMarco i dr., 2002; Alizadeh i dr., 2015; Ghorbani i dr., 2016; Tantivatana i Rongsrlyam, 2018), ^{103}Pd i ^{90}Sr (kao beta emiteri) (Bohm i dr., 2003; Rivard i dr., 2004). U poslednje vreme iridijum ^{192}Ir se zamenjuje iterbijumom ^{169}Yb (Lymperopoulou i dr., 2005; Granero i dr., 2006; Cazeca i dr., 2010; ESTRO 2012), zbog kraćeg vremena poluraspada od 32.02 dana i niže energije gama zračenja od 93 keV. ^{192}Ir ima vreme poluraspada od 73.83 dana i srednju energiju fotona 350 keV (The Lund, 1999).

U brahiterapiji se koriste različiti terapijski režimi zračenja, prema jačini doze zračenja u referentnoj zapremini:

- LDR (low dose rate, 0.4-2 Gy/h) - terapijski režim zračenja sa malom jačinom terapijske doze. Ovde se koriste izvori malih aktivnosti reda veličine nekoliko stotina MBq do oko 1000 MBq.
- MDR (medium dose rate, 2-12 Gy/h) - terapijski režim zračenja sa srednjom jačinom terapijske doze.
- HDR (high dose rate, >12 Gy/h) – terapijski režim zračenja sa visokom jačinom terapijske doze. Ovde se koriste izvori aktivnosti od nekoliko hiljada MBq do oko 0.3 TBq. Tretmani ovim

režimom ušli su u široku upotrebu tokom poslednje dve decenije, posebno u terapiji ginekoloških tumora.

Od 1990. godine, pored ova tri osnovna brahiterapijska režima zračenja, koristi se i PSLDR (pulse simulated low dose rate) ili PDR (pulse dose rate) - režim pulsno simulirane niske jačine terapijske doze.

Uvođenje radioaktivnih izvora u pozicije za zračenje se kod terapije sa malom jačinom terapijske doze (LDR) vrši manuelnom tehnikom, dok se kod terapije sa srednjom jačinom terapijske doze (MDR), visokom jačinom terapijske doze (HDR), i pulsno simuliranom niskom jačinom terapijske doze (PDR) vrši automatski (Mendez i Morton, 2017; Poder i dr., 2018).

Tokom poslednje dve decenije, ubrzani razvoj uređaja za daljinsko upravljanje radioaktivnim izvorima omogućio je potpunu zaštitu od ozračivanja. Dodatno, mogućnosti preciznog upravljanja položajem izvora (eng. dwell position), kao i vremenom koje izvor provede u toj poziciji (eng. dwell time) značajno poboljšavaju kvalitet brahiterapije.

U praksi postoje različita tehnička rešenja za pozicioniranje izvora zračenja duž aplikovanih katetera, kako bi se postigla optimalna (željena) distribucija doze. Tako postoje tehnička rešenja gde su izvori zračenja: složeni u „lanac“, složeni u „kompoziciju voza“, kreću se u unapred zadatim koracima (stepping source) ili su osciljući.

Za proračun dozimetrijskih parametara mogu se primeniti različiti programi, kao što su MCNP, PENELOPE, EGS4, EGSnrc (Mainegra i dr., 1998; Capote i dr., 2001; Almansa i dr., 2007; Jaber i dr., 2015; Taylor i dr., 2007; Boia i dr., 2014; Furtado i dr., 2016). U brahiterapiji, izvor zračenja je postavljen u kapsulu od materijala otpornih na spoljne sile i koroziju (čelik, aluminijum, plemeniti metali, legure stakla, plastika itd.). Pod normalnim uslovima rada, radioaktivni materijal ne može izlaziti iz kapsule, čime se sprečava kontaminacija okolnog tkiva.

Cilj ovog rada bio je izračunavanje doza u pacijentnim tačkama i okolnim tkivima i njihovo poređenje sa rezultatima dobijenim pomoću sistema za planiranje.

5.5.1 Opis sistema za brahiterapiju

Ovaj rad predstavlja plan brahiterapije na Odeljenju za radioterapiju Univerzitetskog kliničkog centra Kragujevac (UKC Kragujevac), za pacijentkinju sa karcinomom grlića materice (Ca PVU St IIIa), sproveden od strane lekara radiologa i medicinskih fizičara.

Na Odeljenju za brahiterapiju u UKC Kragujevac koristi se uređaj MicroSelectron za intrakavitarnu brahiterapiju u HDR režimu. Ovaj uređaj koristi minijaturni radioaktivni izvor ^{192}Ir u obliku cilindra, aktivnih dimenzija oko 0.6×3.5 mm i visoke početne aktivnosti od 160 – 370 GBq. Izvor se nalazi na vrhu čelične sajle, koja u isto vreme predstavlja nosač izvora. Sistem preciznih motora dovodi izvor u željeni položaj u svakom pojedinačnom aplikatoru. Ovakav uređaj poseduje osamnaest nezavisnih kanala koji se povezuju sa maksimum osamnaest aplikatora različite namene.

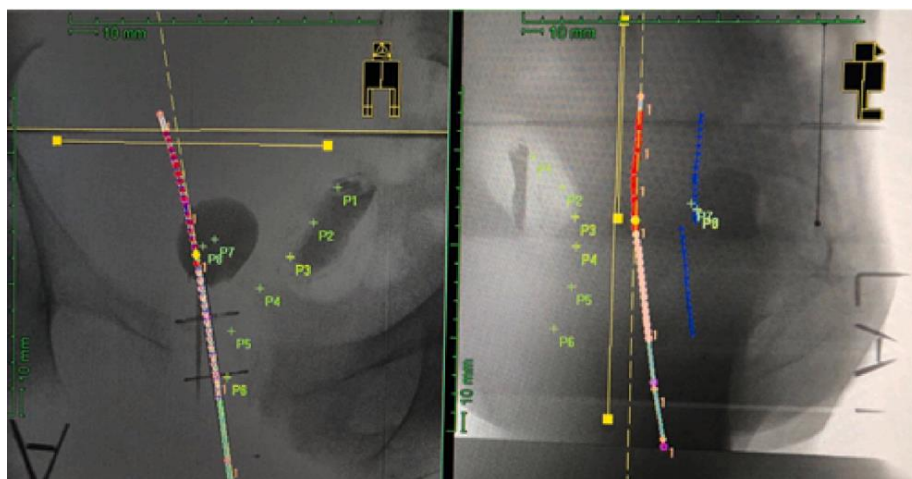
Pre terapije, vrši se kompjutersko planiranje, koje predstavlja kompjutersku rekonstrukciju položaja vodiča izvora u pacijentu na osnovu dva radiografska snimka, i izodozno planiranje u odnosu na željene dozimetrijske tačke. Izodozno planiranje zavisi od oblika i veličine tumora, broja aplikovanih vodiča izvora, izbora dozimetrijskog sistema, itd. Odgovarajuća izodozna distribucija na nivou tumora ostvaruje se pozicioniranjem radioaktivnog izvora na unapred zadate pozicije u određenom vremenskom intervalu. Podaci o terapiji se sa sistema za planiranje prenose na kontrolnu konzolu uređaja komunikacionim kanalom. Podaci o svim važnim parametrima terapije štampaju se na posebnom štampaču koji je sastavni deo komandne konzole.

Pre početka terapije, sistem vrši proveru prohodnosti vodiča izvora pozicioniranjem neaktivnog „simulacionog izvora“, istih geometrijskih karakteristika kao i izvora zračenja, u najudaljeniju planiranu poziciju. Svaki zastoj do kog može doći za vreme rada uređaja ili provere prohodnosti, moguće je registrovati.

Pored brahiterapijskog uređaja, dobijen je paket za fizičku i tehničku kontrolu aktivnosti izvora i preciznosti pozicioniranja. S obzirom na relativno kratko vreme poluraspada radioizotopa ^{192}Ir , izvor zračenja neophodno je menjati na svaka tri meseca.

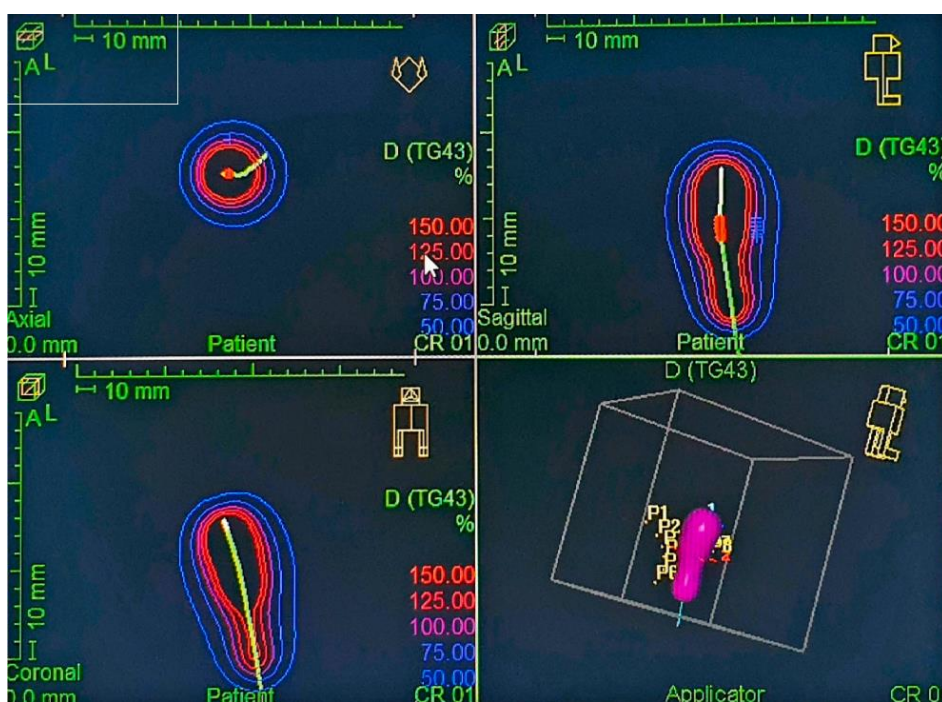
5.5.2 Slučaj studije 2D brahiterapijskog plana

Bitni podaci za planiranje brahiterapije uključuju dnevnu dozu i broj frakcija. U prikazanom slučaju, dnevna doza iznosila je 700 cGy, isporučena tokom tri nedelje. Planiranje brahiterapije zahteva nekoliko koraka. Prvo, aplikatori se umeću u pacijenta, a zatim se prave dva rendgenska snimka kao radiografski filmovi. Drugo, na osnovu tih slika medicinski fizičar vrši rekonstrukciju 2D brahiterapijskog plana (sl. 5.3). Treće, propisana doza se optimizuje na prethodno definisanim tačkama na površini tumora, koristeći "metod optimizacije".



Slika 5.3 Prikaz AP i LAT geometrije u sistemima planiranja sa pacijentnim tačkama

Četvrto, primena 2D brahiterapije za lečenje tumora grlića materice može dovesti do visoke doze isporučene organima koji su najbliži izvoru, tj. debelom crevu i bešici. Veoma je važno izračunati dozu tako da ovi organi od rizika (OAR) prime što nižu moguću dozu.



Slika 5.4 2D brahiterapijski plan – izodozna raspodela dobijena za niz

Nakon rekonstrukcije, neophodno je označiti pozicije gde će se radioaktivni izvor zaustaviti tokom određenog vremenskog perioda. Ove pozicije zaustavljanja izvora nazivaju se "dwell positions". Dodatno, softver za planiranje tretmana Oncentra 4.5.1, Nucletron-Elekta, izračunava primljenu dozu u kateterskim tačkama, kao i u tačkama debelog creva i bešike. Na sl. 5.4 prikazana je izodozna raspodela za niz.

5.5.3 Monte Carlo simulacija brahiterapije pomoću MCNP programa

Tretman brahiterapije simuliran je pomoću Monte Carlo programa MCNP6 (MCNP6.2, 2018). Distribucija izvora u pacijentkinji reprodukovana je korišćenjem dva tipa fantoma ženskog pola: matematički ORNL fantom (Cristy i Eckerman, 1987; Krstić i Nikezić, 2007) i Referentni računarski fantom RCP-AF (ICRP, 2009).

U ORNL fantomu ženskog pola materica je predstavljena elipsoidom koristeći sledeću nejednačinu:

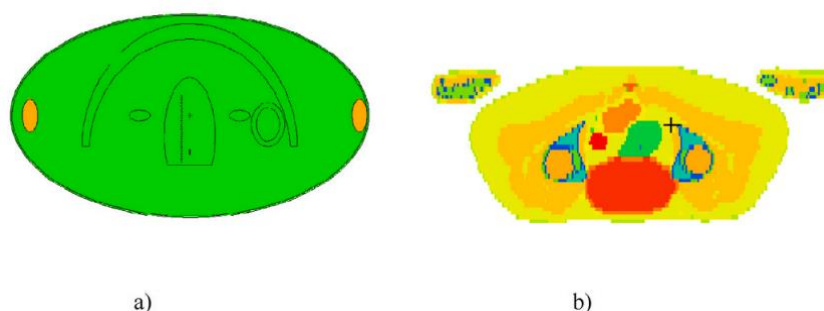
$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1, \quad (5.1)$$

i ravan preseka $y \geq 1$.

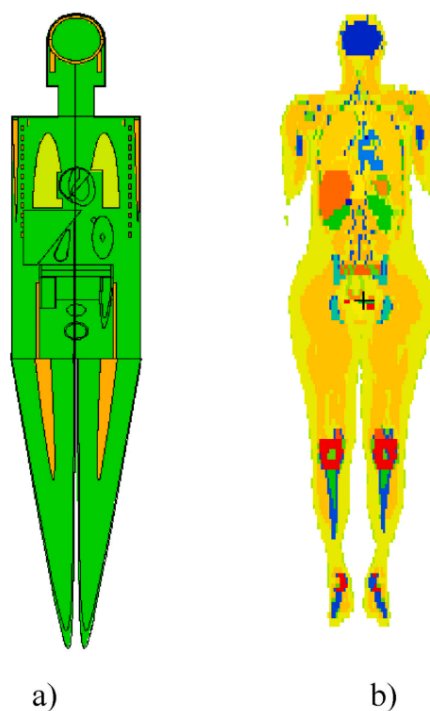
Za odraslu ženu, vrednosti parametara: a , b , c , y_0 , z_0 i y_1 (u cm) su: 2.47, 5.61, 1.55, -1.96 , 12.62 i -4.77 , redom (koordinatni početak je u donjoj osnovi trupa); zapremina materice je 76 cm³, a masa je 80 g. Kreiran je ulazni fajl za MCNP6 program sa svim definisanim organima ORNL fantoma ženskog pola.

Uterus ženskog fantoma RCP-AF je organ označen ID brojem 139, zapremine 77.7 cm³ i mase 80.01 g, sa koordinatama centra masa: 26.91, 13.64 i 88.61 (u cm). Takav voksel fantom žene implementiran je kao ulazni fajl u MCNP6 program za brahiterapiju.

Preseci horizontalnom ravni oba fantoma prikazani su na sl. 5.5, a preseci vertikalnom ravni na sl. 5.6.



Slika 5.5 Poprečni preseci fantoma : a) ORNL fantom; b) RCP-AF fantom



Slika 5.6 Lateralni preseki fantoma istom ravni: a) ORNL fantom; b) RCP-AF fantom

Prava brahiterapija tumora materice sa izvorom ^{192}Ir koji se pomera koracima od 2.5 mm i zadržava u unapred određenim vremenskim intervalima u planiranim pozicijama je simulirana pomoću MCNP6 programa za oba tipa fantoma ženskog pola. Za svaku poziciju izvora izvršena je jedna simulacija. Pozicije izvora u simulaciji bile su iste kao i pozicije zadržavanja u stvarnoj terapiji. Mesta u materici gde su doze izračunate, predstavljena su kao male sfere sa radijusom od 0.05 mm. Broj istorija, odnosno broj primarnih fotona u simulaciji, bio je 10^8 , kako bi merna nesigurnost bila manja od 3%. Sve simulacije izvršene su na računarskom klasteru Oak Ridge National Laboratory, InSPECT (<https://rsicc.ornl.gov>).

Fotonski spektar radioizotopa ^{192}Ir primenjen je u *sdef* kartici (definicija izvora) MCNP6 ulaznog fajla, sa energijom cut off od 1 keV. U MCNP ulaznom fajlu primenjen je *f6 tally*, što predstavlja apsorbovanu energiju po jedinici mase po jednoj čestici (u jedinicama MeV/g po čestici).

Formula za izračunavanje konverzionih koeficijenata, CC_{BT} , koji se definiše kao jačina apsorbovane doze po jednom raspadu u jedinicama Gy/(s·Bq), daje se kao:

$$CC_{BT} = f6 \cdot 1,602 \cdot 10^{-8} \cdot p, \quad (5.2)$$

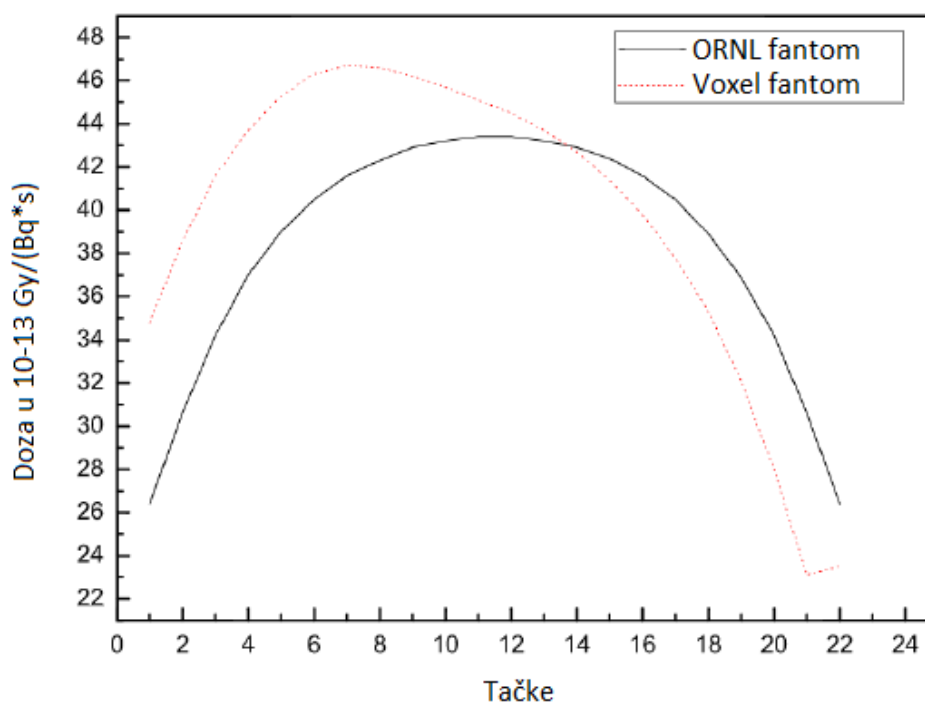
gde je p prinos, odnosno broj čestica emitovanih po jednom raspadu i ima vrednost od 2.36 za izvor ^{192}Ir , a $f6$ je rezultat MCNP6 simulacije. Doze su izračunate u 22 tačke u materici, zatim

u debelom crevu i bešici, kao organima od rizika (OAR) za oba ženska fantoma, ORNL i RCP. Dodatno, doze u OAR za ukupno 15 pacijentkinja su izračunate pomoću MCNP6 programa.

5.5.4 Rezultati i diskusija

Rezultati apsorbovane doze (u jedinicama $10^{-12} \text{ Gy}/(\text{Bq}\cdot\text{s})$) za svaku pacijentnu tačku i za sve pozicije izvora sumirani su i prikazani grafički na sl. 5.7. Doze dobijene sa ORNL fantomom postižu maksimum u 10. i 11. tački, dok je to u sedmoj tački kod voksel fantoma.

Srednje vrednosti konverzionih koeficijenta za ORNL i RCP-AF voksel fantom su $3.97\cdot 10^{-12} \text{ Gy}/(\text{Bq}\cdot\text{s})$ i $3.83\cdot 10^{-12} \text{ Gy}/(\text{Bq}\cdot\text{s})$, i razlikuju se oko 3.5%.



Slika 5.7 Dozni konverzioni koeficijenti u pacijentnim tačkama izračunati pomoću voksel i ORNL fantoma

Konverzioni koeficijenti (CC_{BT}) izračunati u ovom radu mogu se koristiti za izračunavanje apsorbovanih doza u brahiterapiji, množeći ih sa poznatom aktivnošću primenjenog radioaktivnog izvora i vremenom zadržavanja izvora na određenim tačkama unutar odgovarajućih organa.

Tokom planiranja terapije propisana je apsorbovana doza naziva se "Benchmark Therapeutic Doza" (BTD). U ovom radu izvršeno je poredjenje vrednosti BTD sa dozama dobijenim MCNP proračunima za jednu pacijentkinju (Tabela 5.7).

Tabela 5.7 Poređenje apsorbovane doze (in cGy) dobijene Monte Carlom izmedju ORNL i RCP-AF fantoma i doze dobijene planom BT (BTĐ). Razlike su prikazane u % u poslednje 2 kolone i odnose se na pacijentkinje No 1.

Tačke	ORNL	RCP-AF	BTĐ	$\frac{ORNL - BTĐ}{BTĐ} \%$	$\frac{RCP_AF - BTĐ}{BTĐ} \%$
1	721.64	722.47	722.03	0.053	0.061
2	711.57	711.67	711.24	0.047	0.060
3	701.26	700.84	700.73	0.075	0.016
4	691.94	691.94	692.24	0.044	0.044
5	687.01	687.27	686.78	0.033	0.071
6	685.44	684.59	685.24	0.029	0.095
7	688.86	688.41	688.98	0.018	0.082
8	699.82	699.28	699.79	0.005	0.072
9	719.05	719.73	719.36	0.043	0.052
10	610.57	610.49	610.6	0.005	0.018
11	630.14	629.81	630.37	0.037	0.089
12	643.82	663.51	663.23	2.926	0.043
13	682.66	682.43	682.39	0.039	0.006
14	700.40	700.91	700.76	0.052	0.022
15	729.10	729.10	729.22	0.016	0.017
16	732.22	731.69	732.0	0.030	0.042
17	748.10	733.78	733.97	1.925	0.025
18	733.55	733.44	733.40	0.021	0.005
19	727.14	727.16	727.29	0.021	0.018
20	716.40	716.00	715.55	0.118	0.062
21	697.72	697.37	695.66	0.296	0.246
22	669.67	669.58	669.21	0.069	0.055
Srednja vrednost	696.73	696.89	696.82	0.268	0.055

Prva kolona u tabeli 5,7 prikazuje apsorbovanu dozu dobijenu sa ORNL, a druga kolona sa RCP-AF fantomom. U trećoj koloni date su vrednosti doze BTĐ. Rezultati proračuna razlikuju se u odnosu na BTĐ za 0.268 i 0.055% za ORNL i RCP-AF fantom, respektivno. Iako oba fantoma daju veoma bliske rezultate u odnosu na BTĐ, može se zaključiti da RCP-AF voksel fantom bolje reprezentuje određenu pacijentkinje u slučaju brahiterapije.

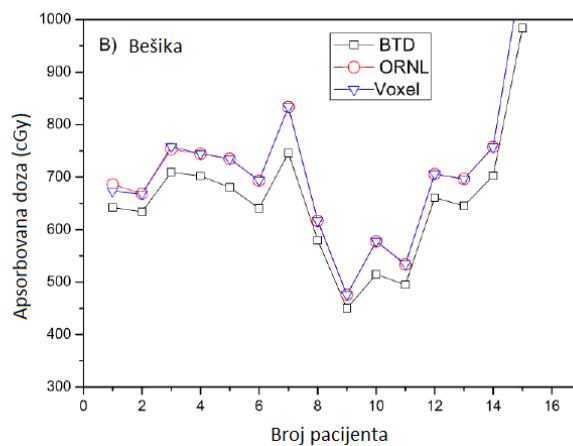
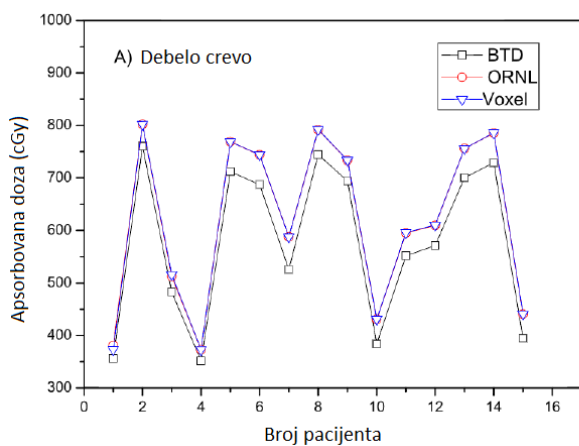
Doza u bešici i debelom crevu za 15 pacijentkinja

Bešika i debelo crevo su organi od rizika jer su najbliži materici. Bešika je veoma osetljiva na zračenje, a iskustvo pokazuje da neke pacijentkinje gube kontrolu nad mokrenjem. Doze za ova dva organa kod 15 pacijentkinja, izračunate Monte Carlo simulacijama, aktivnosti izvora i vremena trajanja ozračivanja, prikazane su u Tabeli 5.8. Sistem za planiranje omogućava procenu doza u tačkama debelog creva i bešike, koje su najbliže materici, i smatraju se maksimalnim dozama u ovim organima. Vrednosti za maksimalne doze date su u drugoj koloni Tabele 5.8 (za debelo crevo) i šestoj koloni (za bešiku). Treća i sedma kolona prikazuju procenat doza koju prime debelo crevo i bešika, u odnosu na maksimalnu dozu koja se može isporučiti tokom brahiterapije.

U svim slučajevima doze dobijene pomoću MCNP su veće od vrednosti iz BTĐ planiranja. S obzirom da su doze iz BTĐ planiranja vezane za jednu tačku, dok su doze iz MCNP dobijene za ceo organ, one nisu direktno uporedive. Rezultati Tabele 5.8 su prikazani grafički na sl. 5.8 A (debelo crevo) i B (bešika). Uočava se sistematsko odstupanje između podataka za ORNL i ICRP fantom (koji se uglavnom preklapaju na graficima) u odnosu na BTĐ planiranje. Očekivalo se da će doze dobijene iz MCNP biti manje od onih iz BTĐ planiranja (koje pružaju samo maksimalnu dozu), ali zapravo je situacija suprotna. Takođe se vidi da tokom brahiterapije, bešika i debelo crevo primaju značajnu dozu zbog blizine izvora.

Tabela 5.8 Doze u cGy u debelom crevu i bešici za 15 pacijenata, dobijenih BTD planiranjem i MCNP

Pacijent	DEBELO CREVO				BEŠIKA			
	2-D (max)	[%]	ORNL	VOXEL	2-D (max)	[%]	ORNL	VOXEL
1	356.28	50.9	380.78	373.49	642.26	91.75	686.38	673.24
2	760.5	108.64	802.27	801.98	633.71	90.53	668.54	668.29
3	482.69	68.96	512.46	515.68	709.55	101.36	753.24	757.97
4	351.56	43.95	372.77	372.92	702.2	87.78	744.51	744.81
5	712.2	101.74	768.81	769.05	680.71	97.24	734.8	735.04
6	687.23	98.18	743.41	744.2	640.75	91.54	693.13	693.87
7	525.61	75.09	587.46	587.5	746.06	106.58	833.82	833.88
8	744.51	124.08	792.02	792.37	579.74	96.62	616.74	617.02
9	693.9	99.13	733.55	733.71	449.86	64.27	475.59	475.69
10	383.94	54.85	430.76	431.09	514.6	73.51	577.31	577.75
11	551.96	78.85	594.84	595.59	495.06	70.72	533.51	534.18
12	570.59	81.51	609.41	610.02	660.74	94.39	705.71	706.41
13	700.24	100.03	755.68	756	645.26	92.18	696.37	696.67
14	728.69	104.1	785.57	785.65	702.56	100.37	757.42	757.5
15	394.73	65.79	440.35	440.76	984.04	164.01	1097.77	1098.78



Slika 5.8 Doze u organima od rizika za 15 pacijenatkinja u toku brahiterapije

5.5.5 Zaključak

Cilj ovog rada je poredjenje rezultata proračuna pomoću programa MCNP6 i sistema za planiranje brahiterapije tumora materice. Monte Carlo simulacije pomoću MCNP6 programa korišćene su za simulaciju brahiterapijskog tretmana sa izotopom ^{192}Ir . Uočeno je veoma dobro slaganje između dva humanoïdna fantoma, kao i sa rezultatima planiranja. Rezultati dobijeni pomoću voksel fantoma pokazali su nešto bolje slaganje sa BTĐ nego ORNL.

Što se tiče doza koje prime organi od rizika, debelo crevo i bešika, doze dobijene pomoću MCNP su bile sistematski veće od onih iz BTĐ planiranja. Ovo je bilo je krajnje neočekivano jer su pacijentkinje obično bile drugačije od „standardnih žena“ koje fantomi predstavljaju. Dakle, izvesno rasipanje podataka oko BTĐ rezultata je očekivano, ali to nije primećeno u ovom radu.

Može se zaključiti da ova istraživanja ukazuju na potrebu daljih analiza i validacija kako bi se razumeli uzroci i posledice razlika između dva pristupa. Razvoj i usklađivanje između simulacija i planiranih doza predstavljaju ključne korake ka obezbeđivanju optimalne terapije i poboljšanju kvaliteta lečenja pacijentkinja sa karcinomom grlića materice.

6 PRIMENA FANTOMA PRI IZLAGANJU ANTROPOGENIM RADIONUKLIDIMA

6.1 ORNL I ICRP FANTOMI NA TLU KONTAMINIRANOM ^{137}Cs

Uvod

Kao što je poznato, u prošlosti su postojale dve glavne radioaktivne kontaminacije na severnoj hemisferi. Prvi se dogodio u mnogim uzastopnim koracima tokom 60-ih godina prošlog veka usled atmosferskih nuklearnih proba. Druga kontaminacija je bila 1986. godine usled akcidenta u Černobilju. Kao rezultat ove kontaminacije, biološki važni radionuklidi, ^{137}Cs , ^{90}Sr i drugi deponovani u zemljištu, imaju jak afinitet da se vezuju za zemljište i tako postaju večiti izvori radioaktivnosti okoline (UNSCEAR, 2008). Najznačajniji produkt fisije je ^{137}Cs koji zbog svog vremena poluraspada od 30.2 godine predstavlja značajan izvor ozračivanja živog sveta. Putem suve i vlažne depozicije, cezijum se deponuje na površinu tla, a zatim procesima difuzije, konvekcije i drugima, prodire u dublje slojeve tla dospevajući u biljke, a zatim preko lanca ishrane u telo čoveka.

Iako se veći deo ^{137}Cs zadržava u gornjim slojevima zemljišta, postoji kontinuirani proces migracije ka dubljim slojevima, čime se povećava i opasnost od kontaminacije podzemnih voda. Ovaj radionuklid takođe se može prenositi vazduhom, prenoseći se na veće udaljenosti od mesta prvobitnog taloženja.

Razumevanje načina prenošenja i depozicije ^{137}Cs u životnoj sredini ključno je za razvoj efikasnih mera kontrole i prevencije, čime se štiti zdravlje ljudi i čuva ekosistem na globalnom nivou. Ovo zahteva multidisciplinarni pristup koji uključuje fizičko-hemijske, biološke i geografske aspekte.

Sve ostale kontaminacije su bile mnogo manjeg značaja. Poredjenjem sa akcidentom u Černobilju, akcident u Fukušimi 2011. godine (Koo i dr., 2014) nije doprineo značajnoj kontaminaciji Evrope (Steinhauser i dr., 2014; Ka Ming i dr., 2020). Na primer, kontaminacija na teritoriji Srbije usled akcidenta u Fukušimi, koji se dogodio 12.03.2011. godine bila je 1000 do 10.000 manja od one u Černobilju (SRBATOM). Međutim, postoje različiti podaci o odnosu emitovane radioaktivnosti između Černobila i Fukušime na svetskom nivou, koji se kretao između 10 i 1000 (Steinhauser i dr., 2014).

Za slučaj kontaminacije tla cezijumom-137 izvršeno je poredjenje dva fantoma, ORNL i ICRP, pri računanju konverzionih koeficijanta, ekvivalentne i efektivne doze.

Rad se sastoji iz dva dela. Prvi deo je teorijski, gde su oba modela (fantoma) korišćena za računanje primenom MCNP5X i MCNP6.2. Drugi deo čine eksperimentalna merenja dubinske raspodele aktivnosne koncentracije ^{137}Cs . Opis merenja je dat u radovima (Krstić i Nikezić, 2004; Živković, Krstić i dr., 2022).

6.1.1 Merenje ^{137}Cs u tlu

Cs u tlu je meren u dve kampanja, od kojih je prva bila 2001 godine, a druga 2018. U oba slučaja merenja su učinjena na neporemećenom tlu tako da mešanje tla nije uticalo na vertikalnu raspodelu. Merenje ^{137}Cs u tlu u ololini Kragujevca ($20^{\circ} 53'$ geografske dužine, $43^{\circ} 59'$ severne geografske širine) obavljeno je na 19 lokacija u toku proleća i leta 2001. godine. U obzir su uzeta samo tla koja nisu obradivana u toku dužeg vremenskog perioda (od Drugog svetskog rata). Uzorci su uzimani u blokovima (10×10) cm^2 do dubine 20 cm, a zatim sečeni u horizontalne slojeve po 2 cm debljine. Na ovaj način obavljeno je “uzorkovanje po dubini”. Sa svake lokacije je uzimano najmanje po dva uzorka i formiran je kompozitni uzorak za datu dubinu. Odstranjeni su kamenčići i korenje biljaka, zatim je zemlja sušena na temperaturi 105°C u toku 24 časa, samlevena i prosejana kroz sito. Merenje aktivnosne koncentracije ^{137}Cs u uzorcima tla određeno je pomoću poluprovodničkog germanijumskog detektora HPGe (koaksijalni Pop Top detektor EG&G ORTEC GEM serija). Analiza spektra je urađena korišćenjem računarskog softvera MAESTRO 2. Aktivnosna koncentracija za ^{137}Cs procenjena na osnovu gama linije na 661.6 keV. Uzorci su mereni između 72000 s i 100000 s, u zavisnosti od aktivnosti ^{137}Cs u uzorcima tla.

Druga kampanja merenja je obavljena 17 godina kasnije, 2018 godine. Uzorkovanje tla je realizovano u periodu od oktobra do novembra 2018. godine na nekim tipičnim ruralnim neobrađivanim zemljištima na 11 lokacija u okolini grada Kragujevca, istim kao 2001. Tri lokacije, 5, 4 i 11 su u samom gradu u blizini industrijske zone.

Pre uzorkovanja uklonjen je površinski sloj zemljišta koji je bio prekriven vegetacijom i drugim materijalom. Potom je profilisano zemljište dimenzija 1×1 m^2 otvarano lopatom od nerđajućeg čelika nakon čega su razdvojeni u slojeve debljine 5 cm (od površine do dubine od 20 cm) pomoću lopatice, primenom metode šablona koju je predložila IAEA (IAEA, 2004). Da bi se obezbedila reprezentativnost uzorka, zemljište je uzeto iz vrhova kvadrata i dijagonala preseka od kojih se formira kompozitni obrazac za svaki sloj. Slojevi su označeni na sledeći način: (0–5) cm, (5–10) cm, (10–15) cm, (15–20) cm.

Oko 1 kg zemlje po sloju sa jedne tačke uzorka je prikupljen, dodatno očišćen od zaostalih stranih materija i sušen u tankom sloju 15 dana na otvorenom, a zatim do konstantne mase u pećnici na 105°C 1 h. Nakon toga, uzorci su mehanički usitnjeni staklenim tučkom I prosejani pomoću sita sa porama prečnika 2 mm. Aktivnosna koncentracija ^{137}Cs merena je korišćenjem novije serije koaksijalnog HPGe detektora (GEM30-70, ORTEC) sa relativnom efikasnošću od 30%.

6.1.2 ORNL FANTOM NA TLU KONTAMINIRANOM ^{137}Cs

Modelovanje organa ORNL fantoma u ulaznom fajlu za MCNP

U ovom poglavlju predstavljen je proračun apsorbovane doze u organima čovečjeg tela od ^{137}Cs iz tla, kao izvora spoljasnog ozračivanja. Ovaj deo je napisan na osnovu doktorske disertacije (Krstić, 2006) i drugih radova autora (Krstić i dr., 2004, Krstić i Nikezić, 2006, Krstić i Nikezić, 2007, Krstić i Nikezić, 2011). Primenjen je ORNL matematički fantom koji su razvili Cristy i Eckerman (1987). Transport fotona iz tla kao izvora do meta (pojedinih organa fantoma) tretiran je pomoću softverskog paketa MCNP-4B. Pretpostavljeno je da je tlo, po sastavu SiO_2 , u obliku cilindra visine (po dubini) 20 cm, koji je podeljen na 10 pojedinačnih cilindara visine po 2 cm. Od interesa je samo energija fotona od 0.662 MeV, koju emituje izvor ^{137}Cs . Emisija fotona je izotropna u slojevima tla debljine 2 cm.

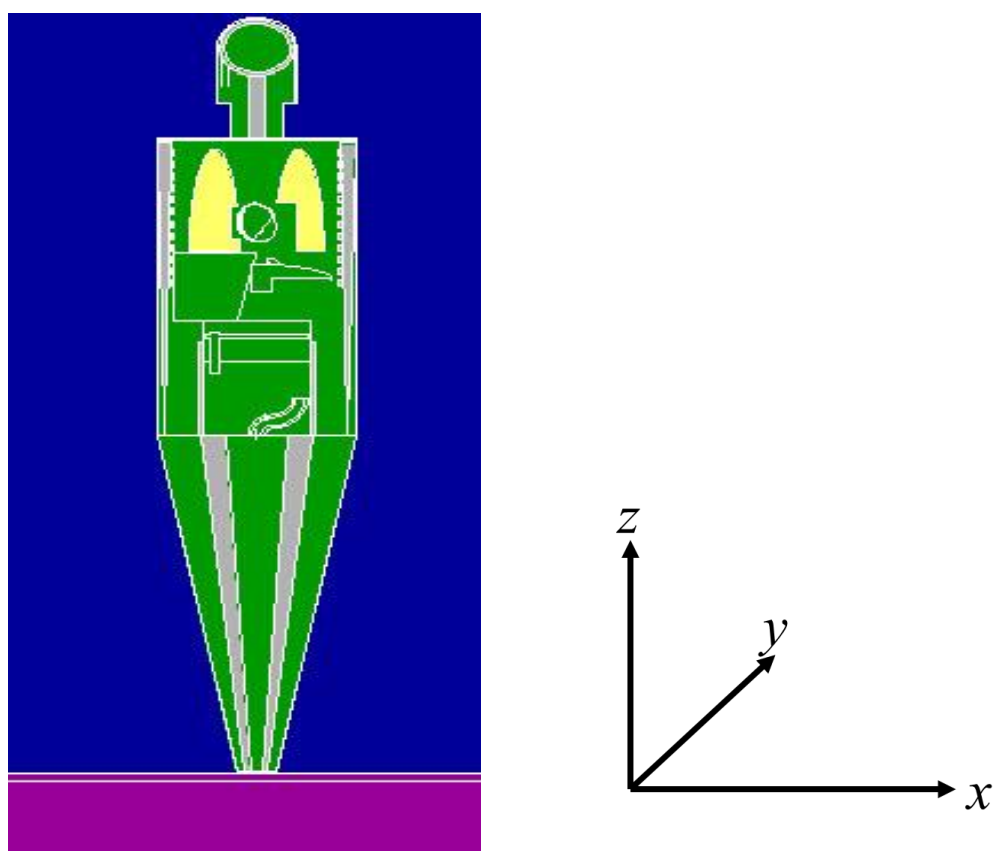
MCNP tretira geometrijske ćelije u Dekartovom koordinatnom sistemu. Koordinatni početak (u odnosu na ORNL fantom, koji je definisan u Poglavlju 2.3) nalazi se u centru gornje osnove cilindra tla. Pozitivan smer z-ose upravljen je vertikalno naviše, x-osa je usmerena ulevo, a y-osa u pravcu napred-nazad, usmerena ka zadnjoj strani fantoma (slika 6.1).

Glavni organi i organi ostatka definisani su kao sfere, cilindri, elipsoidi, konusi, torusi i odgovarajućim kombinacijama njihovih delova, čije su nejednačine i parametri pregledno prikazani u Tabelama 2.8-10. Glavni organi su prikazani odgovarajućim matematičkim nejednakostima u Tabeli 2.8. Delovi skeleta su prikazani u Tabeli 2.10, dok su organi ostatka prikazani u Tabeli 2.9. Zapremine organa su date zajedno sa vrednostima za parametre. Mase su određene iz zapremine i odgovarajuće gustine.

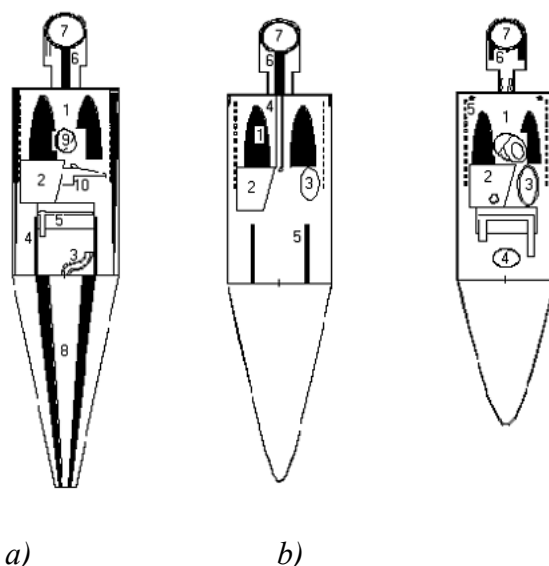
Izvršeno je modelovanje svih organa ORNL fantoma u ulaznom fajlu za MCNP. Svi glavni organi i organi ostatka su uprogramirani u ulaznom fajlu za MCNP-4B. Ukupno 65 ćelija i 178 površina je primenjeno za fantom muškog pola. Fantom ženskog pola je nešto složeniji sa 67 ćelija i 188 površina.

Jedna od opcija MCNP-a je mogućnost prikazivanja geometrije, tj., preseka matematičkog fantoma sa površinama koje korisnik definiše. Na sl. 6.1 prikazan je grafički

izlaz koji daje MCNP (presek sa ravni $py=0$). Različite boje odnose se na materijale primenjene u definisanju tri tipa tkiva. Na sl. 6.2 a, b i c prikazani su uzdužni preseki fantoma, gde se jasno vide različiti organi. Slika 6.2a prikazuje presek sa ravni $py=0$ i daje presek fantoma sa ravni normalnom na dužu osu osnove trupa fantoma. Na njoj se vide pluća (1), jetra (2), debelo crevo (3), karlica (4), gornji deo kičme (6), kosti nogu (8), a od organa ostatka tanko crevo (5), mozak (7) i slezina (10). Slika 6.2b prikazuje presek sa ravni $py=2.575$ i na njoj se vide pluća (1), jetra (2), želudac (3), jednjak (4), karlica (5), gornji deo kičme (6) i mozak (7). Na sl. 6.2c (gde je prikazan presek sa ravni $py=-4.5$) vidi se bešika (4) pored već pomenutih organa. Od delova skeleta, jasno se vide lobanja (7) i kosti lica (6).



Slika 6.1 Uzdužni presek ORNL fantoma sa ravni $py=0$ (u odnosu na prikazani koordinatni sistem) dobijen kao rezultat grafičkog izlaza MCNP



Slika 6.2 a, b, c Uzdužni preseći ORNL fantoma dobijeni kao grafički izlazi MCNP-4B

U daljem tekstu je prikazan postupak modelovanja svih organa ORNL fantoma. Ulazni fajl je kreiran na osnovu postojećih jednačina. Na slikama su dati poprečni preseći ORNL fantoma, koji su dobijeni presecanjem ravnima normalnim na z ili y-osu. Ravni su izabrane tako da pregledno demonstriraju pojedine organe.

Modelovanje glavnih organa

Glavni organi su: pluća, jetra, želudac, bešika, gonade, tiroida, površina kosti, crvena koštana srž, jednjak, grudi, debelo crevo i koža.

1. Pluća

U ulaznom fajlu pluća se predstavljaju pomoću dve ćelije za desno (ćelija 8) i levo plućno krilo (ćelija 9). Na sl. 6.3 (ovaj presek je dobijen sa ravni pz=155 cm) jasno se vide oba plućna krila (obeležena brojevima 8 i 9). Odgovarajuće ćelije predstavljaju se na sledećim segmentom ulaznog fajla:

8 4 -0.296 (-27:28:-29:30) -25 31 imp:p=1

9 4 -0.296 (33:34:32) -26 31 imp:p=1

U ovom segmentu ulaznog fajla prvi broj (8 i 9) se odnosi na broj ćelije, drugi broj odgovara broju materijala (4), dok je treći broj (-0,296) odgovarajuća gustina materijala. Ostali brojevi predstavljaju površine pomoću kojih se kreira odgovarajuća ćelija u ulaznom fajlu. Svako plućno krilo se predstavlja polovinom elipsoida gde je jedna sekcija uklonjena. Zbog položaja srca uklonjena sekcija za levo plućno krilo je veća. Jednačine površina elipsoida (25 i 26), koji predstavljaju desno, odnosno levo plućno krilo su:

25 sq 32400 14400 1406.25 0 0 0 -810000 -8.50 0 143.50

26 sq 32400 14400 1406.25 0 0 0 -810000 8.50 0 143.5

Ravni koje uklanjaju deo elipsoida za desno plućno krilo su:

27 pz 146

28 pz 154

29 px -5.4

30 py 1.5

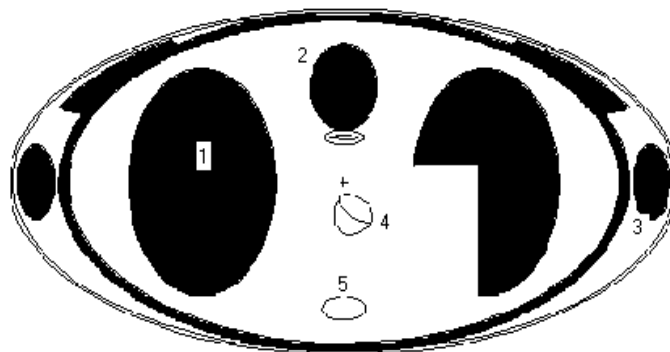
Ravni koje uklanjaju deo elipsoida u formiranju levog plućnog krila su:

31 pz 143.5

32 pz 155

33 px 8.0

34 py 1.0



Slika 6.3 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP

2. Jetra

Jetra je predstavljena u ulaznom fajlu kao ćelija broj 10. Modelovana je presecanjem eliptičkog cilindra sa tri ravni, od kojih su dve normalne na z - osu:

10 3 -1.04 -35 36 -37 -38 #46 #47 #52 #53 imp:p=1

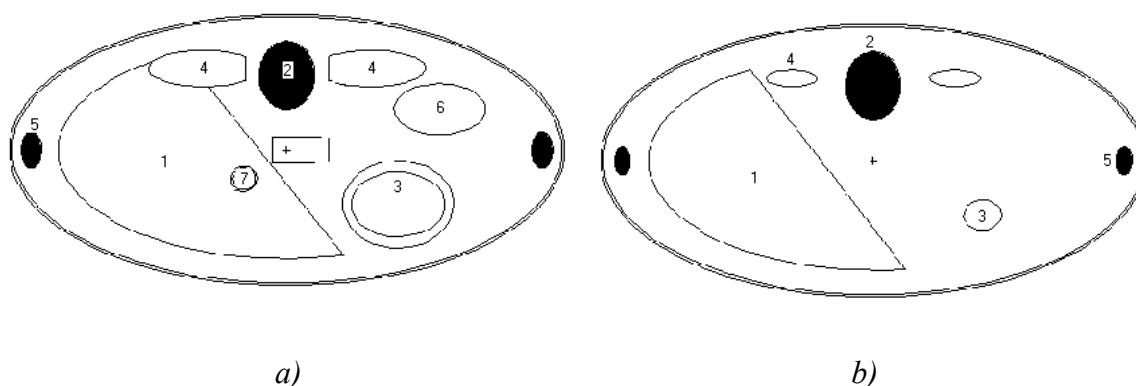
35 sq 64 272.25 0 0 0 0 -17424 0 0 135.

36 pz 127

37 pz 143

38 p 6435 5005 -1575 -225225

Na sl. 6.4a prikazan je presek fantoma sa ravni $pz=135$ cm, gde se vide: jetra (1), kičma (2), želudac (3), bubrezi (4), kosti ruku (5), slezina (6), žuč (7). Jetra (1) se jasnije vidi na sl. 6.4b, dobijenoj presekom sa ravni $pz=127.5$ cm.



Slika 6.4. Poprečni presecci ORNL fantoma dobijeni kao grafički izlazi MCNP

3. Želudac

Zid želuca se predstavlja zapreminom između dva koncentrična elipsoida (na sl. 6.4 želudac je organ (3)). To je ćelija 11 u ulaznom fajlu. Sadržaj želuca je predstavljen zapreminom unutrašnjeg elipsoida (ćelija 12).

11 3 -1.04 -39 40 #47 imp:p=1

12 3 -1.04 -40 imp:p=1

Jednačine površi odgovarajućih elipsoida su:

39 sq 576 896 144 0 0 0 -9216 8 -4 135 \$ spoljasnji elipsoid

40 sq 310.914543 625.988841 65.363490 0 0 0 -3566.739812 8 -4 135 \$ unutrasnji elipsoid.

Površine se predstavljaju brojem (39 i 40), druga oznaka je tip površine (sq je elipsoid), a zatim sledi jednačina odgovarajuće površi, na osnovu definisanih parametara.

4. Bešika

Bešika se predstavlja slično kao i želudac; to je ćelija 13 u ulaznom fajlu, koja predstavlja zid želuca, dok je njegov sadržaj ćelija 14.

Odgovarajuće ćelije, kao i jednačine površi su:

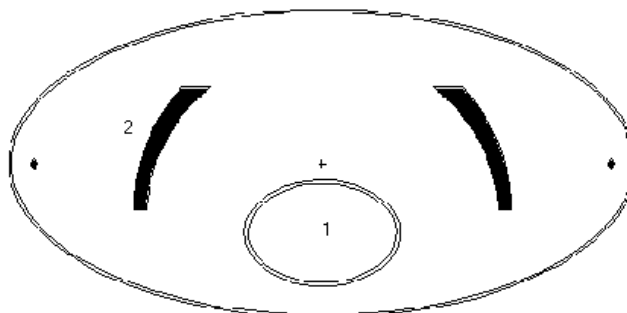
13 3 -1.04 -41 42 imp:p=1

14 3 -1.04 -42 imp:p=1

41 sq 142.988120 293.942933 293.942933 0 0 0 -3514.900218 0 -4.50 108

42 sq 105.646247 227.630725 227.630725 0 0 0 -2339.687839 0 -4.50 108

Na sl. 6.5 želudac je označen brojem 1, a broj 2 je karlica.



Slika 6.5 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP-4B

5. Gonade

U gonade spadaju testisi kod fantoma muškog pola i ovarijumi kod fantoma ženskog pola; to su ćelije 15 i 16 u ulaznom fajlu:

15 3 -1.04 -43 imp:p=1

16 3 -1.04 -44 imp:p=1

Oba organa se predstavljaju pomoću elipsoida, tj. jednačinama 43 i 44 za desni i levi testis, respektivno:

43 sq 11.9025 8.9401 3.8025 0 0 0 -20.115225 -1.30 -8 102.30

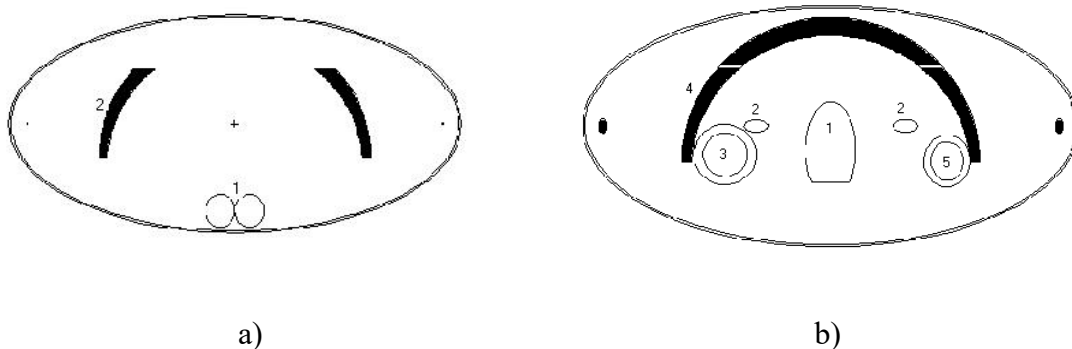
44 sq 11.9025 8.9401 3.8025 0 0 0 -20.115225 1.30 -8 102.30

Odgovarajuće jednačine za ovarijume su:

43 sq 1.0 4.0 0.25 0 0 0 -1.0 -6.0 0 115.0

44 sq 1.0 4.0 0.25 0 0 0 -1.0 6.0 0 115.0

Na sl. 6.6a vide se testisi (1) i karlica (2). Presek je dobijen sa ravni $pz=102.3$ cm, dok je na sl. 6.6b prikazan poprečni presek fantoma ženskog pola ($pz=115$ cm), gde se vide ovarijumi (2) i uterus (1), debelo crevo (3 i 5) i karlica (4).



Slika 6.6 Poprečni preseki ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP-4B

6. Tiroida

U MCNP geometriji je predstavljena i tiroida (sl. 6.7 a, b, c), mada autori (Chou i dr., 2003) tvrde da se tiroida, zbog komplikovanih jednačina četvrtog stepena ne može opisati geometrijom u MCNP-u. U ovom delu rada je ostvareno modelovanje tiroide na osnovu polaznih nejednačina (Tabela 2.8). Delovi tiroide se nalaze između dva koncentrična cilindra (površine 122 i 123). Od interesa je samo prostor između cilindara, koji definišu tiroidu, pa se jednačine četvrtog stepena mogu svesti na jednačine drugog stepena, što je i uradjeno u ovom delu rada, čime je problem pojednostavljen. Tiroida je formirana pomoću osam površina koje seku prostor između cilindara. Koristeći vrednosti za R, r, c i y_0 iz Tabele 2.8, prvo dobijamo τ^2 :

$$\tau^2 = 0.05z^2 - 19.169z + 1670.23$$

$$\tau^2 = 0.006z^2 - 1.974z + 160.049$$

a otuda je izvedeno 8 jednačina površi, koje slede u tekstu. U ulaznom fajlu tiroida je predstavljena kao ćelija:

```
44 3 -1.04 (((-125 134 -122 6 -133 123 127):(-126 128 -122 123 -134 6 -133)): &
((-129 131 134 -122 123 133 -47):(-130 132 -134 -122 123 133 -47))) ( &
-122 123 -23 -124 6 -47) imp:p=1
```

Odgovarajuće jednačine površi su:

122 c/z 0 -4.0 2.2

123 c/z 0 -4.0 1.0

124 py -4

135 gq 1 1 -0.5324 -2 0 0 -8 8 185.556 -16151.826

136 gq 1 1 -0.5324 2 0 0 8 8 185.556 -16151.826

137 gq 1 1 -0.11 -2 0 0 -8 8 38.338 -3324.46

138 gq 1 1 -0.11 2 0 0 8 8 38.338 -3324.46

129 gq 1 1 -0.05889 -2 0 0 -8 8 19.108 -1533.2723

130 gq 1 1 -0.05889 2 0 0 8 8 19.108 -1533.2723

131 gq 1 1 -0.0122 -2 0 0 -8 8 3.948 -304.0976

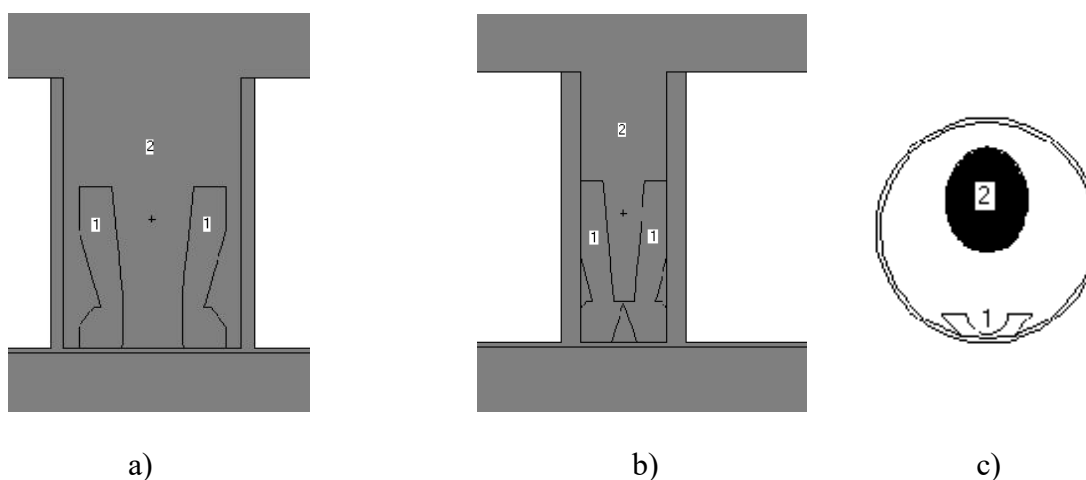
132 gq 1 1 -0.0122 2 0 0 8 8 3.948 -304.0976

133 pz 171.25

134 px 0

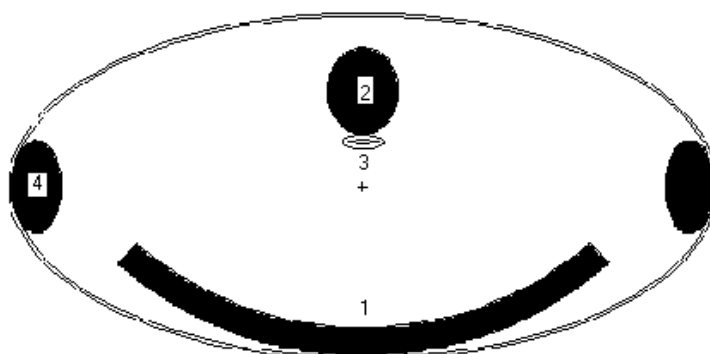
U ovom segmentu ulaznog fajla u prikazanim jednačinama površina oznaka c/z odnosi se na cilindar u pracu z ose, gq je proizvoljan cilindar, a px , py i pz su odgovarajuće jednačine ravni (p je od engleske reči *plane*).

Na sl. 6.7a prikazan je presek vratnog dela (2) sa ravni $pz=174$ i sa ravni $py=-4.5$, da bi se videli delovi tiroide (1). Na sl. 6.7b jasno se vidi tiroida (1), pri čemu je presek dobijen sa ravni $pz=174$ i sa ravni $py=-5.01$. Slika 6.7c prikazuje poprečni presek vrata dobijen presekom fantoma sa ravni $pz=171.15$, gde vidi se tiroida (1).



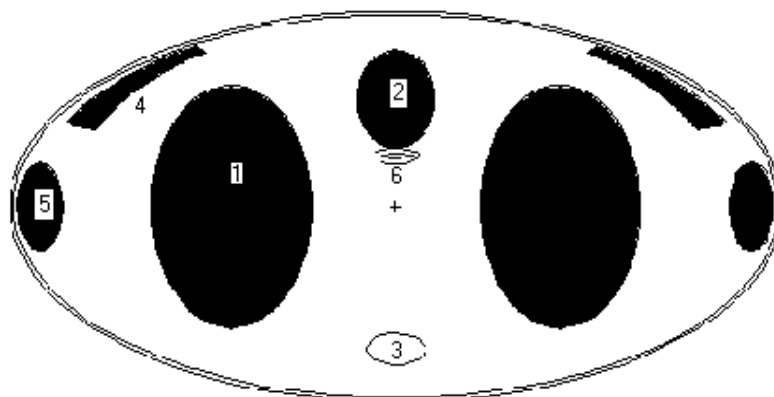
Slika 6.7 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP

Na sl. 6.8 prikazan je poprečni presek fantoma sa ravni $pz= 168.25$, gde se vide: ključna kost (1), kičma (2), jednjak (3) i kosti ruku (4).



Slika 6.8 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP

Na sl. 6.9 prikazan je poprečni presek fantoma sa ravni $pz=157$ cm, gde se vide pluća (1), kičma (2), timus (3), lopatice (4), kosti ruku (5) i jednjak (6).



Slika 6.9 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP

7. Površina kosti

Površina kosti (bone surface) prema Publikaciji ICRP 74 (1996) je definisana kao veoma tanak sloj oko $10 \mu\text{m}$.

8. Crvena koštana srž

Procentni sastav crvene koštane srži u pojedinim kostima i delovima kosti prikazan je u Tabeli 2.8 u Poglavlju 2.1. Apsorbovana doza u crvenoj koštanoj srži je određena pod pretpostavkom da je ista kao u pojedinim delovima skeleta.

Kosti nogu se predstavljaju kao delovi kružnog konusa. U ulaznom fajlu odgovarajuće ćelije su 21 i 22, za levu i desnu nogu, respektivno.

21 5 -1.4 -66 20 -5 imp:p=1

22 5 -1.4 -67 20 -5 imp:p=1 Jednačine kojima se definišu kosti nogu su:

66 2 sq 62500 62500 -39.0625 0 0 0 0 9 0 0

67 3 sq 62500 62500 -39.0625 0 0 0 0 -9 0 0

Broj iza broja površine označava primenjenu transformaciju koordinata u odnosu na izabrani koordinatni sistem: *tr2 -9 0 0 5 90 95 90 0 90 85 90 5

*tr3 9 0 0 -5 90 85 90 0 90 95 90 -5

Transformacija koordinata u MCNP se koriste za pojednostavljenje geometrijskog opisa površina i da poveže pomoćni koordinatni sistem sa glavnim koji se odnosi na geometriju definisanog problema. Ako se koristi simbol *TR, unosi elemenata matrice rotacije (koji određuju odnos između pravaca osa dva koordinatna sistema) su uglovi u stepenima.

Kosti ruku su predstavljene delovima eliptičkog konusa odgovarajućim ćelijama 23 i 24:

23 5 -1.4 -68 5 -70 -16 imp:p=1

24 5 -1.4 -69 5 -70 -16 imp:p=1

Odgovarajuće jednačine površina su:

68 sq 34707.69 9331.56 -14.2884 0 0 0 0 18.40 0 100

69 sq 34707.69 9331.56 -14.2884 0 0 0 0 -18.40 0 100

70 pz 169

Karlica se predstavlja delom zapremine između dva nekoncentrična eliptička cilindra (82 i 83), koja je formirana presecanjem pomoću 2 ravni normalne na z-osu (84 i 85) i 2 ravni normalne na y-osu (86 i 87). U ulaznom fajlu karlica je ćelija 28:

28 5 -1.4 (-83 82 -86 87 5 -84):(82 -83 -84 85 86 -16) imp:p=1

Jednačine odgovarajućih površina su:

82 sq 127.69 127.67 0 0 0 0 -16304.7361 0 -3.8 118

83 sq 144 144 0 0 0 0 -20736 0 -3 118

84 pz 122

85 pz 114

86 py 5

87 py -3

Kičma je predstavljena eliptičkim cilindrom. Podeljena je u 3 dela: gornji, srednji i donji. Gornji deo kičme, u vratu, pomeren je napred u odnosu na položaj u trupu.

41 5 -1.4 (-112 84 -90):(-112 90 -19):(-114 6 -22):(-114 22 -113) imp:p=1

Odgovarajuće jednačine površina su:

112 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 5.50 145.90

113 pz 184.8

114 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 1.45 177.40

Kosti glave čini lobanja i kosti lica. Lobanja je predstavljena zapreminom između dva koncentrična elipsoida, pri čemu unutrašnji cilindar predstavlja mozak (površina 45). To je ćelija 42 u ulaznom fajlu:

42 5 -1.4 -116 45 -12 #18 imp:p=1

116 sq 3991.080625 2487.515625 5076.5625 0 0 0 -224498.28515625 0 0 191.45

Kosti lica (ćelija 43) se predstavljaju delom zapremine između dva koncentrična eliptička cilindra, pri čemu se isključuje zapremina obrazovana preseccima lobanje i mozga:

43 5 -1.4 (-116 45 12 #18):(118 -117 120 -121 -119 116) imp:p=1 \$kosti lica

Odgovarajuće jednačine površi su:

117 sq 81 49 0 0 0 0 -3969 0 0 187.765

118 sq 57.76 31.36 0 0 0 0 -1811.3536 0 0 187.765

c 80 sq 5112.25 3271.84 6400 0 0 0 -327184 0 0 191.45

119 py 0.0

120 pz 182.4

121 pz 193.13

Rebra predstavljaju seriju prstenova između dva koncentrična eliptička cilindra, koji su dobijeni preseccanjem pomoću horizontalnih ravni, normalno na z-osu, na rastojanju 1.4 cm. Rebrima odgovaraju ćelije od 29 do 40:

29 5 -1.4 -88 89 90 -91 #10 imp:p=1

30 5 -1.4 -88 89 92 -93 #10 imp:p=1

31 5 -1.4 -88 89 94 -95 #10 imp:p=1

32 5 -1.4 -88 89 31 -96 imp:p=1

33 5 -1.4 -88 89 97 -98 imp:p=1

34 5 -1.4 -88 89 99 -100 imp:p=1

35 5 -1.4 -88 89 101 -102 #26 #27 imp:p=1

36 5 -1.4 -88 89 103 -104 #26 #27 imp:p=1

37 5 -1.4 -88 89 105 -106 #26 #27 imp:p=1

38 5 -1.4 -88 89 107 -108 #26 #27 imp:p=1

39 5 -1.4 -88 89 109 -110 #26 #27 #23 #24 imp:p=1

40 5 -1.4 -88 89 111 -79 #26 #27 #23 #24 imp:p=1

Odgovarajuće jednačine za površine su:

88 sq 95.0942025 289 0 0 0 0 -27727.245225 0 0 151.2

89 sq 86.49 272.25 0 0 0 0 -23546.9025 0 0 151.2

90 pz 135.1

91 pz 136.5

92 pz 137.9

93 pz 139.3

94 pz 140.7

95 pz 142.1

96 pz 144.9

97 pz 146.3

98 pz 147.7

99 pz 149.1

100 pz 150.5

101 pz 151.9

102 pz 153.3

103 pz 154.7

104 pz 156.1

105 pz 157.5

106 pz 158.9

107 pz 160.3

108 pz 161.7

109 pz 163.1

110 pz 164.5

111 pz 165.9

Ključne kosti (ćelija 25) se predstavljaju kao delovi torusa (oznaka za površinu torusa je tz), koji je presečen ravnima:

25 5 -1.4 -71 -73 -72 imp:p=1

Jednačine površina torusa i ravni su:

71 tz 0 11.1 168.25 20 0.7883 0.7883

72 p 1.12 1 0 11.1

73 p -1.12 1 0 11.1

Lopaticice su definisane delom zapremine izmedju dva koncentrična eliptička cilindra (ćelije 26 i 27).

26 5 -1.4 -75 74 78 -79 -80 81 imp:p=1

27 5 -1.4 -75 74 78 -79 -76 77 imp:p=1

Za svaku lopaticu zapremina je ograničena ravnima $z=150.90$ i $z=167.30$, $y = 0.25|x|$ i $y = 0.80|x|$. Odgovarajuće jednačine površina su:

74 sq 94.09 289 0 0 0 0 -27192.01 0 0 159.1

75 sq 96.04 361 0 0 0 0 -34670.44 0 0 159.1

76 p 0.25 -1 0 0

77 p 0.80 -1 0 0

78 pz 150.9

79 pz 167.3

80 p -0.25 -1 0 0

81 p -0.80 -1 0 0

9. Jednjak

Model jednjaka se sastoji iz dva dela. Prvi deo se proteže duž gornjeg dela trupa i predstavlja oblast između dva eliptička cilindra. Abdominalni deo jednjaka se proteže duž gornjeg abdomena (srednji deo trupa fantoma) i zatvoren je. Ovaj deo se opisuje kružnim cilindrom, gde je tačka (x', y', z') povezana sa koordinatnim sistemom fantoma (x, y, z) rotaciono-translacionim jednačinama u matricnoj formi (tr9) (Tabela 2.8). Odgovarajuća transformacija koordinata data je kao:

tr9 0 2.575 142.30 0.736084 -0.604969 -0.303634 0.634945 0.772557 0 0.234575 &
-0.192791 0.952789

U ulaznom fajlu jednjak je predstavljen kao ćelija 18.

18 3 -1.04 (37 -6 -48 175):(-176 177 -178) imp:p=1

Odgovarajuće jednačine površina su:

47 pz 175.0

48 sq 0.1764 1.3689 0 0 0 0 -0.24147396 0 2.575 156.5

175 sq 0.0144 0.7569 0 0 0 0 -0.01089936 0 2.575 156.5

176 9 cx 0.70

177 9 px 0.10

178 9 px 7.80

10. Grudi predstavljaju delove dva elipsoida (ćelije 45 i 46 i površi 127 i 128 u ulaznom fajlu), koji su pridodati na trup (sl. 6.10 prikazuje poprečni presek sa ravni pz=152 cm).). U ulaznom fajlu za fantom ženskog pola grudima odgovaraju ćelije 45 i 46:

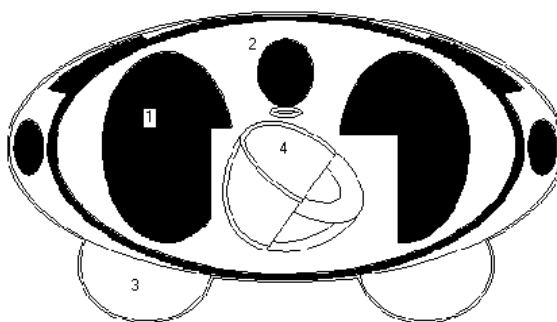
45 3 -1.04 16 -127 imp:p=1

46 3 -1.04 16 -128 imp:p=1

Odgovarajuće jednačine površina su:

127 sq 268.71405625 352.03140625 388.58265625 0 0 0 -6062.860894140625 10 -8.66 152

128 sq 268.71405625 352.03140625 388.58265625 0 0 0 -6062.860894140625 -10 -8.66 152



Slika 6.10 Poprečni presek ORNL fantoma ženskog pola dobijen

kao grafički izlaz MCNP-4B

11. Debelo crevo se sastoji iz gornjeg dela (ascendentno i transverzalno) i donjeg dela (descendentno i sigmoidno). Svaki deo debelog creva, izuzev sigmoidnog, definisan je

prostorom između dva koaksijalna eliptička cilindra, dok je sadržaj prostor unutrašnjeg cilindra. Sigmoidno debelo crevo se predstavlja delovima dva eliptična torusa. U ulaznom fajlu debelo crevo je ćelija 19, a sadržaj ćelija 20:

19 3 -1.04 (-49 50 51 -52):(-53 54 -55 56):(-57 58 59 -52):(-61 62 -59 65): &
(-63 64 -65 5) imp:p=1

20 3 -1.04 (-50 51 -54 -55 56 -58 59 -52):(-62 -59 65):(-64 -65 5) imp:p=1

Odgovarajuće jednačine površina su date za svaki deo debelog creva:

- ascendentno debelo crevo:

49 sq 6.25 6.25 0 0 0 0 -39.0625 -8.50 -2.36 119.225

50 sq 3.20947225 3.20947225 0 0 0 0 -10.300712135 -8.5 -2.36 119.225

51 pz 114.45

52 pz 124.0

- transversalno debelo crevo:

53 1 sq 2.25 6.25 0 0 0 0 -14.0625 0 -2.36 125.50

54 1 sq 0.946729 3.892729 0 0 0 0 -3.68539433441 0 -2.36 125.50

55 px 10.50

56 px -10.50

- descendentno debelo crevo:

57 sq 4.5369 3.5344 0 0 0 0 -16.03521936 9.37 -2.89 126.36

58 sq 2.5281 1.7956 0 0 0 0 -4.53945636 9.37 -2.89 126.36

59 pz 108.72

c 52 pz 124.0

-sigmoidno debelo crevo:

61 ty 3.0 0 108.72 5.72 1.57 1.57

62 ty 3.0 0 108.72 5.72 0.91 0.91

63 ty 3.0 0 100.0 3.0 1.57 1.57

64 ty 3.0 0 100.0 3.0 0.91 0.91

12. Koža

Koža se predstavlja slojem debljine S koji obavija spolja trup fantoma, uključujući gornji deo trupa i donji deo nogu, ali isključujući dno trupa, gornji deo nogu i dno glave. Sloj kože ima debljinu 0.20 cm i odgovara dermisu i epidermisu. Na osnovu preporuka ICRP 74 (ICRP 74, 1996) koža se može predstaviti mekim tkivom. U novijim preporukama ICRP 89 u paragrafu 518 na strani 210 (ICRP 89, 2002) za debljinu kože nogu preporučuje se vrednost od 0.12 cm, a za debljinu kože trupa i glave 0.20 cm i gustina 1.1 g/cm^3 .

6. 1. 3. Modelovanje organa ostatka

Organi ostatka u oni kod kojih je verovatnoća razvoja kancera manja od 1% u slučaju uniformnog ozračivanja celog čovečjeg tela. Svi organi ostatka se računaju kao jedan organ i uzima se srednja apsorbovana doza kao reprezent. Međutim postoje situacije kada je doza u nekom od organa (ili više njih) znatno veća u odnosu na druge, kada se primenjuju drugi načini usrednjavanja.

U organe ostatka spadaju sledeći organi: adrenalne žlezde, mozak, tanko crevo, bubrezi, pankreas, slezina, timus, uterus i mišići. Svi organi ostatka su takodje modelovani i uprogramirani u ulazni fajl

1. Adrenalne žlezde

Svaka adrenalna žlezda je predstavljena polovinom elipsoida i nalazi se iznad bubrega. Korišćena je transformacija koordinata, pri čemu su rotaciono-translacione jednačine, date u matricnoj formi, prikazane takodje u Tabeli 2.9.

tr4 3.5 5.0 138 0.616 0.788 0 -0.788 0.616 0 0 0 1

tr5 -3.5 5 138 0.616 -0.788 0 0.788 0.616 0 0 0 1

50 3 -1.04 -143 145 imp:p=1

51 3 -1.04 -144 145 imp:p=1

Odgovarajuće jednačine površina elipsoida (143 i 144) i ravni koja seče elipsoide (145) su:

143 4 sq 6.25 56.25 0.5625 0 0 0 -14.0625 3.5 5 138

144 5 sq 6.25 56.25 0.5625 0 0 0 -14.0625 -3.5 5 138

145 pz 138

2. Mozak

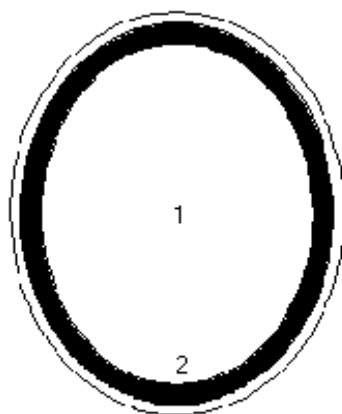
Mozak se predstavlja elipsoidom (ćelija 17):

17 3 -1.04 (-45 -12):(-45 12) imp:p=1

Odgovarajuća jednačina površine elipsoida je:

45 sq 2445.3025 1440.2025 3221.6976 0 0 0 -106517.3769 0 0 191.45

Na sl. 6.11 prikazan je poprečni presek fantoma, dobijen ravni $pz=193$ cm, gde se vide mozak (1) i lobanja (2).



Slika 6.11 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP-4B

3. Tanko crevo

Tanko crevo i sadržaj se predstavljaju delom eliptičkog cilindra (ćelija 62):

62 3 -1.04 -163 164 -165 166 -36 #19 #20 imp:p=1

Odgovarajuće jednačine površina za tanko crevo su:

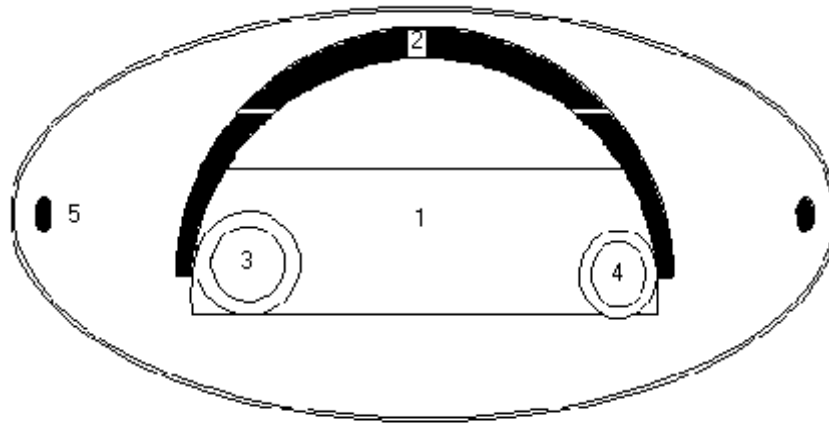
163 sq 127.69 127.69 0 0 0 0 -16304.7361 0 -3.80 0

164 py -4.86

165 py 2.20

166 pz 117

Na sl. 6.12 prikazani su organi dobijeni presekom pomoću ravni $pz=120$ cm, gde se vide tanko crevo (1), karlica (2), debelo crevo (3 i 4) i kosti ruku (5).



Slika 6.12 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP

4. Bubrezi

Svaki bubrež se predstavlja elipsoidom, koji je presečen ravni (ćelije 11 i 12 za levi odnosno desni bubrež, respektivno):

45 3 -1.04 -135 65 imp:p=1

46 3 -1.04 -136 -137 imp:p=1

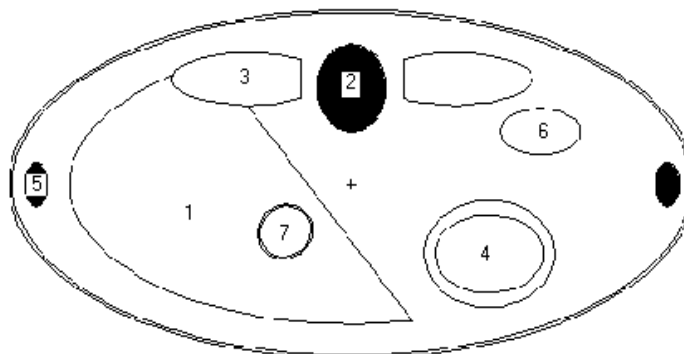
Jednačine površine ravni su:

135 sq 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 6.0 6.0 132.50 \$ levi bubrež

136 sq 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 -6.0 6.0 132.50 \$ desni bubrež

137 px -3

Na sl. 6.13 prikazan je presek sa ravni $pz=132.5$ cm, gde se vide jetra (1), kičma (2), bubrezi (3), želudac (4), kosti ruku (5), slezina (6) i žuč (7).



Slika 6.13 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP-4B

5. Pankreas

Pankreas se predstavlja polovinom elipsoida pri čemu je jedan deo uklonjen (ćelija 47 i površi 138, 139 i 140):

47 3 -1.04 (-138 139 -65):(-138 65 140) imp:p=1 \$ pankreas

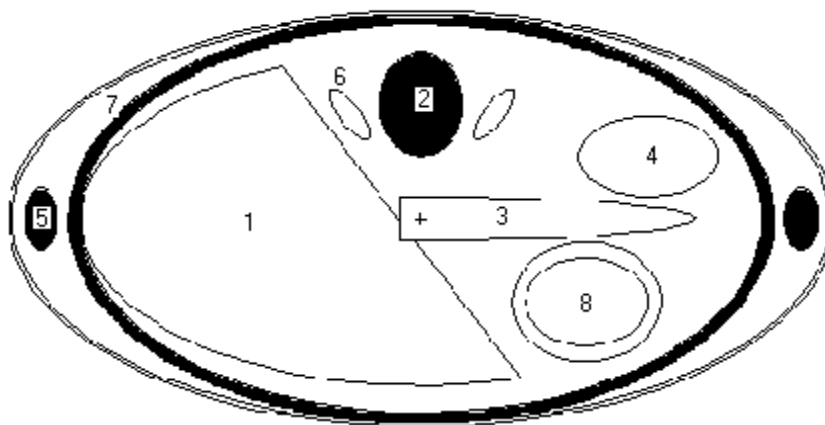
Odgovarajuće jednačine površina elipsoida i ravni su:

138 sq 15.6816 2787.84 368.64 0 0 0 -4014.4896 -1.0 0 137

139 px -1

140 pz 137

Na sl. 6.14 prikazan je presek dobijen ravni $pz=138.5$ cm, gde se vide jetra (1), kičma (2), pankreas (3), slezina (4), kosti ruku (5), adrenalne žlezde (6), rebra (7) i želudac (8).



Slika 6.14 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP-4B

6. Slezina

Slezina se predstavlja pomoću elipsoida (4) na sl. 6.14 (ćelija 48)::

48 3 -1.04 -141 imp:p=1

Odgovarajuća jednačina površine je:

141 sq 144 441 49 0 0 0 -1764 11 3 137

7. Timus

Timus se takodje predstavlja pomoću elipsoida (ćelija 49 i površ 142):

49 3 -1.04 -142 imp:p=1

142 sq 10.24 36 1.44 0 0 0 -23.04 0 -7.30 157.00

8. Uterus

Uterus se predstavlja pomoću elipsoida koji je presečen ravni (površni 167 i 168), a u ulaznom fajlu za fantom ženskog pola predstavljen je odgovarajućom ćelijom broj 66:

66 3 -1.04 -167 168 imp:p=1

167 sq 67.16458116 16.92005956 187.04391696 0 0 0 -461.044550914704 0 -2 114

168 py -4.62

9. Mišići

Pod mišićima se podrazumeva razlika mekog tkiva i svih organa identifikovanih u fantomu (Cristy i Eckerman, 1987).

Pored glavnih organa i organa ostatka, razmatrani su srce i žuč. Osnovne nejednačine i parametri ovih organa, kao i rotaciono-translacione jednačine za transformaciju koordinata prikazane su u Tabeli 2.9.

Srce se predstavlja pomoću četiri četvrtine elipsoida, kao spoljašnjim površinama. Unutar tog prostora, srce je podeljeno u oblasti koje predstavljaju mišiće i četiri komore. U ulaznom fajlu srce je predstavljeno ćelijama 54 i 55 (leva komora), 56 i 57 (desna komora), zatim ćelijama 58 i 59 (leva pretkomora) i 60 i 61 (desna pretkomora):

54 3 -1.04 -151 152 153 #56 #57 imp:p=1

55 3 -1.04 -152 153 #56 #57 imp:p=1

56 3 -1.04 -154 155 153 -156 151 imp:p=1

57 3 -1.04 -155 153 -156 151 imp:p=1

58 3 -1.04 (-157 158 -153 156):(-159 160 -153 -156) imp:p=1

59 3 -1.04 (-158 -153 156):(-160 -153 -156) imp:p=1

60 3 -1.04 -161 162 -153 -156 159 imp:p=1

61 3 -1.04 -162 -153 -156 159 imp:p=1

Sve ove ćelije su definisane preseccima ili unijama sledećih površina elipsoida i ravni:

151 8 sq 240.25 710.7556 1849 0 0 0 -17768.89 0 0 0

152 8 sq 44.3556 172.6596 729.5401 0 0 0 -2363.709924 0 0 0

153 8 px 0

154 8 sq 1225 3624.08 1849 0 0 0 -90601 0 0 0

155 8 sq 792.9856 2621.44 1239.04 0 0 0 -50751.0784 0 0 0

156 8 pz 0

157 8 sq 240.25 280.2276 729 0 0 0 -7005.69 0 0 0

158 8 sq 173.1856 203.9184 574.5609 0 0 0 -4504.557456 0 0 0

159 8 sq 110.25 128.5956 729 0 0 0 -3214.89 0 0 0

160 8 sq 71.5716 84.2724 574.5609 0 0 0 -1861.577316 0 0 0

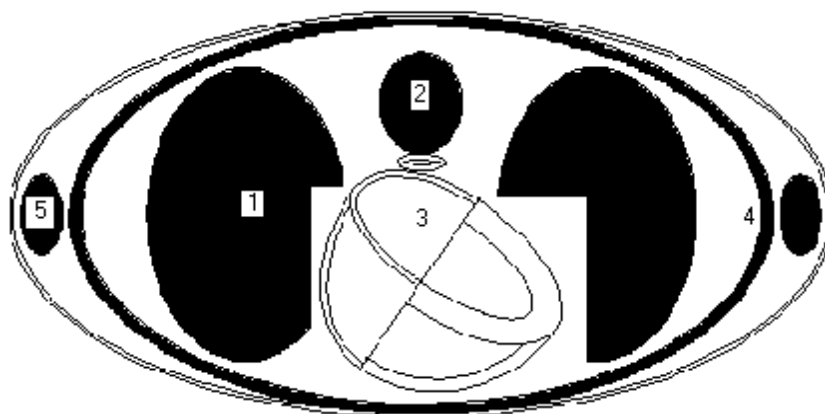
161 8 sq 1225 1428.84 729 0 0 0 -35721 0 0 0

162 8 sq 991.6201 1167.5889 574.5609 0 0 0 -25792.038801 0 0 0

Primenjena je odgovarajuća transformacija koordinata:

tr8 1 -1.8 150 0.6751 -0.4727 -0.5664 -0.4640 0.3249 -0.8241 0.5736 0.8191 0

Na sl. 6.15 prikazan je poprečni presek fantoma sa ravni pz=150 cm, gde se pored drugih organa, jasno vidi srce (3).



Slika 6.15 Poprečni presek ORNL fantoma dobijen kao grafički izlaz MCNP-4B

Žuč se u fantomu predstavlja kao organ gde je na polusferu pridodat konus (izuzev novorodjenčeta, gde žuč ima oblik cilindra). To su ćelije 52 i 53 (zid i sadržaj žuči, respektivno):

52 3 -1.04 (-146 147 -148):(-149 150 148 -145) #47 imp:p=1

53 3 -1.04 (-147 -148):(-150 148 -145) #47 imp:p=1

Kod odgovarajućih jednačina površina je primenjena transformacija koordinata tr7.

146 7 so 2.20

147 7 so 2.0

148 7 pz 0

149 7 sq 1 1 -0.05175625 0 0 0.4823 -4.4944 0 0 0

150 7 sq 1 1 -0.05175625 0 0 0.455 -4 0 0 0

tr7 -4.5 -3.2 130 0.9615 0 -0.2748 -0.0574 0.9779 -0.2008 0.2687 0.2090 0.9403

Na ovaj način izvršeno je modelovanje svih značajnih organa ORNL fantoma za ulazni fajl MCNP.

6. 1. 4. Proračun konverzionih koeficijenata za pojedine organe ORNL fantoma

U ovom delu rada predstavljeni su konverzioni koeficijenti za pojedine organe ljudskog tela od ^{137}Cs u tlu, prema radu (Krstić i Nikezić, 2006). Konverzioni koeficijent daje jačinu apsorbovane doze u (Gy/s) po jediničnoj aktivnosti u tlu u (Bq/kg). ORNL fantom stoji tačno u centru cilindra na površini tla. Korišćena je geometrija ozračivanja "odozdo" koja ne spada u standardne geometrije, definisane preporukama u ICRP 74 (ICRP, 1996) i ICRP 116 (ICRP, 2010). Pod pretpostavkom cilindričnog izvora definisana je takozvana karta izvora (Source card) u ulaznom fajlu za MCNP. Izvor fotona je ^{137}Cs u tlu oblika cilindra dubine 20 cm i radijusa 300 cm. Fotoni emitovani sa većeg rastojanja od 300 cm imaju malu verovatnoću da pogode metu, što je provereno većim brojem simulacija u kojima je poluprečnik cilindra povećavan za 50 cm. Cilindar tla je podeljen u 10 malih cilindara visine po 2 cm. Svaki od ovih malih cilindara je izvor gama zračenja sa energijom 0.662 MeV. Pretpostavljena je homogena raspodela radionuklida u malim cilindrima i primenjeno je uniformno uzorkovanje početnih tačaka. Mete su svi glavni organi i organi ostatka. Za svaki izvor (sloj tla debljine 2 cm), primenjeno je ukupno 10^8 simulacija, da bi se smanjila neodređenosti računanja. Broj simulacija obezbeđuje da je relativna greška manja od 10% u svim organima, izuzev tiroide koja je mali organ i udaljen je od tla te je i verovatnoća pogadjanja mala. Iskorišćena je jedna od mogućih opcija izlaza MCNP-a, *Energy deposition tally* u jedinicama MeV/g po jednom emitovanom fotonu. Dobijeni rezultat predstavlja apsorbovanu dozu po emitovanom fotonu u definisanoj ćeliji, odnosno organu fantoma. Izvršena je konverzija jedinica da bi se dobili konverzioni koeficijenti, tj., jačina apsorbovane doze po jediničnoj aktivnosti, u $f\text{Gy}/(\text{Bq}\cdot\text{s}\cdot\text{kg}^{-1})$

¹⁾ ($1 \text{ fGy} = 10^{-15} \text{ Gy}$). Konverzioni koeficijenti za sve glavne organe i organe ostatka računati su u zavisnosti od dubine izvora.

Za gonade konverzioni koeficijenti su dobijeni kao aritmetička sredina doza po jedinici specifične aktivnosti u testisima i ovarijumima, za fantom muškog i ženskog pola, respektivno. Apsorbovana doza u koži i odgovarajući konverzioni koeficijent dobijeni su usrednjavanjem po masi za kožu glave, vrata, trupa i nogu.

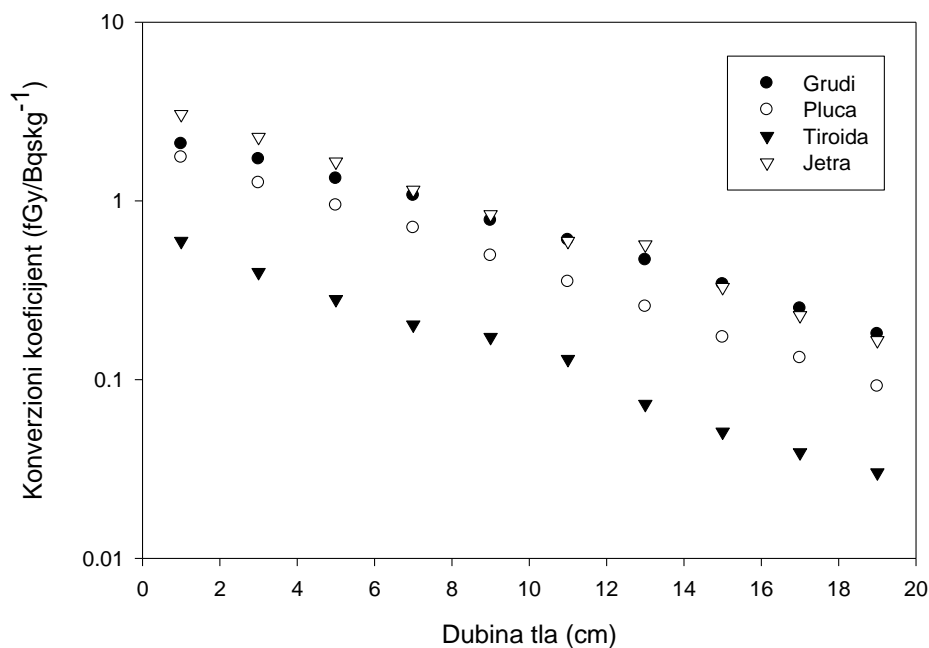
Konverzioni koeficijenti za organe ostatka dobijeni su usrednjavanjem doza po jedinici specifične aktivnosti za 9 organa ostatka koje čine: mozak, bubrezi, pankreas, slezina, timus, adrenalne žlezde, mišići, uterus i tanko crevo (ICRP, 1996). Mišići, kao jedan od organa ostatka predstavljaju meko tkivo celog tela od koga su oduzeti svi identifikovani organi i skelet.

Prema preporukama ICRP 74 u paragrafu 127 (ICRP, 1996) doza u površini kosti (veoma tanak sloj oko $10 \mu\text{m}$) zamenjuje se srednjom dozom u kosti. Srednja doza u skeletu D_s je računata, usrednjavanjem po masi, na sledeći način: $D_s = p_i D_i$, gde je D_i apsorbovana doza u kosti i , a $p_i = m_i/M$; m_i is masa kosti i , a M masa celokupnog skeleta.

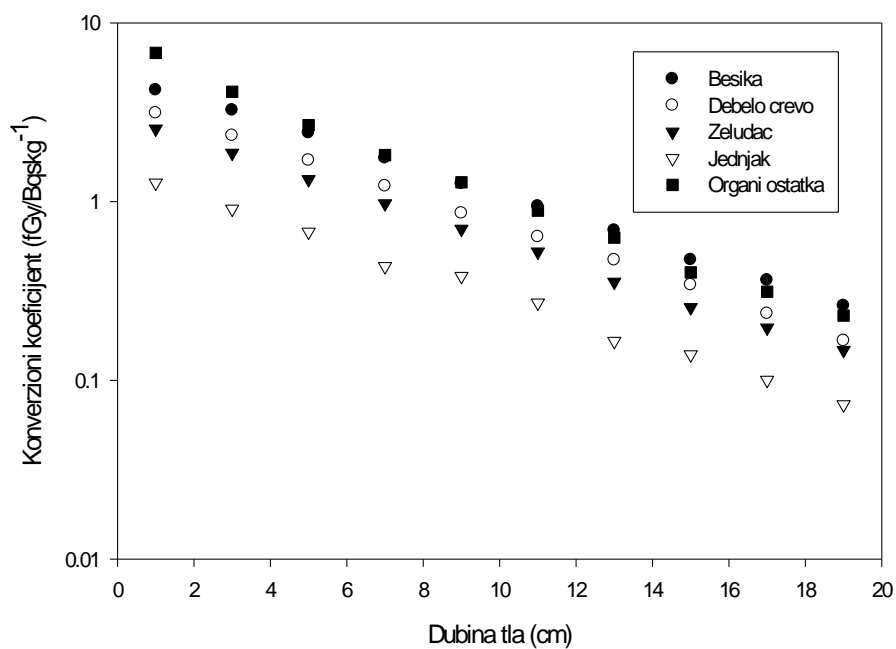
Doza u crvenoj koštanoj srži D_C je računata po sličnoj proceduri. Pretpostavljeno je da je doza u crvenoj koštanoj srži date kosti jednaka dozi u toj kosti. Masa $m_{C,i}$ crvene koštane srži u kosti i je računata kao $m_{C,i} = \eta_i m_{s,i}$ gde je η_i maseni deo koštane srži u i -toj kosti, a m_s masa kosti i (Tabela 2.10 u Poglavlju 2.3); zatim je računat deo $p_{C,i} = m_{C,i}/M_C$, gde je M_C ukupna masa crvene koštane srži i na kraju, doza u crvenoj koštanoj srži dobija se kao $D_C = p_{C,i} D_i$.

Dobijeni rezultati zavisnosti konverzionog koeficijenta od dubine izvora u tlu su prikazani na slikama u daljem tekstu. Na posebnoj sl. prikazana je zavisnost konverzionog koeficijenta od dubine tla za crvenu koštanu srž za svaku kost posebno i ukupnu crvenu koštanu srž. Takodje je na posebnoj sl. data zavisnost konverzionog koeficijenta od dubine izvora u tlu za sve organe koji pripadaju organima ostatka.

Konverzioni koeficijenti za glavne organe (prema ICRP 60 (1991)), predstavljeni su na sl. 6.16-18 (po 4 glavna organa na grafiku). Na sl. 6.16 prikazana je zavisnost konverzionih koeficijenata od dubine tla za grudi, pluća, tiroidu i jetru. Najveća vrednost je za jetru (kao organ sa najvećom masom od svih organa) i grudi (organi pridodati na trup fantoma koji odgovara ženskom polu). Najmanju vrednost konverzionog koeficijenta ima tiroida, kao organ najudaljeniji od izvora. Odgovarajuće vrednosti konverzionih koeficijenata za izvor ^{137}Cs na površini tla u jetri, grudima i tiroidi su: $3.05 \text{ fGy}/(\text{Bq}\cdot\text{s}\cdot\text{kg}^{-1})$, $2.08 \text{ fGy}/(\text{Bq}\cdot\text{s}\cdot\text{kg}^{-1})$ i $0.60 \text{ fGy}/(\text{Bq}\cdot\text{s}\cdot\text{kg}^{-1})$, respektivno.



Slika 6.16 Konverzioni koeficijent ($fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$) u grudima, plućima, tiroidi i jetri u funkciji dubine izvora ^{137}Cs u tlu (cm)

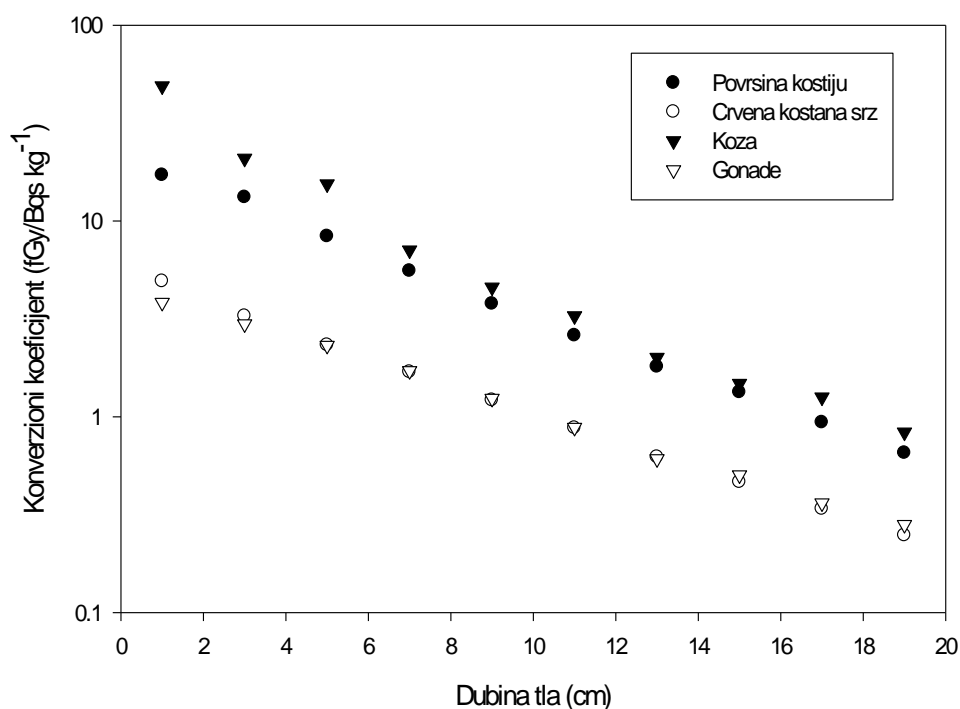


Slika 6.17 Konverzioni koeficijent ($fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$) u bešici, debelom crevu, želucu, jednjaku i ostatku u funkciji dubine izvora ^{137}Cs u tlu (cm)

Na sl. 6.17 prikazana je zavisnost konverzionih koeficijenata od dubine tla u bešici, debelom crevu, želucu, jednjaku i ostatku. Bešika i debelo crevo su glavni organi koji imaju

najveće vrednosti konverzionih koeficijenata za površinski sloj tla (kao najbliži organi izvoru) od 6.21 i 3.13 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$, respektivno. Vrednosti konverzionih koeficijenata od izvora na najvećoj dubini su najmanje zbog samoapsorpcije u tlu i nalaze se u opsegu 0.07-0.26 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$ (za bešiku 0.26 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$, debelo crevo 0.17 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$, želudac 0.15 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$ i jednjak 0.07 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$).

U skladu sa razmatranjima u ICRP 74 (ICRP, 1996), dobijene su najveće vrednosti konverzionih koeficijenata za organe koji su raspodeljeni u telu, kao što su koža, površina kosti i crvena koštana srž (sl. 6.18). Odgovarajuće vrednosti su 48.91 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$, 17.16 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$ i 4.92 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$, respektivno. Dobijene vrednosti konverzionih koeficijenata odnose se na najblići izvor ^{137}Cs u tlu. Za najdublji izvor odgovarajuće vrednosti su: 0.83 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$, 0.65 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$ i 0.25 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$. Vrednosti apsorbovane doze opadaju postepeno sa povećanjem dubine izvora i za najdublji izvor su istog reda veličine.

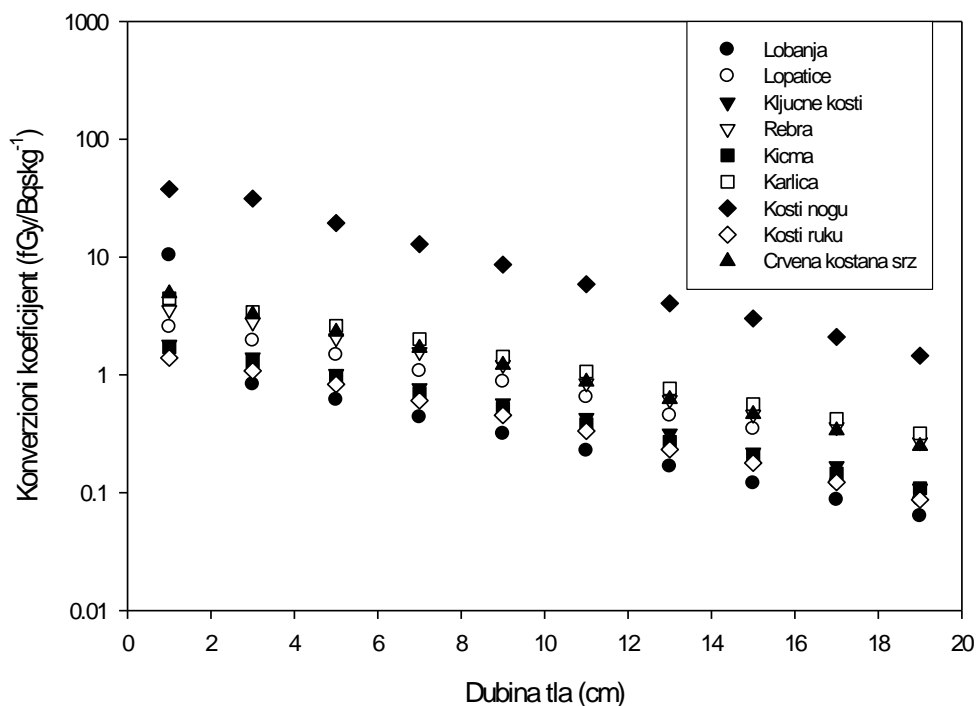


Slika 6.18 Konverzioni koeficijent ($fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$) u površini kosti, crvenoj koštanoj srži i koži u funkciji dubine izvora ^{137}Cs u tlu (cm)

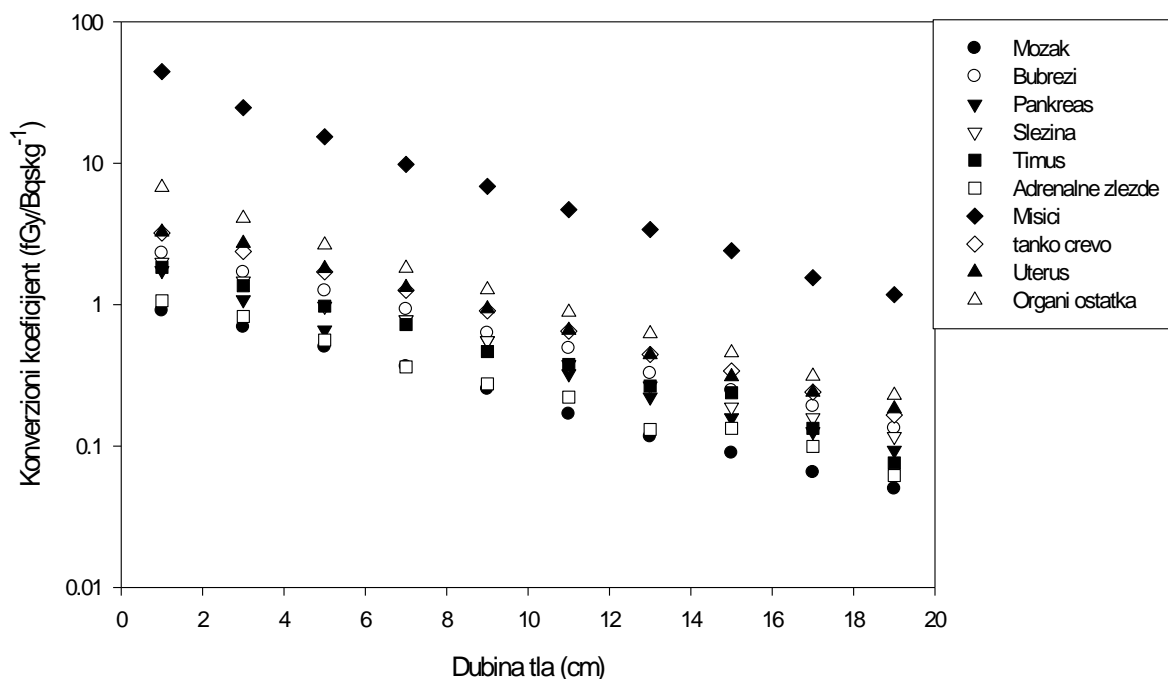
Konverzioni koeficijenti u svim delovima skeleta i u crvenoj koštanoj u zavisnosti od dubine izvora ^{137}Cs u tlu prikazani su na na sl. 6.19. Konverzioni koeficijenti za crvenu koštanu srž takodje su dati i na sl. 6.18. Najveći doprinos dozi u crvenoj koštanoj srži potiče od karlice,

gde je i najveći sadržaj crvene koštane srži (33.1%). Od svih delova skeleta kosti nogu prime najveću dozu, jer su najbliže izvoru, a i zbog najveće mase od 3920 g u odnosu na masu celog skeleta koja iznosi 10106 g, što čini oko 40% ukupne mase skeleta. Približno 80-90% doze u skeletu pripisuje se kostima nogu. Međutim, doprinos ukupnoj dozi u crvenoj koštanoj srži je mali zbog niskog sadržaja crvene koštane srži u kostima nogu (3.35%).

Slika 6.20 prikazuje zavisnost konverzionih koeficijenata za sve organe ostatka i sam ostatak. Najveća, odnosno najmanja vrednost konverzionog koeficijenta je za mišiće i mozak, 44.44 i 0.90 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$, respektivno. Odgovarajuća vrednost za ostatak, dobijena usrednjavanjem doze koju prime organi ostatka je 6.76 $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$. Ove vrednosti se odnose na najblići izvor ^{137}Cs u tlu. Konverzioni koeficijenti za ostatak dati su i na sl. 6.17.



Slika 6.19 Konverzioni koeficijent ($fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$) u crvenoj koštanoj srži za pojedine kosti u funkciji dubine izvora ^{137}Cs u tlu (cm)



Slika 6.20. Konverzioni koeficijent ($fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$) u pojedinim organima ostatka u funkciji dubine izvora ^{137}Cs u tlu (cm)

Pored rezultata za apsorbovanu dozu u organima ljudskog tela, MCNP daje i odgovarajuću relativnu grešku. Statističke greške zavise od energije fotona, geometrije ozračivanja, veličine fantoma, kao i od zapremine i položaja organa u telu. Za velike organe kao što su jetra, pluća, bešika, želudac i debelo crevo, odgovarajuće greške su: 1.9, 2.8, 2.6, i 3.5 i 2%. Za organe koji imaju manju masu, statistička greška je veća. Na primer, za gonade: testise 5.4, ovarijume 9.3 %, za tiroidu 14.5% i jednjak 6.7 %. Za organe koji su distribuirani u telu, kao što su koža, crvena koštana srž i površina kosti relativne greške su vrlo male: 1.7, 2.2 i 0.12 %, respektivno.

6. 1. 5. Proračun ekvivalentne doze organa ORNL fantoma i efektivne doze

Na osnovu dobijenih vrednosti konverzionih koeficijenata u pojedinim organima ORNL fantoma, računata je efektivna doza od ^{137}Cs u tlu, kao spoljašnjeg izvora gama zračenja.

Radijacioni težinski faktor fotonskog zračenja je jednak jedinici, pa su apsorbovane doze brojno jednake ekvivalentnim. Efektivna doza je računata primenom tkivnih težinskih faktora u skladu sa preporukama ICRP 60, ICRP 74. Prema ovim preporukama efektivna doza se računa korišćenjem podataka za ekvivalentnu dozu organa za muške i ženske modele, primenom sledeće formule:

$$E = w_{\text{grudi}} H_{\text{grudi}} + \sum_{T \neq \text{grudi}} w_T \frac{H_{T,m} + H_{T,\text{ž}}}{2} \quad (6.1)$$

gde simboli imaju sledeće značenje: w_T su tkivni težinski faktori, pri čemu je $\sum_T w_T = 1$; $H_{T,m}$ i $H_{T,\text{ž}}$ ekvivalentne doze glavnih organa za muški i ženski model (izuzev grudi). Merna jedinica za efektivnu dozu je J/kg i nosi specijalni naziv Sievert (Sv).

Ekvivalentna doza se definiše kao suma odgovarajućih proizvoda:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (6.2)$$

gde je $D_{T,R}$ srednja apsorbovana doza za zračenje, R u tkivu T; w_R je radijacioni težinski faktor za zračenja R (uračunava različite vrste zračenja), čija je vrednost za fotonsko zračenje jednaka 1 ($w_R = 1$), tako da je ekvivalentna doza brojno jednaka apsorbovanoj dozi za slučaj fotona. Merna jedinica za ekvivalentnu dozu je Sievert (Sv), 1Sv=1 J/kg.

Doprinosi ekvivalentnoj dozi u organima iz sloja tla računati su množenjem konverzionih koeficijenata (prikazanim na sl. 6.16-20 u jedinicama $fGy/(Bq \cdot s \cdot kg^{-1})$) sa brojem dezintegracija u toku jedne godine. Za dobijanje ekvivalentne doze u organu doprinosi ekvivalentnoj dozi od različitih slojeva su sabrani. Na ovaj način dobijene su ekvivalentne doze za sve organe ljudskog tela.

Na osnovu konverzionih koeficijenata, određene su ekvivalentne doze u organima ORNL fantoma i efektivna doza od ^{137}Cs u tlu.

Eksperimentalni rezultati su pokazali da je aktivnost ^{137}Cs najveća u površinskom sloju tla do 8 cm dubine, a da je na dubinama oko 20 cm, skoro zanemarljiva. Postojanje dva maksimuma u vertikalnoj raspodeli aktivnosti nije jasno uočeno (plići i izraženiji, koji se pripisuje černobiljskom akcidentu, a dublji i slabiji, nuklearnim probama). Vertikalna raspodela ceziuma u tlu ispitivana je eksperimentalno i teorijski i rezultati istraživanja su

U tabeli 6.1. su date srednje vrednosti aktivnosne koncentracije za svaku ispitivanu lokaciju. Takođe su prikazani rezultati dobijeni za ekvivalentnu dozu svih glavnih organa i ostatka, kao i za efektivnu dozu ORNL fantoma.

Vrednost efektivne doze je procenjena za pojedinca koji stoji na cilindričnom izvoru tla, pri čemu je uzeta u obzir dubinska raspodela ^{137}Cs , odnosno raspodela aktivnosti ^{137}Cs u tlu po

dubini za svaku lokaciju posebno. Dobijena vrednost efektivne doze je u opsegu od 3.64 $\mu\text{Sv}/\text{y}$ (lokacija 18) do 41.61 $\mu\text{Sv}/\text{y}$ (lokacija 13), sa srednjom vrednošću od 15.84 $\mu\text{Sv}/\text{y}$. Efektivna doza je veća za lokacije sa većom srednjom koncentracijom ^{137}Cs , ali ne uvek, zbog toga što dubinska raspodela aktivnosti ^{137}Cs u tlu takodje ima uticaj na dozu. Na primer lokacije 1 i 8 imaju slične vrednosti srednje aktivnosti, ali se vrednosti efektivne doze razlikuju. Lokacije 5 i 15 imaju slične vrednosti srednje koncentracije aktivnosti, ali i sličan oblik funkcije raspodele aktivnosti ^{137}Cs po dubini, što daje slične vrednosti za efektivnu dozu.

U proceni efektivne doze, potrebno je uzeti u obzir takozvani faktor boravka na otvorenom prostoru (*outdoor occupancy factor*) od 20% (UNSCEAR, 2000), čime se vrednost efektivne doze redukuje na 3.17 $\mu\text{Sv}/\text{y}$.

Procenjena vrednost efektivne doze je manja u odnosu na druge izvore prirodnog zračenja. Prosečna godišnja efektivna doza na nivou mora od prirodnih izvora zračenja je 2.40 mSv (UNSCEAR, 1988), gde se 1.60 mSv odnosi na unutrašnje, a 0.80 mSv na spoljašnje izvore zračenja. Efektivna doza od ^{137}Cs iz tla je znatno manja u odnosu na ostale izvore prirodnog zračenja.

Tabela 6.1 Ekvivalentna doza organa ORNL fantoma i efektivna doza

¹³⁷ Cs Bq kg ⁻¹	Broj lokacije	Ekvivalentna doza u glavnim organima i ostatku (μSv/y)													Efektivna doza (μSv/y)
		Gonade	Crv. koš. srž	Debelo crevo	Pluća	Želudac	Bešika	Grudi	Jednjak	Jetra	Tiroida	Koža	Površ. kosti.	Ostatak	
64.7	1.	22.12	25.12	17.07	9.53	13.72	23.64	12.70	6.78	16.72	3.07	192.64	90.61	31.65	19.84
99.3	2.	32.80	37.97	25.56	14.25	20.59	35.22	18.65	10.17	25.04	4.63	304.16	137.62	48.67	29.90
49.1	3.	16.28	18.59	12.60	7.03	10.13	17.42	9.33	5.00	12.35	2.27	144.16	67.10	23.55	14.67
67.8	4.	22.71	26.60	17.44	9.75	14.01	24.20	13.10	6.93	17.07	3.14	192.81	91.86	32.03	20.23
44.3	5.	15.13	16.92	11.55	6.46	9.28	16.07	8.79	4.60	11.31	2.08	124.72	60.19	20.98	13.37
82.5	6.	31.93	36.67	24.74	13.82	19.92	34.18	18.26	9.85	24.24	4.48	288.74	131.71	46.60	28.89
20.7	7.	7.08	7.97	5.44	3.04	4.37	7.55	4.08	2.16	5.33	0.98	59.70	28.75	9.97	6.30
64.1	8.	12.90	13.57	9.55	5.35	7.63	13.51	7.77	3.78	9.36	1.69	82.47	47.17	15.78	10.80
60.5	9.	16.73	18.51	12.75	7.12	10.22	17.77	9.72	5.04	12.47	2.27	132.71	66.65	22.82	14.68
77.7	10.	22.19	23.96	16.65	9.33	13.33	23.40	13.14	6.60	16.32	2.97	159.30	84.40	28.71	19.02
59.9	11.	19.95	22.36	15.26	8.53	12.26	21.23	11.61	6.06	14.96	2.75	164.97	79.61	27.75	17.66
24.4	12.	5.68	6.16	4.28	2.39	3.43	6.00	3.36	1.69	4.19	0.76	41.07	21.87	7.41	4.89
124.1	13.	46.61	52.60	35.91	20.02	28.83	49.80	26.78	14.24	35.16	6.43	397.57	190.93	66.07	41.61
35.6	14.	8.91	9.92	6.78	3.79	5.45	9.46	5.21	2.70	6.65	1.22	71.56	35.15	12.23	7.84
41.6	15.	11.11	12.23	8.43	4.71	6.75	11.77	6.50	3.33	8.26	1.50	86.59	43.61	14.96	9.70
31.7	16.	8.07	8.92	6.12	3.42	4.92	8.55	4.74	2.43	6.00	1.10	63.11	31.50	10.91	7.06
113.5	17.	24.40	26.77	18.43	10.30	14.80	25.80	14.43	7.33	18.10	3.31	184.99	94.17	32.46	21.18
14.9	18.	4.12	4.60	3.15	1.76	2.53	4.38	2.40	1.25	3.08	0.57	33.44	16.41	5.70	3.64
42.8	19.	10.91	12.13	8.30	4.64	6.67	11.58	6.39	3.30	8.14	1.49	87.34	42.93	14.92	9.59

6.2 ICRP VOXEL FANTOM NA TLU KONTAMINIRANOM ^{137}CS

6.2.1 Proračun konverzionih koeficijenata u voksel fantomu ljudskog tela od ^{137}CS iz tla

U ovom delu rada računati su konverzioni koeficijenti ekvivalentne doze u pojedinim organima ljudskog tela, kao i efektivna doza od ^{137}CS , iz tla, kao izvora zračenja. Rezultati su dobijeni na sledeći način: primenom Monte Carlo programa MCNP verzija 6.2, prvo su računate vrednosti apsorbovane doze u pojedinim organima i tkivima za scenario ozračivanja ICRP voksel fantoma muškog i ženskog pola (RCP-AM i RCP-AF), koji stoji na cilindričnom izvoru tla sa ^{137}CS , a zatim konverzioni koeficijenti jačine ekvivalentne doze u organima i tkivima po jediničnoj aktivnosti, u jedinicama $f\text{Sv}/(\text{Bq}\cdot\text{s}\cdot\text{kg}^{-1})$. Uslovi ozračivanja korišćeni u ovom radu su isti kao što je prethodno opisano za ORNL fantom.

Vrednosti ekvivalentne doze u organima i tkivima voksel fantoma dobijene su korišćenjem konverzionih koeficijenata dobijenih pomoću MCNP i experimentalnih vrednosti aktivnosne koncentracije ^{137}CS u tlu. Na osnovu tako izračunatih vrednosti ekvivalentne doze, korišćenjem tkivnih težinskih faktora, određena je efektivna doza od ^{137}CS u tlu. Ekvivalentna doza u organu ili tkivu je računata po formuli 6.1.

Efektivna doza se računa korišćenjem podataka za ekvivalentnu dozu organa muškog i ženskog pola, primenjujući sledeću noviju formulu prema preporukama ICRP 103 (ICRP, 2007), koja daje jednu vrednost za efektivnu dozu za oba pola:

$$E = \sum_i w_T \left(\frac{H_{T,m} + H_{T,z}}{2} \right), \quad (6.3)$$

gde simboli u jednačini imaju sledeće značenje: w_T su tkivni težinski faktori, dok su $H_{T,m}$ i $H_{T,z}$ ekvivalentne doze organa za muški i ženski model. Konačno, *efektivna doza* E , je zbir proizvoda ekvivalentne doze, H_T , u tkivu ili organu T i tkivnog težinskog faktora, w_T , po svim izloženim tkivima/organima tela:

$$E = \sum_T w_T H_T. \quad (6.4)$$

U tabeli 6.2 su date vrednosti tkivnih težinskih faktora prema preporukama u Publikaciji ICRP 103 (ICRP, 2007).

Tabela 6.2 Tkivni težinski faktori prema ICRP 103

Organ/tkivo	w_T	$\sum w_T$
Crvena koštana srž (RBM), debelo crevo, pluća, želudac, dojka, organi ostatka	0.12	0.72
Gonade	0.08	0.08
Bešika, jednjak, jetra, tiroida	0.04	0.16
Endosteum, mozak, pljuvačne žlezde, koža	0.01	0.04
Ukupno		1.00

Problemi koji su se javili bili su vezani za procenu apsorbovane doze u kostima, posebno za crvenu koštanu srž i endosteum (ranije poznat kao površina kostiju). Za dozimetrijska računanja u crvenoj koštanoj srži i endosteumu, primenjen je metod opisan u ICRP 116 (ICRP, 2010). Apsorbovana doza za aktivnu srž $D_{skel}(AM)$ i apsorbovana doza za endosteum $D_{skel}(TM50)$ računaju se prema sledećim izrazima:

$$D_{skel}(AM) = \frac{\sum m(AM,x)}{m(AM)} D(SP, x) \quad (6.5)$$

$$D_{skel}(TM50) = \frac{\sum m(TM50,x)}{m(TM50)} D(SP, x) + \frac{\sum m(TM50,x)}{m(TM50)} D(MM, x) \quad (6.6)$$

gde su $m(AM,x)$ i $m(TM50,x)$ mase aktivne srži i endosteuma u kostima na lokaciji x , kako su navedene u Tabeli 3.2 u ICRP publikaciji (ICRP, 2010). $D(SP,x)$ i $D(MM,x)$ su apsorbovane doze u crvenoj koštanoj srži i endosteumu na mestu x , respektivno; $m(AM)$ i $m(TM50)$ su ukupna masa aktivne srži i masa endosteuma celog skeleta.

Prema Tabeli 6.2 u glavne organe spada 15 organa: crvena koštana srž (RBM), debelo crevo, pluća, želudac, dojka, gonade, bešika, jednjak, jetra, tiroida, endosteum, mozak, pljuvačne žlezde, koža i organi ostatka.

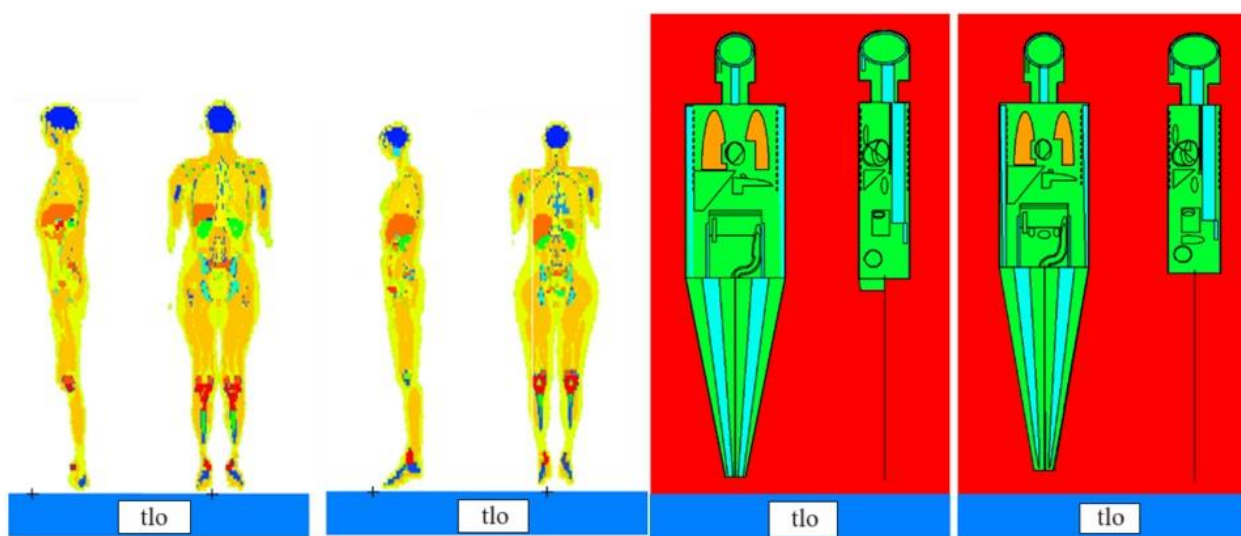
Organe ostatka čine 13 organa: adrenalne žlezde, ekstratoraksni region, žučna kesa, srce, bubrezi, limfne žlezde, oralna mukoza, prostata (muški pol), tanko crevo, slezina, pankreas, timus i uterus/cerviks (ženski pol). Svi organi ostatka se tretiraju kao jedan organ sa težinskim faktorom od 0.12, kao što je prikazano u Tabeli 6.2.

Dobijene vrednosti konverzionih koeficijenata primenjene su na konkretan proračun kada su poznate vrednosti aktivnosne koncentracije ^{137}Cs na pojedinim lokacijama, dobijene eksperimentalnom procedurom objašnjenom u radu (Zivković, Krstić i dr., 2022).

6.2.2 Poređenje rezultata dobijenih ICRP i ORNL fantomima od ^{137}Cs iz tla

U ovom delu rada izvršeno je poređenje rezultata dobijenih konverzionih koeficijenata za ICRP i ORNL fantome od ^{137}Cs iz tla. Modelovani muški i ženski ICRP i ORNL fantomi prikazani su na sl. 6.21.

Takođe, razvijen je grafički korisnički interfejs otvorenog koda (GUI) da bi korisnici imali mogućnost da odrede ekvivalentnu dozu za različite organe, kao i efektivnu dozu za svoje eksperimentalno izmerene aktivnosti ^{137}Cs u tlu birajući četiri različita humanoidna fantoma, tj. muški/ženski ICRP 110 i muški/ženski ORNL fantom.



Muški i ženski ICRP fantom

Muški i ženski ORNL fantom

Slika 6.21 Modelovani muški i ženski ICRP i ORNL fantomi postavljeni na površini tla

MCNP simulacije za voksela fantome su veoma zahtevne po pitanju računarskog vremena, pa su sva računanja obavljena na CLOUD klasteru InSPECT (International Secure Platform for Export-Controlled Computing Tools) u SAD (<https://www.ornl.gov/onramp/computing-resources>).

Dobijeni konverzionih koeficijenti za organe i tkiva muških i ženskih ICRP i ORNL fantoma pri različitim dubinama tla prikazani su u tabelama 6.4 i 6.5. Prva kolona prikazuje dubine tla, tj. od 0 do 5 cm, od 5 do 10 cm, od 10 do 15 cm, od 15 do 20 cm i od 0 do 20 cm. Druga kolona prikazuje pol fantoma, odrasli muški (AM) i ženski (AF). Ostale kolone prikazuju konverzione koeficijente za jačinu ekvivalentne doze u organima fantoma oba pola po jediničnoj specifičnoj aktivnosti u tlu u jedinicama $(\text{fSv/s})/(\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1})$. Najveća vrednost konverzionog koeficijenta dobijena je za kožu u opsegu od 0.8 do 12.7 $(\text{fSv/s})/(\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1})$. Sličan trend dobijen je i za ORNL fantome, gde je opseg konverzionih koeficijenata za kožu bio od 0.7 do 15.5 $(\text{fSv/s})/(\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1})$, što je uglavnom bilo posledica većih apsorbovanih doza u organima koji su raspoređeni u telu, kao što su koža i

endosteum. Takođe, utvrđeno je da su bešika, debelo crevo, i gonade organi sa najvećim vrednostima konverzionih koeficijenata uglavnom zbog toga što su bili najbliži izvoru zračenja. Nasuprot tome, najmanje vrednosti konverzionih koeficijenata su za tiroidu i mozak, kao organe najudaljenije od izvora zračenja.

Tabela 6.3 Poredjenje konverzionih koeficijenata (jačina ekvivalentne doze po jediničnoj aktivnosti ^{137}Cs u tlu u $(\text{fSvs}^{-1})/(\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1})$) ICRP i ORNL fantoma muškog pola, u različitim organima u zavisnosti od dubine tla.

Dubina tla (cm)	C. koštana srž		Debelo crevo		Pluća		Želudac		Grudi		Ostatak		Gonade	
	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP
	0-5	7.8	6.6	7.7	7.9	6.9	6.4	7.5	6.8	-	8.5	6.5	7.1	9.5
5-10	3.2	2.6	2.8	3.1	2.8	2.5	2.9	2.7	-	3.6	2.5	2.8	3.5	4.5
10-15	1.3	1	1.1	1.2	1.7	1	1.2	1.1	-	1.5	1	1.2	1.4	1.8
15-20	0.6	0.4	0.4	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	-	0.6	0.4	0.5	0.6	0.8
0-20	12.8	10.9	12.1	12.9	11.2	10.5	12	10.7	-	12.1	10.3	11.4	15.1	18

Tabela 6.4. nastavak tabele 6.3

Dubina tla	Bešika		Esophagus		Jetra		Tiroida		Endosteum		Mozak		Plj. žlezde		Koža	
	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP
0-5	8.5	8.1	5.5	5.3	7	6.7	2	5.7	9.8	9.5	-	5.6	-	6.7	11.4	12.3
5-10	3.1	3	2.2	2.2	2.7	2.7	0.8	2.2	3.7	3.4	-	2.4	-	2.8	4.2	4.5
10-15	1.2	1.2	0.8	0.8	1.1	1.1	0.3	0.8	1.5	1.4	-	1	-	1.2	1.7	1.9
15-20	0.5	0.5	0.1	0.3	0.4	0.4	0.1	0.4	0.6	0.6	-	0.4	-	0.5	0.7	0.8
0-20	13.3	12.5	8.8	8.3	11.2	11	3.3	8.4	15.6	15	-	9.4	-	10.8	18.1	19.4

Tabela 6.5 Poredjenje konverzionih koeficijenata (jačina ekvivalentne doze po jediničnoj aktivnosti ^{137}Cs u tlu u $(\text{fSvs}^{-1})/(\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1})$) ICRP i ORNL fantoma ženskog pola, u različitim organima u zavisnosti od dubine tla

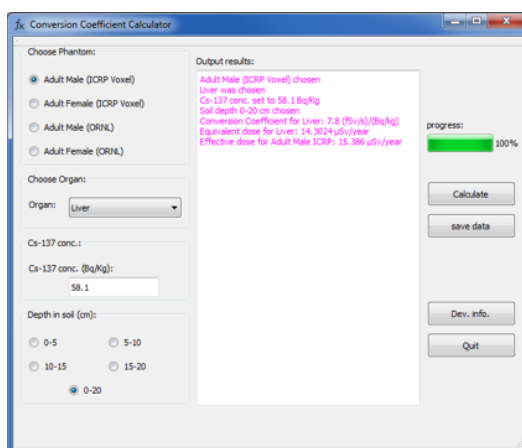
Dubina tla (cm)	C. koštana srž		Debelo crevo		Pluća		Želudac		Grudi		Ostatak		Gonade	
	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP
0-5	9	7.2	8.4	8.3	7.3	7.3	7.6	7.8	9.3	8.6	7.1	7.7	8.3	9.3
5-10	3.6	2.8	3	3.1	2.9	2.9	2.9	3	3.9	3.5	2.7	3	3	3.4
10-15	1.5	1.1	1.2	1.2	1.2	1.2	1.1	1.1	1.7	1.5	1.1	1.2	1.2	1.3
15-20	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.7	0.6	0.4	0.5	0.5	0.6
0-20	14.7	11.5	13.2	13.2	11.8	11.9	12	12.6	15.4	13.9	11.3	12.3	13.2	13.9

Tabela 6.6 nastavak tabele 6.5

Dubina tla	Bešika		Esophagus		Jetra		Tiroida		Endosteum		Mozak		Plj. žlezde		Koža	
	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP	ORNL	ICRP
0-5	9.3	9.8	6.1	6.5	7.5	7.5	4.1	6.4	9.9	9.8	-	6.2	-	6.9	15.5	12.7
5-10	3.4	3.6	2.3	2.5	2.9	2.9	1.6	2.5	3.8	3.5	-	2.6	-	3	5.5	4.6
10-15	1.4	1.3	0.9	1	1.2	1.2	0.7	1.1	1.6	1.4	-	1.1	-	1.2	2.3	1.9
15-20	0.6	0.6	0.4	0.4	0.5	0.5	0.3	0.4	0.7	0.6	-	0.4	-	0.5	1	0.8
0-20	14.7	14.5	9.7	10.1	12	11.9	6.6	10.6	15.8	15.3	-	10.4	-	11.5	24.3	20.1

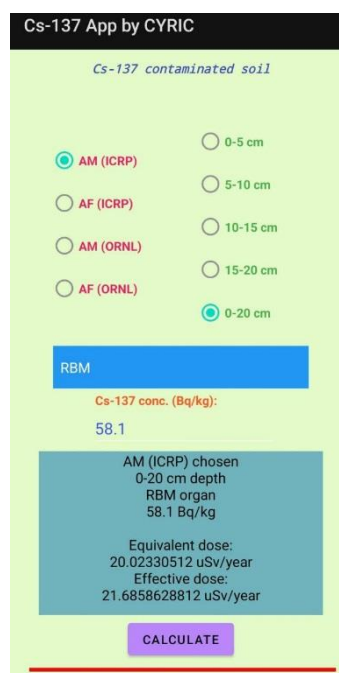
Razvijen je specijalizovan open-source program sa grafičkim korisničkim interfejsom (GUI) korišćenjem programskog jezika C++ za određivanje ekvivalentnih doza za različite organe koristeći dobijene konverzije koeficijente. Program omogućava korisnicima da izaberu tip fantoma, određeni organ, aktivnosnu koncentraciju ^{137}Cs i dubinu tla kako bi izračunali i prikazali vrednosti ekvivalentne doze, kao i rezultat efektivne doze za celo telo. GUI program je kreiran korišćenjem QT5 biblioteka (<https://www.qt.io/>) na način koji omogućava korisnicima primenu bez potrebe za instalacijom programa. Program se sastoji od oko 1100 linija koda i kompajliran je za GNU/Linux i Microsoft Windows operativne sisteme. Grafički korisnički interfejs razvijenog programa prikazan je na sl. 6.24. Izvršne datoteke i potpuni izvorni kôd razvijenog programa mogu se preuzeti sa sledeće lokacije:

https://figshare.com/articles/software/A_dosimetric_comparison_between_ICRP_and_ORNL_phantoms_from_exposure_to_137Cs_contaminated_soil/21640661



Slika 6.22 Slika grafičkog korisničkog interfejsa dosimetrijskog GUI programa

Osim razvijene PC verzije dosimetrijskog programa razvijena je i prenosiva open-source verzija programa za Android uređaje. Android verzija programa pruža korisnicima veću fleksibilnost, jer korisnici mogu uneti merene aktivnosne koncentracije ^{137}Cs na terenu i brzo dobiti rezultate. Screenshot razvijene Android aplikacije prikazan je na sl. 6.25 Android aplikacija je razvijena korišćenjem Android Studio (<https://developer.android.com/studio>) u programskom jeziku Java. Android aplikaciju i njen izvorni kôd mogu se besplatno preuzeti sa sledeće lokacije: https://figshare.com/articles/software/A_dosimetric_comparison_between_ICRP_and_ORNL_phantoms_from_exposure_to_137Cs_contaminated_soil/21640661

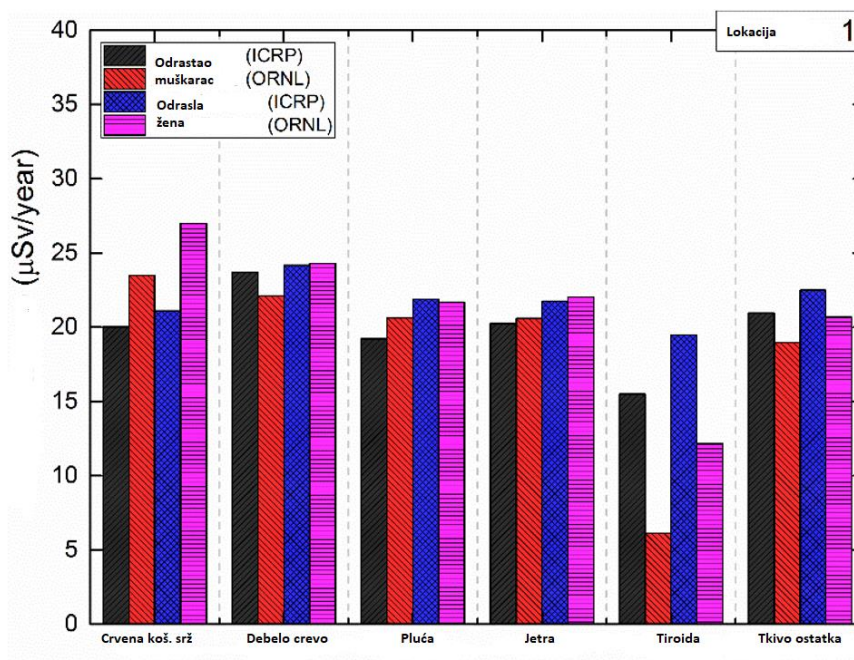


Slika 6.23 Android verzija dozimetrijskog programa

Konverzioni koeficijenti dati u Tabelama 6.4 - 6.6 korišćeni su za izračunavanje ekvivalentne doze organa, kao i efektivne doze od ^{137}Cs na osnovu izmerenih aktivnosnih koncentracija u tlu (Tabela 6. 7). Vrednosti godišnje ekvivalentne doze (u jedinicama $\mu\text{Sv}/\text{god}$) za crvenu koštanu srž (RBM), debelo crevo (colon), pluća (lung), jetru (liver), tiroidu (thyroid) i ostatak (remainder) izračunate korišćenjem računarskog programa za lokaciju 1 za konverzije koeficijente od 0-20 cm, prikazane su na sl. 6.26. Generalno, ekvivalentne doze su bile veće za ženski odrasli fantom, uglavnom zbog manje telesne mase u poređenju sa muškim odraslim fantomom. Zanimljivo je da su ekvivalentne doze ORNL fantoma generalno bile veće u poređenju sa ICRP voksel fantomom. Ove razlike potiču od načina modelovanja organa, ORNL fantomi su kreirani korišćenjem jednačina analitičke geometrije; s druge strane, ICRP voksel fantomi imaju detaljniju strukturu organa u poređenju sa ORNL fantomima.

Tabela 6.7 Ekvivalentna doza u organima ICRP fantoma i efektivna doza ($\mu\text{Sv/y}$)

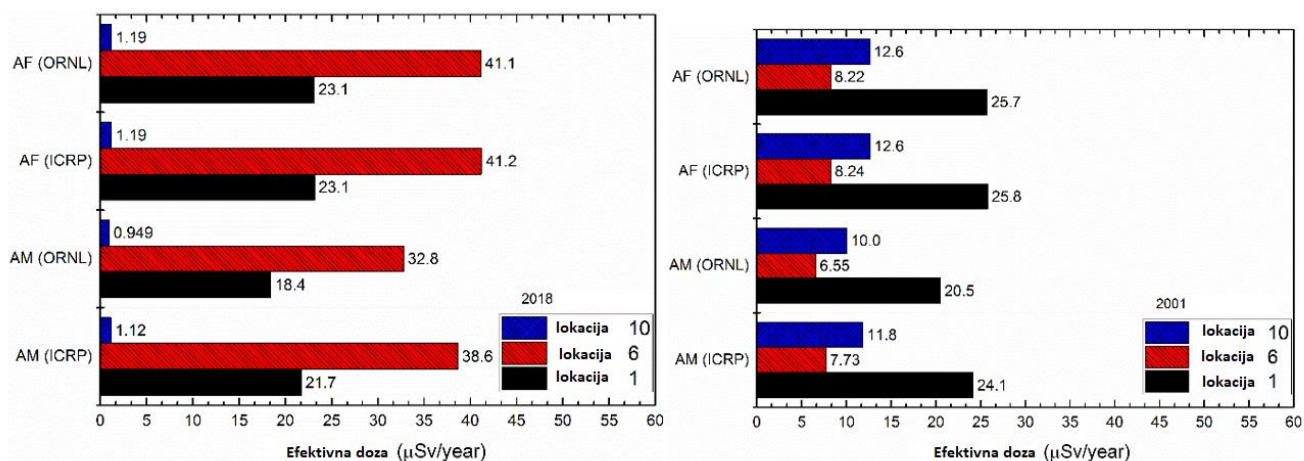
Br. lok. ^{137}Cs (Bq/kg)	Organi														Efektivna doza	
	RBM	Debelo crevo	Pluća	Želudac	Grudi	ostatka	Gonade	Bešika	Jednjak	Jetra	Tiroida	Endosteum	Mozak	Pljuvačne žlezde		Koža
1-58.1	20.565	23.94	20.55	21.335	23.885	21.73	29.23	24.705	16.94	20.995	17.47	27.755	18.15	20.52	36.195	22.41
2-22.9	8.105	9.435	8.08	8.41	9.415	8.565	11.52	9.735	6.675	8.275	6.89	10.945	7.155	8.085	14.265	8.83
3-52.6	18.62	21.675	18.6	19.315	21.62	19.655	26.46	22.36	15.34	19.01	15.82	25.135	16.43	18.575	32.77	20.29
4-59.4	21.025	24.475	21.005	21.81	24.42	22.215	29.885	25.255	17.32	21.46	17.865	28.385	28.385	20.975	37.005	20.91
5-25.2	8.915	10.38	8.91	9.25	10.355	9.425	12.67	10.715	7.35	9.105	7.58	12.04	7.87	8.9	15.7	9.72
6-103.5	36.63	42.64	36.6	38.005	42.545	38.71	52.065	43.995	30.18	37.4	31.13	49.455	32.335	36.55	64.48	39.92
7-29.7	10.515	12.235	10.5	10.905	12.21	11.105	14.94	12.625	8.665	10.735	8.93	14.19	9.28	10.49	18.5	11.45
8-53.4	18.895	22	18.885	19.605	21.955	19.97	26.865	22.695	15.57	19.3	16.06	25.515	16.685	18.86	33.27	20.6
9-11.3	3.995	4.655	3.995	4.15	4.645	4.23	5.685	4.8	3.295	4.085	3.395	5.4	3.53	3.995	7.04	4.36
10-3.0	1.06	1.235	1.06	1.1	1.235	1.12	1.51	1.275	0.875	1.08	0.9	1.435	0.935	1.055	1.87	1.16
11-56.0	19.82	23.07	19.8	20.565	23.02	21.035	28.175	23.805	16.33	20.235	16.84	26.76	17.5	19.775	34.89	21.6



Slika 6.24 Ekvivalentne doze za odrasle muške i ženske ICRP i ORNL fantome na lokaciji 1 za zemljište kontaminirano ^{137}Cs na dubini od 0-20 cm

Pored toga, prosečne efektivne doze za svih 11 različitih lokacija korišćenjem podataka za odrasle muške ICRP voksel fantome (ICRP 110) za uzorke prikupljene 2018. i 2001. godine iznosile su 16.7 i 20.9 $\mu\text{Sv}/\text{god}$, redom, što pokazuje smanjenje prosečne efektivne doze za 20.5% od 2001. do 2018. godine. Smanjenje efektivne doze može se objasniti radioaktivnim raspadom ^{137}Cs .

Ako se primeni faktor boravka na otvorenom prostoru od 0.20 dobijena je srednja efektivna doza 3.3 $\mu\text{Sv}/\text{god}$ za ICRP fantoma. Neki autori su predložili korekciju faktora boravka na 0.3 u ruralnim i 0.22 u urbanim područjima (Arogunjo i dr., 2004). Ako uporedimo prosečnu efektivnu dozu od 3.3 $\mu\text{Sv}/\text{god}$ sa vrednošću od 4.2 $\mu\text{Sv}/\text{god}$ dobijenom za iste lokacije u prethodnom radu (Krstić i Nikezić, 2006), možemo zaključiti da je uglavnom radioaktivni raspad ^{137}Cs razlog za smanjenje doza.



Slika 6.25 Efektivne doze za odrasle fantome muškog (AM) i ženskog pola (AF) koristeći aktivnosti ^{137}Cs na lokacijama 1, 6 i 10 na osnovu podataka iz uzoraka iz 2018. (levo) i 2001. godine (desno)

Potrebna su za dodatna istraživanja, gde bi se uzele u obzir dubine zemljišta veće od 20 cm. Merenja dubinske distribucije ^{137}Cs u zemljištu pokazala su da je ^{137}Cs , usled akcidenta u Černobilju, prodro do dubine od 25 cm (UNSCEAR, 2008). Zemljište i dalje predstavlja spoljašnji izvor ozračivanja tokom dužeg vremenskog perioda, iako su dobijene vrednosti od $3.3 \mu\text{Sv/god}$ male u poređenju sa efektivnom dozom od prirodnih izvora u zemljištu, čija je prosečna vrednost oko 0.5 mSv/god (sa tipičnim opsegom od 0.3 do 0.6 mSv/god) (UNSCEAR, 2000).

Dobijeni podaci potvrđuju da postoje drugi procesi uklanjanja i prenosa ^{137}Cs u zemljištu koji doprinose njegovom smanjenju i narušavaju vertikalnu distribuciju.

Zaključak

Korišćena su dva nezavisna modela ljudskog tela, ORNL fantom i ICRP voksel fantom. Upoređivanjem rezultata dobijenih ovim fantomima pokazuje se da nema značajne razlike između rezultata dobijenih pomoću ova dva modela. U nekim organima, ICRP fantom daje manje doze (RBM, ostatak), dok je suprotno u nekim drugim organima (debelo crevo, pluća, jetra, tiroida). U ženskom modelu situacija je drugačija, pri čemu ICRP fantom generiše manje doze u RBM, kolonu, jetri i ostatku, dok ORNL fantom generiše manje doze u plućima i štitnoj žlezdi. Ove razlike mogu se objasniti različitom geometrijskom konstrukcijom ovih fantoma i

nivoima detalja koji su uzeti u obzir u ICRP i ORNL ljudskim fantomima. Takođe, doze u organima ženskih fantoma su se pokazale većim u odnosu na odgovarajuće organe muških fantoma, što je posledica manje visine i mase ženskih fantoma koji dovode do većih vrednosti doza.

Razvijeni računarski programi za određivanje konverzionih koeficijenata pružaju praktičan alat za buduća istraživanja i procenu radiološke bezbednosti u sličnim situacijama kontaminacije zemljišta.

6.3 MONTE CARLO PRORAČUN EFEKTIVNE DOZE U ORGANIMA OD TLA KONTAMINIRANOG ²⁴¹AM: REZULTATI MEĐUNARODNOG POREĐENJA

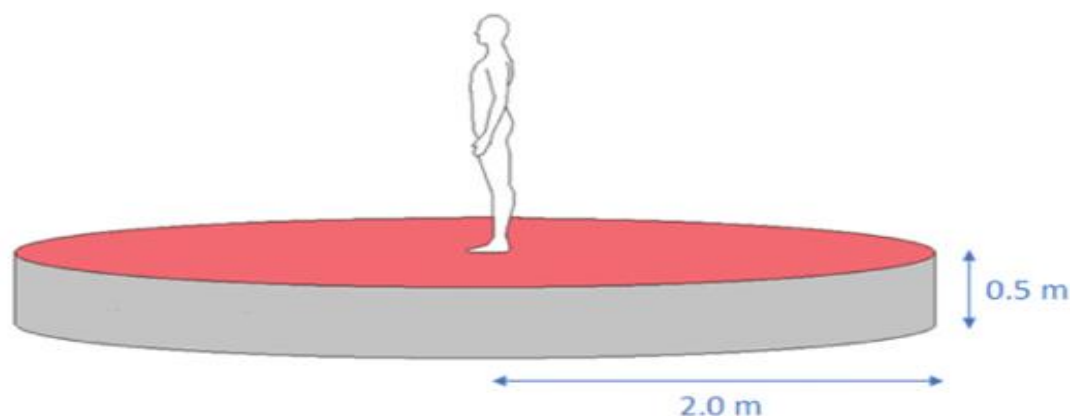
Evropska grupa za dozimetriju zračenja EURADOS (Gomez-Ros i dr., 2008; Broggio i dr., 2012; Vrba i dr., 2014, 2015; Nogueira i dr., 2015) organizovala je vežbe poređenja i *benchmark* studije o korišćenju Monte Carlo simulacionih programa, u cilju otkrivanja poteškoća i poboljšanja metoda i pristupa koji se koriste u oblasti dozimetrije. Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja (ICRP) usvojila je model voksel (elementa zapremine) kao osnovu za svoje računarske fantome koji predstavljaju referentne fantome odraslog muškarca i žene (ICRP, 2009). Ovi fantomi su veoma realistični, jer su izvedeni iz medicinskih slika stvarnih osoba, i mogu se koristiti zajedno sa različitim kodovima za transport zračenja za simulaciju transporta zračenja kroz tkiva i za procenu deponovanja energije u organima i tkivima tela usled spoljašnjih ili unutrašnjih izvora zračenja.

Radna grupa 6 (WG6) Evropske grupe za radijacionu dozimetriju (EURADOS) je u toku 2019-2020 organizovala studiju poredjenja (Zankl i dr., 2021a) kompjuterskih programa (kodova) za simulaciju transporta zračenja korišćenjem voksel fantoma (ICRP, 2009). Definisano je više različitih vežbi koje su od praktičnog interesa u profesionalnoj, ekološkoj ili medicinskoj dozimetriji koje su zahtevale od učesnika da proračunaju doze u organima ljudskog tela. Cilj je bio da učesnici primene ICRP model ljudskog tela u različitim zadatim situacijama ozračivanja i dostave rezultate koji bi mogli da se uporede sa referentnim rešenjima koja su izveli organizatori. Sveukupni ciljevi su bili: da učesnici implementiraju fantome u svojim programima; da se omogući učesnicima da provere svoje proračune u odnosu na master rešenja garantovane tačnosti; pruži prilika učesnicima da poboljšaju svoj pristup putem povratnih informacija; i identifikuju poteškoće koje bi mogle poslužiti kao opšte naučene lekcije. Pored toga, očekivalo se da će ekstrapolacija rezultata dati neki uvid u opšti status upotrebe voksel fantoma u široj zajednici računarske dozimetrije. Predloženo je nekoliko scenarija izloženosti koji se bave različitim izvorima zračenja (fotoni, elektroni i neutroni) i različitim geometrijama ozračivanja: tačkasti izvori, kontaminacija tla i vazduha, rendgenski pregledi i interna procena doze. Ova glava se fokusira samo na jednu od vežbi, koja se odnosi na situaciju u kojoj je osoba stajala na tlu kontaminiranom radionuklidom ²⁴¹Am koji emituje fotone.

6.3.1 Postavka problema

Opšti cilj zadatka prikazanog u ovom poglavlju je bio da se izračunaju jačine apsorbovanih doza u organima za referentne fantome odraslog muškarca (RCP-AM) i odrasle žene (RCP-AF), kao i jačina efektivne doze, u slučaju izlaganja fotonima koji su emitovani u tlu površinski kontaminiranom sa ^{241}Am . Problem je preciziran prema sledećem opisu, koji se poklapa sa informacijama datim učesnicima:

Podloga je betonska, dubine 0.5 m, gustine $2.3 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ i sastava kako je definisano u Tabeli 6.8. Radi jednostavnosti, ^{241}Am je aproksimiran kao monoenergetski izvor fotona od 60 keV. Pretpostavlja se da je kontaminacija površinska unutar diska prečnika 2 m, sa antropomorfnim fantomom koji stoji u njegovom centru. Fotoni se emituju izotropno (u 4π prostornom uglu) sa ravne površine. Pretpostavljena je uniformna kontaminacija tla, sa jačinom emisije od 10^6 fotona $\text{cm}^2\cdot\text{s}^{-1}$. Cela konfiguracija je okružena vakuumom, kao što je ilustrovano na sl. 6.26. Preporučeno je da učesnici koriste referentne fantome opisane u ICRP Publikaciji 110 (ICRP, 2009), sa masama organa i tkiva koje su u njima date. Za dozimetriju crvene koštane srži i endosteuma (površine kostiju), preporučena je metoda predložena u publikaciji ICRP 116 (ICRP, 2010). Za izračunavanje efektivnih doza, pretpostavljeni su tkivni i radijacioni težinski faktori iz publikacije ICRP 103 (ICRP, 2007), radijacioni težinski faktor jednak je 1 za fotone.



Slika 6.26. Fantom okružen vakuumom, stoji na betonskoj ploči sa površinskom kontaminacijom ^{241}Am (Eakins i dr., 2021)

Učesnici su imali zadatak da izračunaju jačinu apsorbovane doze u sledećim organima: mozgu, plućima, tankom crevu (SI), želucu i crvenoj koštanoj srži (RBM), kao i ukupnu jačinu efektivne doze. Učesnicima su dostavljene šablonske tabele u koje su mogli da unesu svoja

rešenja u unapred definisanom formatu kako bi se olakšao proces evaluacije. Šablon je takođe tražio od učesnika da dokumentuju transportni program koji je korišćen, da li je usvojena kerma aproksimacija, korišćene biblioteke efikasnih preseka fotona i elektrona, kao i osnovne lične podatke u vezi sa njihovom zemljom porekla, institucijom i dr. Od učesnika se takođe tražilo da eksplicitno navedu metod dozimetrije kostiju koji su koristili i da detaljno objasne svaku metodu koja odstupa od metode preporučene u ICRP Publikaciji 116.

Tabela 6.8. Atomski sastav betona (Eakins i dr., 2021)

Element (Z)	1	6	8	11	12
maseni udeo	0.0221	0.002484	0.57493	0.015208	0.001266
Element (Z)	13	14	19	20	26
maseni udeo	0.019953	0.304627	0.010045	0.042952	0.006435

Dva člana EURADOS WG6 su koordinirali vežbu, „organizator“ i „suorganizator“. Pre otvaranja interkomparacije, organizator je generisao master rešenja. Takođe je nezavisno i suorganizator generisao rešenja, da bi se utvrdila i potvrdila ispravnost tog glavnog skupa podataka. Uz dogovor utvrđen u okviru prihvatljive statističke preciznosti (< nekoliko %), ovo rešenje je korišćeno kao referentno u kasnijim analizama rezultata koje su podneli učesnici. U tim analizama, pretpostavljeno je da je rezultat datog učesnika u skladu sa referentnim rešenjem, ako su vrednosti bile u okviru njihovih kombinovanih statističkih nesigurnosti ($k = 1$). Iako ovo očigledno nije statistički rigorozna definicija, pretpostavljeno je da je adekvatna za naknadne kvalitativne diskusije o tome da li su učesnici bili uspešni u svojim vežbama.

Prvobitni rezultati

Ukupno, trinaest učesnika je dostavilo rezultate za zadatak kontaminacija tla američijumom-141. Oni su identifikovani nasumično dodeljenim brojevima i slovima u nastavku, sa svim rezultatima predstavljenim anonimno. Interkomparacija je bila zaista međunarodna: učesnici su bili iz deset različitih zemalja, po jedan iz Kanade, Hrvatske, Francuske, Izraela, Poljske, **Srbije**, Južne Koreje, Švajcarske i Vijetnama, a po dvoje iz Brazila i Indije. Kompjuterski programi, opcije transporta čestica, podaci o efikasnim presecima i metode dozimetrije RBM

koje je prijavilo trinaest učesnika (označenih od 1 do 13) su sumirani u Tabeli 6.9, zajedno sa analognim detaljima koji su korišćeni u generisanju referentnih rešenja od strane organizatora. Učesnik 13 nije dao detalje o tome kako su izvršeni proračuni ili koji kôd ili podatke je koristio. Iako su deterministički programi takodje mogli biti korišćeni, svih preostalih dvanaest učesnika koristilo je Monte Carlo softvere. Iz Tabele 6.9 je jasno da je MCNP kodi najrasprostranjeniji, sa šest učesnika koji su koristili jednu od njegovih verzija. Učesnik 6 je podneo dva rešenja za fantom muškarca, od kojih je jedno koristilo kerma aproksimaciju, dok je drugo koristilo potpuno spregnuti elektronsko-fotonski transport; kerma aproksimaciju je taj učesnik koristio za fantom odrasle žene. Međutim, njihovi rezultati iz ove dve metode se nisu slagali, pa su zbog toga samo prvi prikazani i razmotreni u nastavku. Četiri ostala učesnika (3, 4, 5 i 7) su koristila kerma aproksimaciju, kao i organizator za generisanje referentnih rešenja.

Tabela 6.9. Programi, efikasni preseki i metode prijavljene od strane učesnika (Eakins i dr., 2021)

ID učesnika	program	Kerma aproksimacija	Biblioteka efikasnih preseka		RBM Metod
			Foton	Elektron	
1	FLUKA	Ne	EPDL97	FLUKA model	ICRP116
2	FLUKA	Ne	EPDL97	<i>Default</i>	ICRP116
3	VMC	Da	NIST XCOM	<i>N/A</i>	ICRP116
4	MCNP X2.7	Da	ENDF71	<i>N/A</i>	ICRP103
5	MCNP X2.7	Da	<i>Default</i>	<i>N/A</i>	<i>N/A</i>
6	MCNP X2.7	Da / Ne	MCPLIB04	EL03	ICRP116
7	MCNP 6.1.1	Da	MCPLIB84	<i>N/A</i>	ICRP116
8	MCNP 6.1	Ne	MCPLIB84	EL03	<i>N/A</i>
9	MCNP 6.2	Ne	MCPLIB84	EL03	ICRP116
10	GEANT4	Ne	EPDL97	EEDL	<i>N/A</i>
11	GEANT4	Ne	<i>Default</i>	<i>Default</i>	<i>N/A</i>
12	TRIPOLI-4	Ne	ENDL97	EEDL + Brem	'Homemade'
13	<i>N/A</i>	<i>N/A</i>	<i>N/A</i>	<i>N/A</i>	<i>N/A</i>
<i>Organizator</i>	<i>MCNP X2.7</i>	<i>Yes</i>	<i>MCPLIB84</i>	<i>EL03</i>	<i>ICRP116</i>

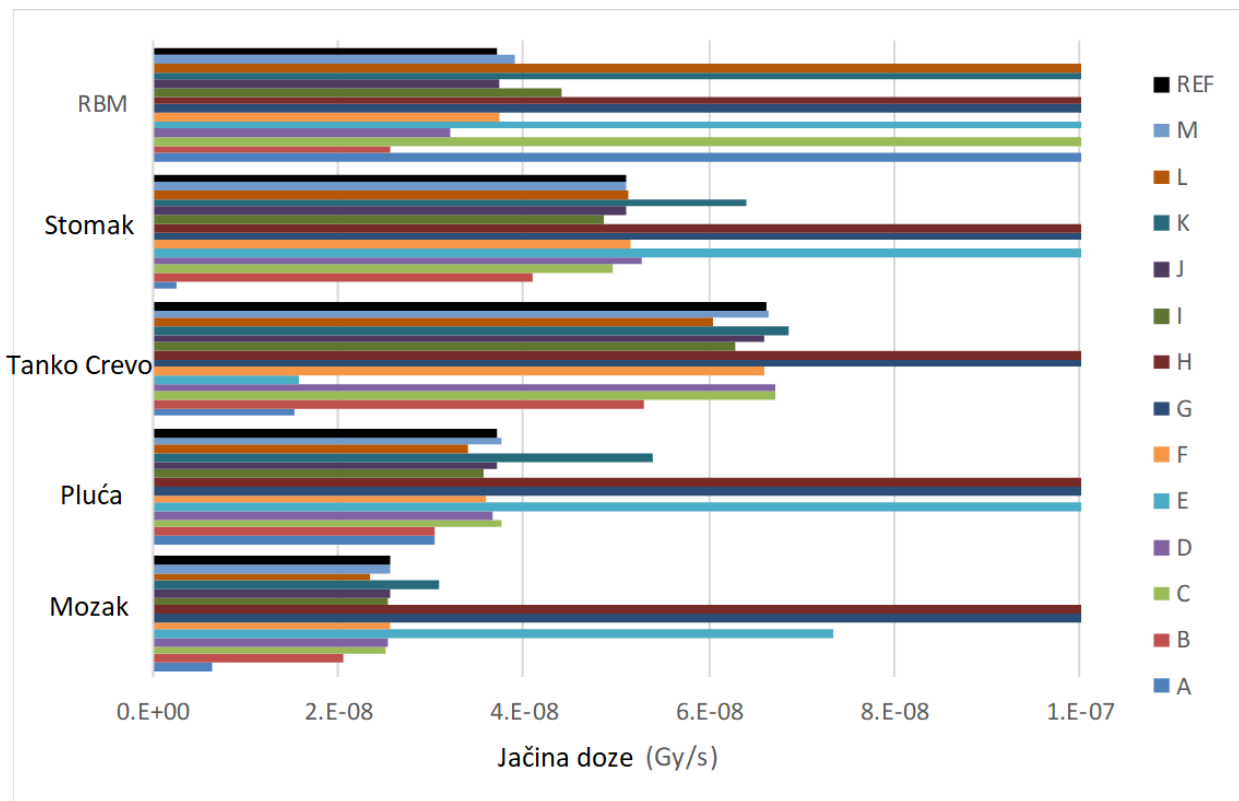
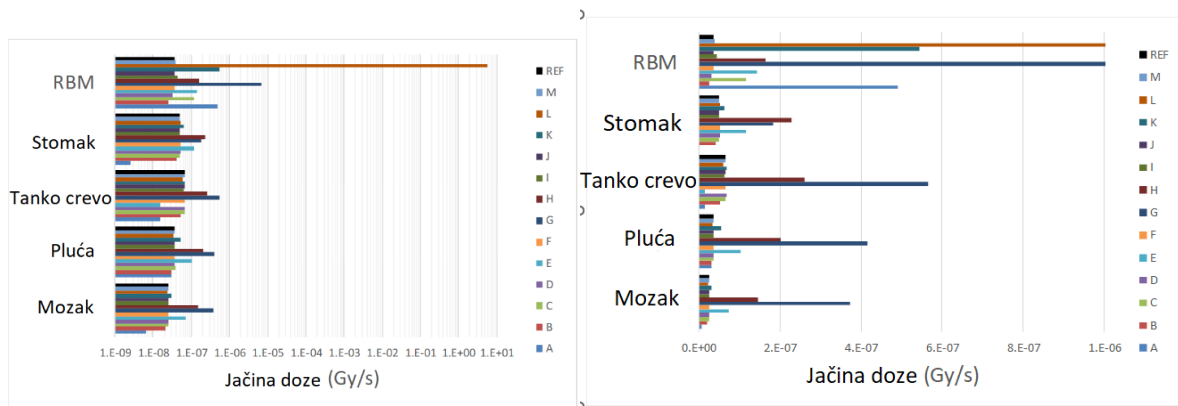
Uglavnom, učesnici su koristili najnovije biblioteke efikasnih preseka koje su im bile dostupne. Polovina učesnika je izjavila da je koristila ICRP 116 metod za procenu doza RBM; na osnovu

onoga što su prijavili, moguće je da su učesnici 4, 5, 8, 10 i 11 takođe koristili ovu šemu, ali nije dato dovoljno podataka da bi se to potvrdilo. Samostalni metod koji je koristio učesnik 12 za RBM dozimetriju nije dalje opisan.

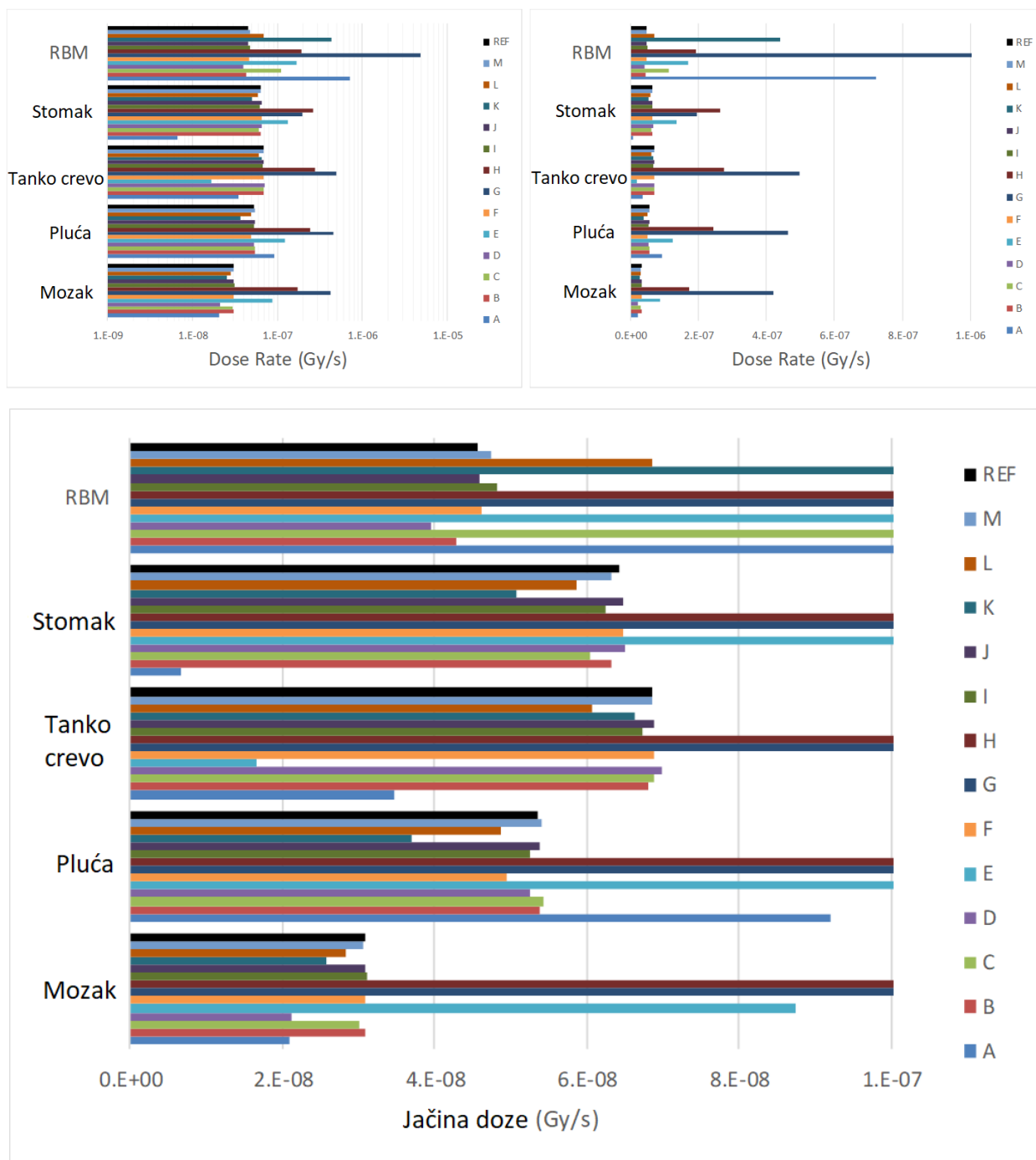
Podaci o jačini doze u organima koje je generisao organizator su predstavljani u Tabeli 6.10. Takođe su prikazane standardne nesigurnosti koje se odnose samo na statističke fluktuacije unutar Monte Carlo koda. Standardna nesigurnost od oko 0.1% za jačinu doze izračunata je kvadratnom propagacijom greške na osnovu nesigurnosti za dvadeset devet uteženih doza organa korišćenih u njihovoj definiciji (ICRP, 2007). Rezultati jačine doze organa koje je dostavilo trinaest učesnika prikazani su na sl. 6.27 za muški fantom i na sl. 6.28 za ženski fantom, zajedno sa referentnim rezultatima. Prethodni numerički identifikatori učesnika su sada zamenjeni novim nasumično dodeljenim slovima (A do M) na sl. 6.27 i 6.28, da bi se sačuvala anonimnost i uklonile sve očigledne veze između, na primer, performansi i upotrebe programa; u tom cilju ne postoje korelacije između slova i brojeva, tako da učesnik A nije učesnik 1 itd. Na obe slike, gornji levi grafik prikazuje sve podatke koji su dostavljeni, gornji desni grafik prikazuje te iste podatke na delimično ograničenoj x -osi koja služi za uklanjanje najekstremnijih odstupanja, a donji grafik prikazuje podatke na strože ograničenoj x -osi koja omogućava veću rezoluciju većine rezultata.

Tabela 6.10. Referentni organi i jačine doze (Eakins i dr., 2021)

Veličina	Jačina doze (Gy s^{-1} ili Sv s^{-1})			
	Muškarac		Žena	
	Jačina doze	std. dev. (%)	Jačina doze	std. dev. (%)
Doza u mozgu	$2.57 \cdot 10^{-8}$	0.28	$3.09 \cdot 10^{-8}$	0.26
Doza u plućima	$3.71 \cdot 10^{-8}$	0.17	$5.36 \cdot 10^{-8}$	0.16
Doza u tankom crevu	$6.61 \cdot 10^{-8}$	0.15	$6.87 \cdot 10^{-8}$	0.16
Doza u želucu	$5.11 \cdot 10^{-8}$	0.29	$6.44 \cdot 10^{-8}$	0.27
Doza u crvenoj koštanoj srži	$3.73 \cdot 10^{-8}$	0.08	$4.58 \cdot 10^{-8}$	0.08
Efektivna doza	$6.29 \cdot 10^{-8}$		(0.1%)	



Slika 6.27. Podaci o jačini apsorbovane doze u organima od 13 učesnika za fantom odraslog muškarca, u poređenju sa referentnim podacima. (Gore levo) svi podaci [Napomena: log skala]; (gore desno) isključujući ekstremne rezultate; (Dole) ograničeni opseg (Eakins i dr., 2021)



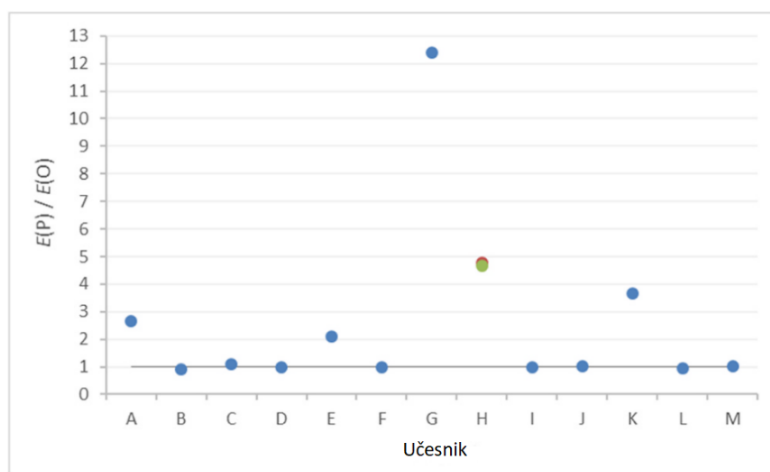
Slika 6.28. Podaci o jačini apsorbovane doze u organima poslatim od strane 13 učesnika za ženski fantom, u poređenju sa referentnim podacima. (Gore levo) svi podaci [Napomena: logaritamska skala]; (gore desno) isključujući ekstremne razlike; (Dole) ograničeni opseg (Eakins i dr., 2021)

Učesnik L je podneo rezultat za jačinu doze RBM fantoma odraslog muškarca koja je bila oko 8 redova veličine veća. Odgovarajuća vrednost za RBM fantoma odrasle žene bila je konzistentna sa jačinama doze za druge organe, kao i procena efektivne doze. Ovo je sugerisalo

previd od strane tog učesnika, na primer lošim normiranjem ili uključivanjem štamparske greške u njihov izveštaj, umesto stvarno ozbiljne greške u načinu modelovanja. Zaista, naknadna prepiska sa učesnikom potvrdila je ovu hipotezu, pri čemu je pojedinac prijavio da su u stvari izračunali jačinu doze od $5.845 \cdot 10^{-8}$ Gy/s za RBM fantoma odraslog muškarce, a ne navedenu vrednost od 5.845 Gy/s. Međutim, takav korigovani rezultat je i dalje bio oko 60% veći od referentnog rešenja i uporediv je sa precenjenom vrednošću (oko 50%) za tog učesnika, koja se takođe vidi u dozi RBM za fantom ženskog pola. Za učesnika G, rezultati jačine doze RBM-a i za muškarce i za žene bili su previsoki za red veličine, ali su i svi ostali rezultati tog učesnika bili mnogo veći od referentnih rešenja. Ovo može ukazivati na stvarnu grešku u njihovom modelu ili nerazumevanje tačne procene doze organa i dozimetrije RBM.

Kada se izuzmu najočiglednija odstupanja, i dalje postoji veoma širok spektar rezultata učesnika. Uopšteno govoreći, slična disperzija je prikazana u skupovima podataka za muškarce i žene, što ukazuje da nijedan fantom nije „problematičniji“ za korišćenje od drugog. Od svih organa, RBM je izazvao najviše neslaganja, kako u pogledu reda veličine tako i po učestalosti: samo su učesnici F i J dali rezultate za muškarce i žene koji su se slagali sa referentnim rešenjima u okviru nesigurnosti, iako je učesnik M takođe bio blizu (slaganje unutar 5 %). Četiri od trinaest učesnika (C, I, J, M) su dala rezultate koji su se slagali unutar nesigurnosti za svaki od organa: mozga, pluća, tankog creva i želuca i muških i ženskih fantoma; u nekim od preostalih osam slučajeva (B, D, F), uočeno je slaganje za jedan od fantoma, ali ne i za drugi, dok takav delimičan uspeh nije prikazan ni u jednom od rezultata za jačinu doze u RBM. S obzirom na složeniju dozimetriju RBM-a u poređenju sa drugim organima (ICRP, 2010), ova zapažanja možda i ne iznenađuju.

Rezultati jačine efektivne doze, $E(P)$, koje su dostavili učesnici prikazani su na sl. 6.29 kao odnosi, $[E(P)/E(O)]$, prema referentnoj jačini efektivne doze, $E(O)$. Učesnik H nije izračunao efektivnu dozu: umesto tačne vrednosti usrednjene po polu, oni su umesto toga dali rešenja za muške i ženske fantome pojedinačno. Oni su prikazani odvojeno na sl. 6.29, uz napomenu da bi rezultat za fantoma odraslog muškarca od 4.66 i rezultat za fantoma odrasle žene od 4.77 dali odnos od 4.72 kao prosek. Takođe je primećeno da je učesnik G izračunao efektivnu dozu usrednjavanjem samo podataka za pet organa traženih u ovoj vežbi, umesto da utežnji i sumira svih dvadeset devet organa navedenih u definiciji (ICRP, 2007), tako da nije tačna procena doze; ovaj učesnik je pokazao najveće odstupanje od referentne vrednosti.

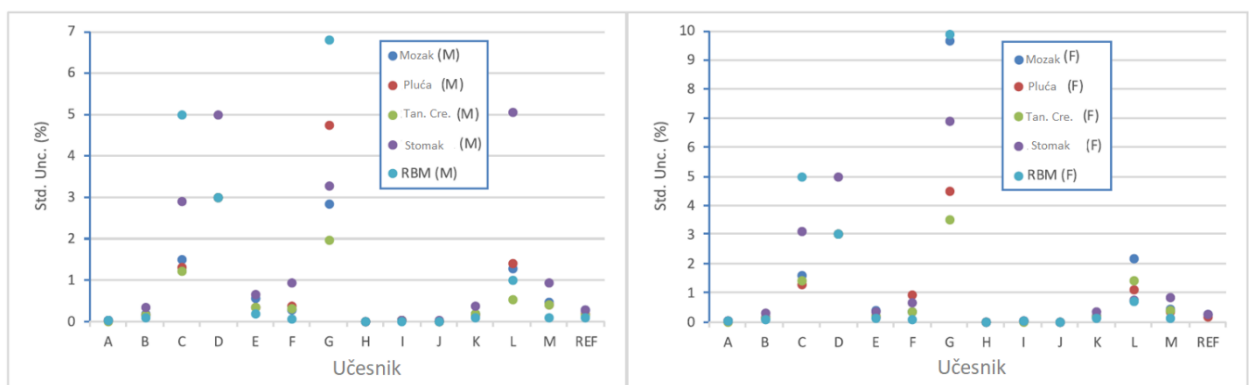


Slika 6.29. Odnos podataka o efektivnoj dozi ($E(P)$) koje su dostavili učesnici prema referentnoj efektivnoj dozi ($E(O)$). Učesnik H je pogrešno dao rezultate za muške (zelene) i ženske (crvene) fantome odvojeno (Eakins i dr., 2021)

Pet učesnika (D, F, I, J i M) podnelo je rešenja za jačinu efektivne doze koja su se slagala sa referentnom vrednošću u okviru razumnih statističkih varijacija, dok su se još tri (B, C i L) složila sa oko 10%. Ovo je možda iznenađujuće, jer se samo učesnik J složio sa referentnim rezultatima za svih deset prijavljenih doza organa (sl. 6.27 i 6.28). Objašnjenje zašto je veći uspeh bio generalno očigledan za efektivnu dozu u poređenju sa dozama za organe je verovatno to što je proces utežnjavanja/usrednjavanja služio za ublažavanje rezultata pojedinačnih organa koji su bili previsoki ili preniski. Ovo može biti slučaj posebno za RBM. Implikacija iz ovoga je da je samo učesnik J tačno odredio efektivnu dozu, dok su statističke nesigurnosti rezultata učesnika D, F, J i M sakrile osnovne sistematske greške. Od pet rešenja (A, E, G, H i K) gde su evidentna velika odstupanja u $[E(P)/E(O)]$ (sl. 6.29), zanimljivo je primetiti da je to uvek bilo zato što je učesnik čije je rešenje bilo znatno veće od referentne vrednosti, a ne obrnuto. Nije jasno da li je ovaj prividni obrazac samo slučajnost, ili ako nije, koji bi mogli biti njegovi uzroci i značaj.

Učesnici su prijavili statističke nesigurnosti za sve svoje rezultate, a proizilaze iz inherentno stohastičke Monte Carlo metode rešavanja. Međutim, oni nisu uključeni na slikama 6.27–6.29 radi jasnoće. Umesto toga, relativne standardne nesigurnosti u vezi sa jačinama doze organa prikazane su na sl. 6.30, izražene u procentima. Primećene su razlike u ovim podacima o nesigurnosti od jednog učesnika do drugog, od jednog fantoma do drugog za datog učesnika (npr. L), i između različitih organa datog fantoma za datog učesnika (npr. C, D, G). Neki od učesnika (npr. C, D, G i L) su prijavili nesigurnosti koje su bile konstantno veće od onih kod

drugih učesnika. Pokretanje većeg broja istorija čestica bi verovatno moglo da pomogne u ovim okolnostima, mada ovo možda nije bilo praktično rešenje za sve s obzirom na istovremena povećanja CPU vremena koja su potrebna za njihovo izvođenje: obično, smanjenje nesigurnosti je u skladu sa Poissonovom relacijom, tako da skaliranje ide sa kvadratom vremena simulacije. Pre sprovođenja procesa ponovne anonimizacije, organizatori su primetili da, što je možda iznenađujuće, nije postojala očigledna korelacija između nižih statističkih nesigurnosti (sl. 6.30) i upotrebe kerma aproksimacije od strane učesnika (Tabela 6.10). Očekuje se da će transport samo fotona biti računarski efikasniji od potpuno spregnutog transporta elektron-fotona (Verner i dr., 2018), tako da je verovatno onim učesnicima koji su koristili ovo poslednje potrebno duže CPU vreme da bi došli do istog stepena preciznosti. Takođe se primećuje da su neki od skupova podataka o nesigurnosti sadržali očigledna odstupanja, na primer želudac muškog fantoma za učesnika L. Ne postoji očigledan razlog zašto bi tako veliki organ rezultirao tako relativno visokom nesigurnošću, posebno imajući u vidu da se doza kojoj je odgovarala slagala sa referentnom vrednošću u iznosu <1%, a takođe da je taj učesnik prijavio nesigurnost od <1% za dozu u stomaku njihovog ženskog fantoma.



Slika 6.30. Statističke standardne nesigurnosti za podatke o dozi u organima koje su prijavili učesnici u odnosu na referentna rešenja: (levo) Muški fantom; (desno) Ženski fantom (Eakins i dr., 2021)

Relativne standardne nesigurnosti navedene za efektivne doze su obično bile male. Organizator je prijavio vrednost od 0.1% (Tabela 6.10), a svi učesnici su prijavili vrednosti manje od 1% osim učesnika C (5%), D (3%), G (19%) i L (2%). Učesnik D je prijavio da svih deset doza organa imaju nesigurnost od 3% ili 5%, bez dalje preciznosti. Međutim, ponderisane doze i nesigurnosti za mnoge druge organe koji se koriste za određivanje efektivne doze (ICRP, 2007)

nisu dali (ili su ih zahtevali) učesnici, tako da je takvu analizu teško sprovesti. Kao što je ranije pomenuto, metod koji je učesnik G primenio za izračunavanje efektivne doze bio je netačan, tako da je tumačenje procene nesigurnosti koja je prijavljena na sličan način ograničeno.

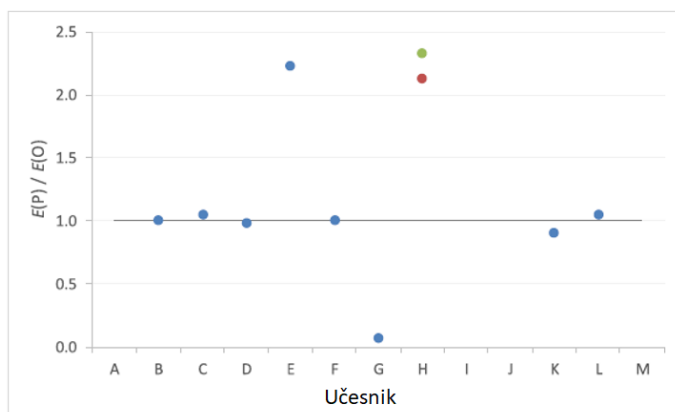
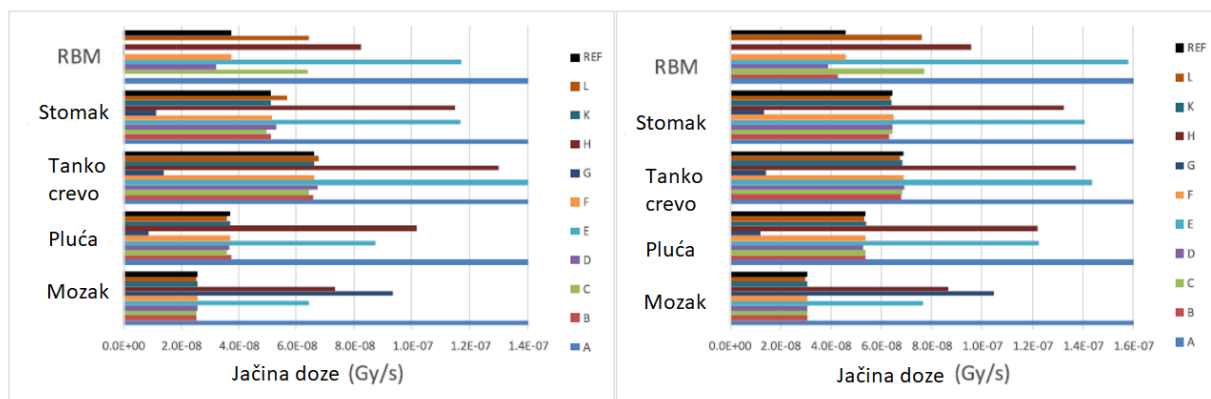
Revizija rezultata

Nakon inicijalnih analiza i prezentacije rezultata, organizator je kontaktirao trinaest učesnika odvojeno kako bi im pružio povratne informacije. Za jednog učesnika (J), ova povratna informacija je jednostavno bila potvrda njihovog uspešnog slaganja sa referentnim rešenjem; za preostalih dvanaest, date su ograničene informacije koje su istakle glavne oblasti neslaganja. Ove informacije su namerno držane nejasnim: namera je bila da se učesnici obaveste o tome koji su rezultati odstupili od referentnih vrednosti i za koliko otprilike, sa ciljem da bi onda mogli da iskoriste taj uvid radi samoanalize svog modelovanja. Učesnici su takođe pozvani da ponovo podnesu revidirani skup rezultata koji će se bolje slagati sa referentnim rešenjima. Da bi se ilustrovao ovaj pristup, primer povratne informacije je bio u obliku:

- Dobro ste se složili sa referentnim rešenjima osim RBM-a, za koja su oba rezultata bila previsoka za nekoliko faktora;
- Većina vaših rezultata bila je veća od referentnih rešenja za faktor od oko 2 do 3, dok su doze u tankom crevu i za muškarce i za žene bile niže za red veličine;
- Za pluća ženskog fantoma bili ste oko 8% niži od referentne vrednosti, što izgleda anomalno s obzirom na dobro slaganje na drugim mestima i niske nesigurnosti koje su navedene;
- Svi vaši rezultati su bili veći od referentnih rešenja za otprilike red veličine. Takođe ste dali dva rezultata za efektivnu dozu.

Od dvanaest učesnika koji su pozvani da ponovo podnesu rešenja, deset je izabralo da to učine. Ovi revidirani rezultati su prikazani na sl. 6.31, sa podacima o efektivnoj dozi ponovo datih u odnosu na referentnu vrednost (tj. $[E(P)/E(O)]$). Ograničeni opsezi su primenjeni na sl. 6.31 radi jasnoće. Konkretno, potpuni podaci za učesnika A su isključeni jer su dali jačine doze za sve organe koje su bile oko 3 reda veličine prevelike, što je dovelo do efektivnog odnosa doze od oko 1400. Ovo je bilo iznenađujuće, pošto je povratna informacija toj osobi u prvobitnom izveštaju bila da je većina njihovih rezultata odstupila od referentnih vrednosti samo za nekoliko desetina procenata. Takođe je teško razjasniti na sl. 6.31 jačine doze RBM-a koje su prijavili učesnici G i K, koje su bile za tri odnosno osam redova veličine niže od referentnih rešenja i doza drugih organa u njihovim skupovima podataka; možda ovo ukazuje na probleme

tokom renormalizacije ili sličnu grešku. Kao i ranije, učesnik H nije dao procenu efektivne doze usredjeno po polu, već je podneo odvojene podatke za muške i ženske fantome.



Slika 6.31. Revidirani rezultati 10 učesnika: (gore levo) jačine doze u organima za muški fantom, (gore desno) ženski fantom, i (dole) odnos efektivne doze $E(P)/E(O)$. Ograničeni opseg je primenjen na svaki grafik (Eakins i dr., 2021)

U slučajevima gde su i dalje postojale razlike u revidiranim rešenjima učesnika, pojedinci su kontaktirani po drugi put. Ove dodatne informacije su imale za cilj da budu konkretnije nego ranije, kako bi im bolje pomogle da identifikuju i reše svoje probleme. Nakon drugog podnošenja rezultata, učesnici su ponovo kontaktirani da ponovo podnesu treći set rezultata, koji je trebalo da se smatra konačnim. Primeri ovih pomoćnih povratnih informacija uključuju:

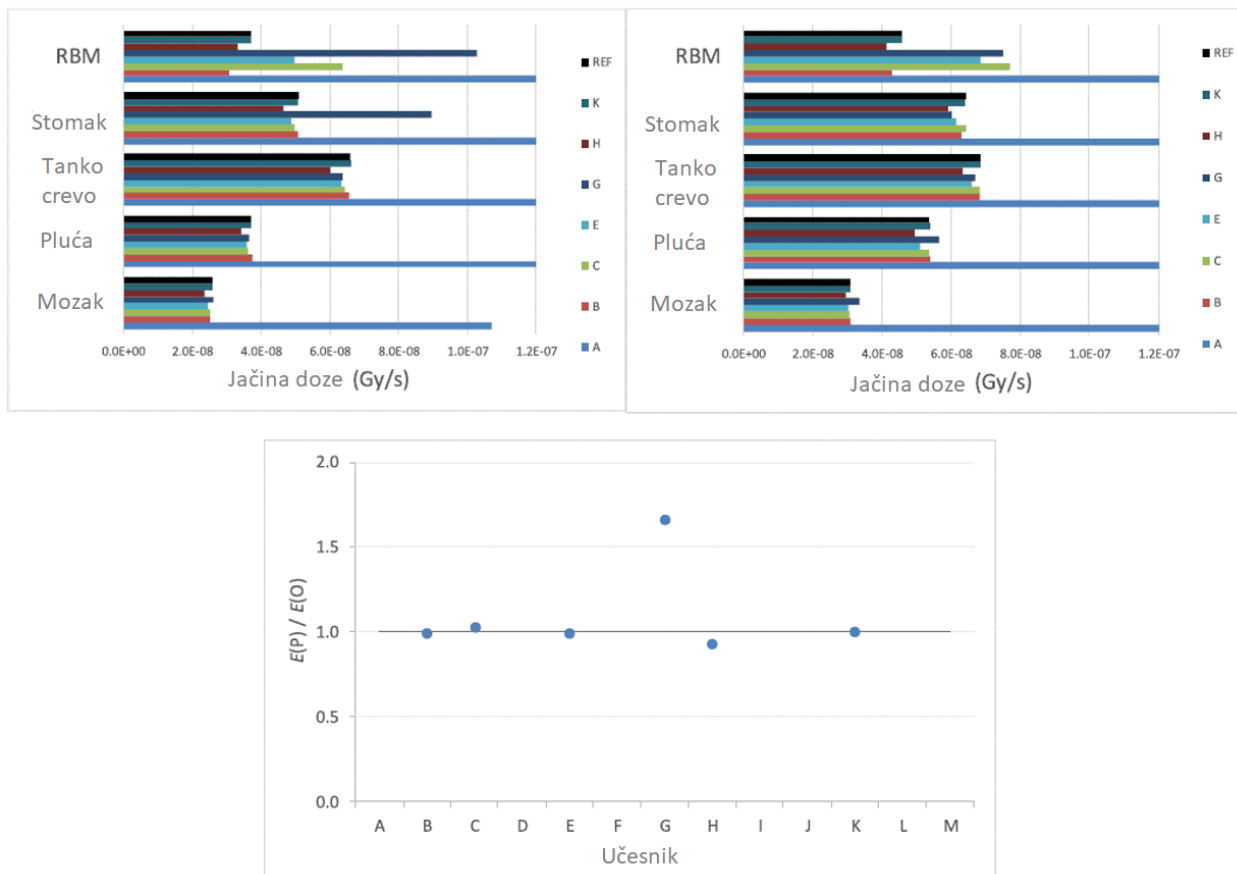
- Vaši rezultati su sada 2 reda veličine previsoki. Možda postoji problem u vašoj normalizaciji, ili u vašoj konverziji *f8 deponovane energije u jačinu doze?

- Vaši RBM rezultati su sada bliži referentnim vrednostima, ali su i dalje previsoki. Metoda korišćena za master rešenja za povećanje doze prati preporuke ICRP 116 sa podacima sadržanim u tom dokumentu (Dodatak D). Koji su vaši metodi?
- Vaši rezultati su i dalje dvostruko veći od referentnih vrednosti. Da li bi ovo mogao biti problem normalizacije ili problem sa izvorom, na primer?
- Efektivna doza se ne izračunava utežnjavanjem samo ovih organa: mnogi drugi organi takođe moraju biti uključeni.

Od osam učesnika koji su pozvani da ponovo podnesu rešenja po drugi put, sedam je izabralo da to učini. Njihovi revidirani rezultati su prikazani na sl. 6.32, sa podacima o efektivnoj dozi ponovo dati kao odnosi prema referentnoj vrednosti. Ograničeni opsezi su primenjeni na sl. 6.32 radi jasnoće. Konkretno, potpuni podaci za učesnika A su ponovo isključeni jer su dali jačine doze za sve organe koje su bile previsoke za red veličine, što je dovelo do efektivnog odnosa jačine doze od oko 11. Generalno, bolja saglasnost je prikazana na sl. 6.32. u poređenju sa sl. 6.31, iako postoje neka neslaganja sa referentnim podacima, posebno za RBM dozimetriju.

Neki od učesnika su uključili komentare ili objašnjenja o tome koje promene su napravili kada su ponovo podneli rešenje. Ova samoidentifikacija grešaka je ohrabrujuća, kao i uvid u uobičajene uzroke poteškoća.

- Tri učesnika su prijavila grešku u definiciji izvora i/ili ispravnom normiranju svojih rezultata. Jedan učesnik je u početku koristio potpuni raspad ^{241}Am ; iako nije netačno samo po sebi, ovo je bilo pogrešno iz perspektive međusobnog poređenja, za koje je određena aproksimacija monoenergetskog izvora od 60 keV.
- Dva učesnika su prijavila greške u svojim metodama korišćenim za izračunavanje doza RBM. Jedan od njih je naknadno prijavio da ne koriste funkcije odziva fluensa na dozu date u ICRP 116.



Slika 6.32. Drugi set revidiranih rezultata 7 učesnika: (gore levo) doze organa za muški fantom, (gore desno) ženski fantom, i (dole) odnos efektivne doze $E(P)/E(O)$. Ograničeni opseg je primenjen na svaki grafik. (Eakins i dr., 2021)

- Jedan učesnik je prijavio grešku u geometriji, posebno izostavljanje betonskog poda.
- Jedan učesnik je prijavio da je koristio pogrešan tally, posebno zbir visine impulsa (MCNP f8), a ne zbir energije (MCNP *f8).
- Jedan učesnik je prijavio da koristi netačne koeficijente slabljenja za jedan organ, što je verovatno dovelo do pogrešnih procena depozicije energije.
- Jedan učesnik je prijavio da je napravio grešku u kopiranju i lepljenju svojih rezultata.
- Jedan učesnik je jednostavno prijavio da su „pronašli neke greške i uklonili ih“, pri čemu njihova priroda nije dalje precizirana.

Iz gornjih komentara je jasno da je najčešći uzrok greške pogrešna definicija izvora. Greške u RBM dozimetriji su takođe identifikovane, kao što se očekivalo, iako nisu prijavljivane dovoljno često da bi odrazile opšti nedostatak saglasnosti većine učesnika za taj organ. Takođe

je vredno napomenuti da su, sa izuzetkom slučajeva RBM, koji su verovatno bili rezultat nerazumevanja preporučenih tehnika dozimetrije, sve prijavljene greške možda mogle da se izbegnu. Naravno, ovo je donekle pristrasno zapažanje, jer je neizbežno lakše samoidentifikovati „tipske“ ili jednostavne geometrijske greške nego konceptualne, ali naglašava potrebu za temeljnom proverom i osiguranjem kvaliteta svih ulaznih datoteka i rezultata.

Neki učesnici su poslali izmenjene ažurirane podatke u odnosu na prvobitno predate; ovi revidirani podaci se obično šalju ubrzo nakon tog podnošenja i praćeni su objašnjenjem u kojem se navodi da je pojedinac primetio greške u svom ranijem skupu podataka. U ovim slučajevima, samo ažurirani podaci su uključeni u vežbu interkomparacije (slike 6.27–6.32). Ovo je dozvoljeno na osnovu toga što je učesnik sam identifikovao svoju grešku tokom sopstvenog rutinskog obezbeđivanja kvaliteta (QA), bez ikakvog navođenja ili dodatne povratne informacije od organizatora. U mnogim scenarijima procene doze, pojedinci su obično u stanju da pregledaju i revidiraju sopstvene rezultate čak i u relativno kasnoj fazi.

6.3.2 Diskusija rezultata

U ovoj vežbi međunarodnog poređenja, dati rezultat je uzet da se slaže sa referentnim rešenjem ako su vrednosti bile u okviru statističkih nesigurnosti ($k=1$); ovo je pružilo jednostavnu, kvalitativnu indikaciju da li su učesnici bili uspešni u svojim pokušajima. Ostaje otvoreno pitanje na koje treba obratiti pažnju o tome kako bi se poređenje najbolje moglo postići u okviru vežbi interkomparacije (Zankl i dr., 2021a). Brojna zapažanja i komentari mogu se sumirati iz analiza rešenja koje je dalo trinaest učesnika (sl. 6.27–6.32):

- Samo jedan učesnik je dao početni skup rezultata koji se tačno slažu sa referentnim rešenjima (u okviru statistike). Pet učesnika je dalo rešenja koja su bila unutar nekoliko desetina procenata referentnih rešenja; a tri učesnika su dala rezultate koji su u većini slučajeva bili unutar nekoliko desetina procenata referentnih rešenja, ali sa nekoliko rezultat doza organa koji su odstupali mnogo više.
- Preostala četiri učesnika dala su početna rešenja koja su se najmanje za red veličine razlikovala od referentnih rezultata. U jednom od tih slučajeva, doze su bile previsoke za prilično veliki iznos; u drugom slučaju, doze su takođe bile previsoke, ali su varirale unutar skupa podataka; a u poslednja dva slučaja pronađene su mešavine velikih pozitivnih i negativnih razlika unutar svakog skupa podataka. U poslednjim slučajevima, rezultati su mogli biti direktno odbačeni kao fizički neuverljivi.

- Sve u svemu, RBM je bio organ za koji su se rezultati učesnika najčešće razlikovali od referentnog rešenja: samo dva učesnika su dala početne rezultate koji su se slagali u okviru nesigurnosti za oba fantoma, iako se još jedan učesnik složio sa 5%.
- Pet učesnika je dostavilo početna rešenja za jačinu doze koja su bila u prihvatljivom statističkom slaganju sa referentnom vrednošću, iako je samo jedan od njih koristio konzistentne vrednosti za RBM doze. Jedan učesnik je izračunao efektivnu dozu usrednjavanjem samo pet doza organa koje su zahtevane posebno za ovu vežbu. Drugi učesnik je dao jačine doze utežnjene po tkivima odvojeno za muške i ženske fantome, bez daljeg usrednjavanja po polu, tako da su njihovi rezultati bili samo „jačine doze“, a ne tačna jačina doze.
- Svi učesnici su kontaktirani da daju povratne informacije. U nekim slučajevima, učesnici su pronašli i objasnili uzrok svojih grešaka, a njihovo ponovno podnošenje pokazalo je veće slaganje sa referentnim rešenjima. Međutim, neke od ponovnih rešenja bila su gora. Nisu svi učesnici dali ponovna rešenja i nije bilo moguće objasniti sva neslaganja u toku trajanja vežbe međusobnog poređenja.
- Kada se tri iteracije rešenja razmatraju zajedno, ukupno tri od trinaest učesnika je došlo do konačnih rezultata za sve jačine apsorbovanih doza u organima koje su bile statistički u okvirima referentne vrednosti, i devet od trinaest za jačinu efektivne doze. Veći očigledan uspeh za potonje je verovatno zbog „raštrkavanja“ pojedinačnih doza izvan organa.

Učesnici nisu bili obavezni da dostave eksplicitne rezultate za doze u endosteumu. Međutim, može biti razumno spekulirati da bi uspešnost bila analogna onoj za RBM, jer ICRP preporučuje slične metode proračuna za oba organa (ICRP, 2010). Endosteum je jedan od organa koji doprinosi efektivnoj dozi (ICRP, 2007), tako da je u nekim slučajevima ova komponenta mogla sadržati netačnosti koje su bile slične onima za RBM, iako bi njihov ukupni uticaj bio manji: tkivni težinski faktor za endosteum je samo 0.01, u poređenju sa 0.12 za RBM. Ovo sugeriše da bolje slaganje rezultata za efektivnu dozu u poređenju sa dozama organa može biti iluzorno. Ipak, to je zanimljivo zapažanje: samo zato što je saradnik (istraživač) došao do dobre vrednosti za efektivnu dozu, E, to ne znači da su istovremene doze u organima ispravno procenjene.

Jedan broj učesnika je dostavio neke rezultate koji su očigledno bili pogrešni, kao što je doza za jedan od organa koja se u velikoj meri (red(ovi) veličine) razlikovala od ostatka njihovog skupa podataka, što se odmah može označiti kao nerealno. Takve pojave možda ukazuju na

previd ili nedostatak obezbeđenja kvaliteta u tim prilikama, što je trebalo da uoči i ispita učesnik pre podnošenja. U svakom slučaju, primećuje se da su te osobe često prijavljivala nesigurnosti u pogledu svojih podataka koje su obično bile male, kao i većina učesnika uopšte (Slika 30). Stoga se ovde mora primetiti da niske statističke nesigurnosti iz Monte Carlo simulacija mogu biti velike sistematske nesigurnosti i nikako nisu pokazatelj ukupne tačnosti. Iskustvo vežbe prikazane u ovoj glavi je da ova tačka nije dovoljno prepoznata u širem polju računarske dozimetrije: često je očigledno da se u okviru Monte Carlo simulacije težilo veoma visokim nivoima statističke preciznosti, samo neizvesnosti su zatim prijavljene i diskutovane, i bez punog razmatranja mnogo većih 'skrivenih' neizvesnosti svojstvenih modelovanju.

Čak i u onim slučajevima kada je doslednost očigledna unutar datog skupa podataka, još uvek postoje jednostavni testovi koji se mogu primeniti da bi se proverila njegova potencijalna verodostojnost. Na primer, mogao se dodati mali volumen ispunjen vazduhom neposredno ispred fantoma na nivou grudi i koristiti ga za izračunavanje fluensa fotona na toj visini; kada je ovo uradio za muškarca, organizator je dobio približnu vrednost od $2.2 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^{-2}$ po emitovanom fotonu na toj lokaciji. Zatim se ova vrednost može koristiti da se normalizuje, recimo, apsorbovana doza u plućima koja je izračunata (oko $3.0 \cdot 10^{-19} \text{ Gy po fotonu}$), da bi se dala približna doza po fluensu za taj organ ($1.4 \cdot 10^{-13} \text{ Gy cm}^2$). Konačno, ovo bi se moglo uporediti sa podacima datim u ICRP Publikaciji 116 (ICRP, 2010) za muška pluća od, na primer, izotropnog (ISO) ili rotacionog (ROT) izlaganja fotonima od 60 keV. Naravno, ISO ili ROT izvor u vakuumu se razlikuje od površinske kontaminacije betonske ploče. Rasejanje od fantoma takođe remeti procenu fluensa, ali divergencije nisu toliko radikalne da se ne može očekivati da podaci daju barem osnovnu procenu. Vrednosti objavljene u ICRP Publikaciji 116 su $1.8 \cdot 10^{-13} \text{ Gy cm}^2$ i $2.2 \cdot 10^{-13} \text{ Gy cm}^2$ za ISO i ROT geometrije respektivno, koje se ne razlikuju mnogo od vrednosti dobijene u ovom testu. Prethodna pojednostavljena analiza samo za muška pluća mogla bi se dalje tumačiti kao pružanje neke kvalitativne slike vrednosti doza koje se očekuju, s obzirom na: a) prodornu prirodu fotona, a time i približnu uniformnost doze koja se može očekivati za različite organe u telu; i takođe b) relativno male razlike verovatnoće između muških i ženskih doza. Svakako, poređenje bi se ponovo moglo koristiti da bi se istakle kao pogrešne one doze organa koje su se razlikovale za jedan (ili više) redova veličine od drugih rezultata u okviru skupa podataka datog učesnika.

Početna implementacija referentnih voksel fantoma u okviru Monte Carlo koda, i metode korišćene za izračunavanje doza, takođe se mogu lako proveriti. Na primer, učesnici bi mogli samo da uklone betonski pod iz svog modela i promene svoj izvor u idealno prednju-zadnju

(AP) ekspoziciju (ili ISO, ROT, posterior-anterior (PA), itd.), a zatim direktno uporede svoje rezultate sa podacima prikazanim u tabeli ICRP 116. Ovaj pristup ne bi obezbedio proveru RBM vrednosti, jer preporuke za izračunavanje doze nisu primenjene tokom određivanja koeficijenata konverzije, ali bi omogućio benchmarking svih drugih veličina doze. Nije poznato koliko je učesnika izvršilo ove vrste „provere ispravnosti“ i QA analizu na svojim modelima i podacima pre nego što su podneli rezultate. Ali generalno se može primetiti da bi benčmarking trebalo smatrati rutinskom praksom u svim projektima Monte Carlo modelovanja kako bi se pružio uvid u kvalitet rezultata. Svi učesnici su po publikovanim rezultatima dobili povratnu informaciju o oznaci, koja im je dodeljena (M oznaka za koautora monografije u publikovanom radu Krstic i dr., 2021).

Zaključak

Dobro je poznato da su simulacije voksel fantoma Monte Carlo tehnikama složene. Na primer: ulazne datoteke mogu biti velike i glomazne; softverski paketi za vizuelizaciju geometrije su često nepregledni. Zahtevi za CPU/RAM mogu biti na granicama nekih računara; a izlazni podaci se mogu teško obraditi. Takođe je netrivialna operacija manipulisanja izračunatim dozama u organima i pravilnog određivanja efektivne doze iz njih, posebno imajući u vidu dodatne komplikovane zahteve za RBM (i endosteum) dozimetriju. Štaviše, bez dostupnosti referentnih podataka ili izmerenih rezultata, teško je direktno uporediti ili proveriti rezultate za nestandardne uslove izloženosti, kao što je scenario predstavljen u ovoj vežbi.

Nije moguće ekstrapolirati konkretne zaključke o trenutnom statusu proračuna voksel fantoma unutar globalne zajednice zaštite od zračenja, samo iz ovog veoma ograničenog skupa uzoraka od trinaest učesnika. Zaista, ti učesnici možda sami nisu nužno ni reprezentativni: po svojoj prirodi, vežba međusobnog poređenja mogla bi verovatno privući više interesovanja od pojedinaca koji smatraju da su relativno neiskusni sa tehnikama, i tumače to kao priliku za obuku.

Ipak, neke opšte napomene se mogu dati. Prvo, primena geometrije voksel fantoma može dovesti do grešaka. Praćenje ICRP 103 metode za procenu doze takođe može dovesti do poteškoća, pa čak i rezultati koji izgledaju uverljivo mogu sakriti osnovne netačnosti u dozama organa. Isto tako, preporučeni pristup dozimetriji koštane srži može biti slabo shvaćen; ovo takođe može da implicira da bi tačno određivanje doza endosteuma moglo biti takodje problematično, iako to nije eksplicitno pokazano u ovoj vežbi. Slične trendovi su pronađeni u drugim vežbama (Zankl i dr., 2021a), tako da je publikovan poseban članak koji detaljnije

opisuje ICRP metod dozimetrije kostiju i pruža dalje praktične smernice za njegovo uključivanje u programe za transport zračenja (Zankl i dr., 2021b).

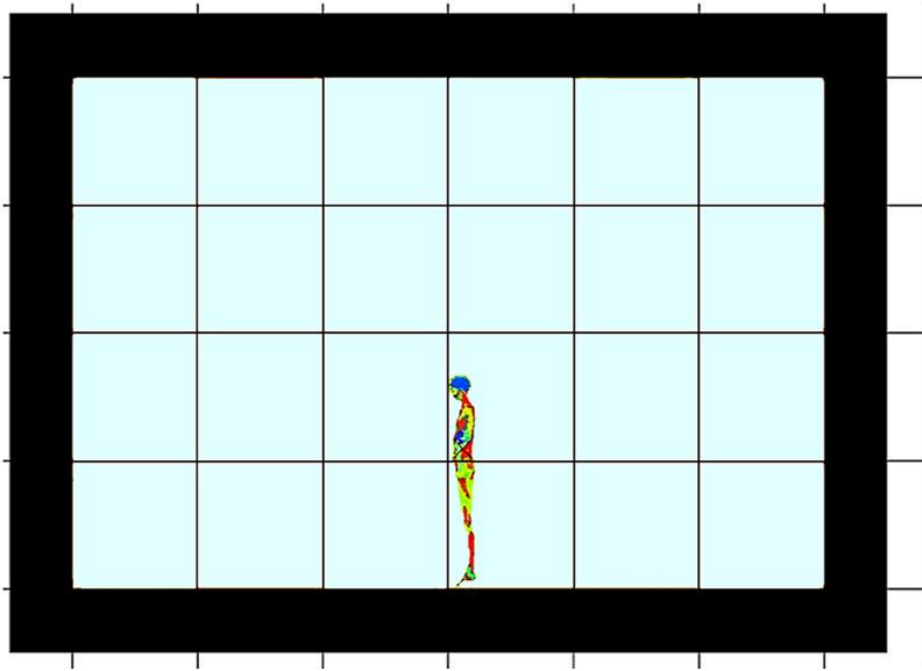
Takođe, male statističke nesigurnosti dobijene iz Monte Carlo proračuna mogu sakriti mnogo veća sistematska odstupanja, koja su možda rezultat netačnog podešavanja geometrije i izvora ili čak grešaka u naknadnoj obradi u analizama rezultata. S tim u vezi, može se prokomentarisati da pojedinci teže visokoj statističkoj preciznosti u modelovanju, a da pritom ne obezbede stvarnu tačnost tih rezultata. Da bi se podržao taj poduhvat, uvek treba sprovesti odgovarajući QA, pri čemu pojedinci stalno sebi postavljaju pitanja kao što su: „da li moji rezultati izgledaju kao što se očekuje?“, 'da li su sami sebi konzistentni?'; 'da li su fizički realni ili očigledno neuverljivi?'; 'koje jednostavne testove uraditi u cilju provere?'; itd. Jedan pomoćni rezultat iz ove vežbe bi stoga mogao biti isticanje potrebe za više kurseva obuke, kao što su voksel fantomi, kompjuterska dozimetrija, pa čak i same QA tehnike, a da bi organizacije kao što je EURADOS, mogle da predvode takve poduhvate. Konačno, očigledno je da su vežbe međusobnog poređenja ovog tipa koje sprovodi EURADOS WG6 vitalne za oblast računarske dozimetrije. Ovaj zaključak nije samo zato što su od koristi samim pojedincima koji učestvuju, pa čak ni zato što dovode do proizvodnje i objavljivanja referentnih geometrija i rešenja za nestandardne scenarije izloženosti koji mogu biti od pomoći budućim korisnicima, već i zato što su potencijalno korisni za organizacije kao što je ICRP, kako bi se istakla sva ograničenja u opštem nivou razumevanja nekih od preporuka.

6.4 MONTE CARLO PRORAČUN EKVIVALENTNE DOZE ORGANA I EFEKTIVNE DOZE USLED IZLAGANJA ^{16}N BETA IZVORU U VAZDUHU POMOĆU REFERENTNIH ICRP FANTOMA

Ovo poglavlje sumira rezultate još jednog poređenja koje je organizovao EURADOS usredsređeno na upotrebu ICRP referentnih računskih fantoma. I ova aktivnost je imala za cilj da obezbedi obuku za implementaciju voksel fantoma u Monte Carlo transportne programe i izračunavanje ekvivalentne doze u organima i efektivne doze. U pitanju je slučaj izlaganja beta zračenju ^{16}N pri čemu je radioizotop distribuiran u vazduhu prostorije sa betonskim zidovima u kojoj se nalazi fantom. Ukupno sedam učesnika je učestvovalo u poređenju rezultata korišćenjem sledećih kompjuterskih programa GEANT4, TRIPOLI-4 i MCNP, a otkriven je opšti problem pri izračunavanju doze u skeletnom tkivu i organima ostatka. Nakon procesa revizije povratnih informacija sa učesnicima, greške su ispravljene i konačni rezultati su postigli saglasnost od $\pm 5\%$.

^{16}N je proizvod neutronske aktivacije vode za hlađenje u fisionim i fuzionim reaktorima. Njegov beta spektar ima maksimalnu energiju od 10.4 MeV tako da emituje elektrone dovoljno visokih energija za testiranje transporta elektron-foton-pozitron savremenih Monte Carlo programa. Fantom se nalazi u centru prostorije i cilj zadatka je izračunavanje ekvivalentnih doza za odrasle fantome, muške i ženske, i rezultirajuće efektivne doze. Učesnicima je podeljen namenski šablon za odgovore kako bi se pružile informacije o izračunavanju veličina i kako bi se osigurala homogenost rezultata i njihove nesigurnosti. Rešenja koja su dostavili učesnici su upoređena sa referentnim rešenjem i otkriveni su i analizirani različiti problemi.

ICRP je razvio dva odrasla fantoma, muškog i ženskog (ICRP, 2009) koji su predstavljeni u ovoj monografiji. Referentni fantom se nalazi u prostoriji dimenzija $600 \times 600 \times 400 \text{ cm}^3$ napravljenoj od betonskih zidova, poda i plafona debljine 50 cm. Prostorija je ispunjena vazduhom i fantom je na podu u centru sobe (sl. 6.33). Izvor ^{16}N je ravnomerno raspoređen u vazduhu i njegov beta energetski spektar je dat prema publikaciji ICRP 107 (ICRP, 2008). Beta raspad ^{16}N je praćen gama emisijom, ali ova vežba razmatra isključivo izlaganje beta izvoru.



Slika 6.33. Vizuelizacija predložene geometrije sa programom TRIPOLI-4. Fantom stoji u centru prostorije dimenzija $600 \times 600 \times 400 \text{ cm}^3$ sa betonskim zidovima debljine 50 cm (Gomez-Ros i dr., 2021)

U ovom radu su predložena dva glavna zadatka za proučavanje upotrebe fantoma za proračun nekih dozimetrijskih veličina. Prvi zadatak se sastojao od izračunavanja jačina ekvivalentnih doze po jediničnoj aktivnosnoj koncentraciji u vazduhu, u jedinicama $(\text{Sv}\cdot\text{s}^{-1})/(\text{Bq}\cdot\text{m}^{-3})$ u svim organima fantoma.

U drugom zadatku je traženo da se izračunaju ekvivalentne doze u određenim organima, kao što su: bešika, endosteum, grudi, debelo crevo, gonade, jetra, pluća, jednjak, crvena koštana srž, koža, želudac, štitna žlezda i organi ostatka. Većina ovih organa se sastoji od nekoliko delova identifikovanih različitim ID brojem u procesu segmentacije stvaranja fantoma, a ekvivalentna doza je ukupna deponovana energija podeljena sa ukupnom masom organa ili tkiva. Uopšteno govoreći, sadržaj krvi ne treba dodavati u organe i tkivne mase ako nisu identifikovani kao poseban organ, kao što su pluća koja se sastoje od organa 96, 97, 98 i 99 (plućno tkivo i krv) (ICRP, 2009). Za dozimetrijske proračune u crvenoj koštanoj srži i endosteumu (površina kosti) predloženo je da se sledi metod opisan u ICRP 116 (ICRP, 2010). Apsorbovana doza u koštanoj srži, $D_{\text{skel}}(\text{AM})$, i apsorbovana doza u endosteumu, $D_{\text{skel}}(\text{TM50})$, su računane koristeći jednačine 6.5 i 6.6.

Konačno, cilj je bio da se proceni efektivna jačina doze po jediničnoj aktivnosnoj koncentraciji ^{16}N u vazduhu $(\text{Sv}\cdot\text{s}^{-1})/(\text{Bq}\cdot\text{m}^{-3})$ koja se izračunava kao srednja vrednost ekvivalentnih doza

procenjenih za organ ili tkivo T za referentnog muškarca i referentnu ženu, pomnoženih odgovarajućim tkivnim težinskim faktorima.

Kako je navedeno, razni učesnici su koristili različite softverske pakete. Neki od učesnika su koristili GEANT4 (Agostinelli i dr., 2003; Allison i dr., 2016) koji je besplatni softverski paket koji koristi objektno orijentisano programiranje. Učesnici su koristili verziju 10.4, sa takozvanom listom Shielding Physics koja razmatra standardne GEANT4 modele elektromagnetne fizike do 1 keV, kao niske energetske granice. U simulaciji je odabrana minimalna vrednost dužine putanje čestice od 0.5 mm, tako da su transportovane samo sekundarne čestice sa opsegom iznad ovog praga.

Izvesni učesnici su koristili GAMOS (Arce i dr., 2014), okvir zasnovan na Geant4 koji dozvoljava implementaciju najčešćih zahteva medicinske fizike bez potrebe za C++ programiranjem. Odabrana fizika je takozvana „GmEMPhysics“ sa elektromagnetnim „niskoenergetskim“ fizičkim modelima zasnovanim na uzorkovanju iz Livermorske baze podataka EEDL za elektrone (Seltzer i dr., 1989) i EADL za fotone (Perkins i dr., 1991). Za simulacije je odabran prag putanje čestice od 0.01 mm.

Drugi učesnici na ovom zadatku koristili su neku od verzija MCNP programa kao što su MCNP5 (X-5 Monte Carlo Team, 2003), MCNPX 2.7 (Pelowitz, 2011) i MCNP6 2.0 (Werner, 2017). Korišćene su dve biblioteke efikasnih preseka fotona: mcplib04 (White, 2003) i mcplib84 (White, 2012), koje su identične, ali uz ispravku u novijoj verziji greške u vezi sa formatom podataka kada se koristi Doplerovo širenje. U svim slučajevima je korišćena biblioteka podataka o efikasnim presecima elektrona el03 (Adams, 2000; X-5 Monte Carlo Team, 2003).

Jedan deo učesnika je koristio program TRIPOLI-4® (verzija 11, 2018) koji je četvrta generacija Monte Carlo koda za transport zračenja razvijenog u CEA/Saclai (Brun i dr., 2015). Zvanična biblioteka podataka za aplikacije, nazvana CEAV5.1.1, uglavnom je zasnovana na JEFF-3.1.1 za neutrone i ENDL-97 za fotone i elektrone (Mancusi i dr., 2018). Program postavlja graničnu energiju na 1 keV.

Referentno rešenje je izračunato pomoću MCNPX2.7 korišćenjem biblioteka mcplib84 i el03 i podrazumevane granične energije od 1 keV. U svim slučajevima simulirano je 10^{10} primarnih čestica kako bi se dobili rezultati sa relativno niskom statističkom nesigurnošću. Statistička greška izražena kao relativna standardna devijacija bila je ispod $\pm 3\%$. Da bi se voksel fantomi pretvorili u MCNPX sintaksu, datoteke podataka AM.dat i AF.dat su obrađene pomoću dodatka

ImageJ (Schneider i dr., 2012) koji je posebno razvijen (Gomez-Ros i dr., 2007). Opcija ponovljenih struktura u MCNP programu je korišćena da se opiše geometrija kao rešetka kubnih ćelija koje ispunjavaju prostor. Svaka ćelija je povezana sa organom preko svog ID broja i ispunjena je odgovarajućim materijalom.

Učesnici su koristili različite procedure za rukovanje voksel fantomima u zavisnosti od Monte Carlo koda. Za GEANT4, fantomi su implementirani na dva načina. U jednom slučaju, parametrizacija fantoma je prilagođena modifikacijom GEANT4 DICOM medicinskih slika kako bi se očitani ICRP podaci o voksel fantomu i postavile odgovarajuće dimenzije i materijali voksel. Navedeni proračuni su implementirani u GEANT4 omogućavajući da se registruju apsorbovana doza i dužina praćenja čestica u grupi voksel koji predstavljaju organe. Za dozimetriju kostiju, fluens fotona koji prelazi crvenu koštanu srž i endosteum je izračunat deljenjem odgovarajuće dužine puta sa zapreminom organa, dok su apsorbovane doze izračunate iz fluensa fotona korišćenjem konverzionih faktora fluensa u dozu koje je objavio ICRP. Alternativno, ICRP 110 podaci su takođe konvertovani u GEANT4 tekstualnu datoteku voksel phantoma u format koji se koristi u zvaničnom GEANT4 primeru prošireni/medicinski/DICOM sa ad-hoc C++ kodom. Svaki voksel je dodeljen organu koristeći informacije sadržane u AF/AM.dat. Gustina je dodeljena kao što je dato u datoteci AF/AM_organs.dat, a sastav materijala kao što je dato u datoteci AM/FM_media.dat. Praćenje čestica je urađeno pomoću algoritma G4RegularNavigation (Arce i dr., 2008), preskačući granice susednih voksel koji imaju isti materijal.

Voksel fantomi su implementirani u MCNP kodove (MCNPX, MCNP5, MCNP6) korišćenjem sličnih procedura zasnovanih na karakteristikama ponovljenih struktura za opisivanje geometrije koja se ponavlja. Svaki ID organa je bio predstavljen elementom zapremine sa veličinom rezolucije voksel i ponavlja se pomoću LAT kartice da bi se stvorila 3D rešetka. Svakom organu je dodeljen jedinstveni broj. Obrada voksel podataka fantoma za kreiranje MCNP ulazne datoteke obavljena je korišćenjem programa posebne namene: i) R skripte (R Core Team, 2012) za čitanje i transformaciju podataka fantoma u MCNP5 formatu, proizvodeći četiri datoteke: univerzum, rešetka, materijal i tally, a ostatak unosa je ručno implementiran da uključi površine i izvor; ii) Python program (Van Rossum i Drake Jr., 1995), za pretvaranje podataka fantoma u MCNPX format; iii) kôd napisan u Intel Fortranu za obradu podataka, prvo brojeći broj ponavljanja, a zatim ponovno pisanje sa dodatnim uređivanjem; i iv) drugi kôd napravljen za ugradnju fantoma u MCNP6. Za TRIPOLI-4, geometrija rešetke je potvrđena u prethodnim studijama za analize kritičnosti i sigurnosti i proračune fizike jezgra (Lee, 2003,

2015; Lee i Hugot, 2009) koristeći operatore rešetke „EKSCPT“ i „KEEP“. Na sličan način, metoda modelovanja je korišćena za opisivanje praznih vokseli i vokseli organa i tkiva za fantome. Za verifikaciju TRIPOLI-4 modeliranja, grafički alat T4G je bio od pomoći da se proveriti položaj organa i tkiva, model i dimenzije organa, lokacije izvora i fantoma i pridružena imena medijuma. Da bi se ubrzala navigacija i prikaz od okruženja fantoma do pregleda organa na brz i interaktivan način, T4G alat je korišćen u paralelnom režimu (Hugot i Lee, 2011; Lee, 2018). U ovoj studiji je uključena opcija kaskadnih pljuska elektron-foton-elektron-pozitron za TRIPOLI-4.

U vežbi je učestvovalo sedam učesnika iz različitih zemalja koristeći različite Monte Carlo programe za izvođenje proračuna (GEANT4, GAMOS, MCNP/MCNPX, TRIPOLI-4, kako je sažeto prikazano u Tabeli 6.11).

Tabela 6.11. Rezime korišćenih MC kodova i biblioteka efikasnih preseka (Gomez-Ros i dr., 2021)

MC program	Biblioteka efikasnih preseka za fotone	Biblioteka efikasnih preseka za elektrone
GEANT4 10.04	EPDL	EEDL
GEANT4 10.04 / GAMOS 6.0	EPDL	EEDL
MCNPX 2.7	mcplib84	e103
MCNP5 v1.60	mcplib84	e103
MCNP6.2	mcplib04	e103
MCNP6.2	mcplib84	e103
TRIPOLI-4	EPDL97	EEDL + Bremsstrahlung

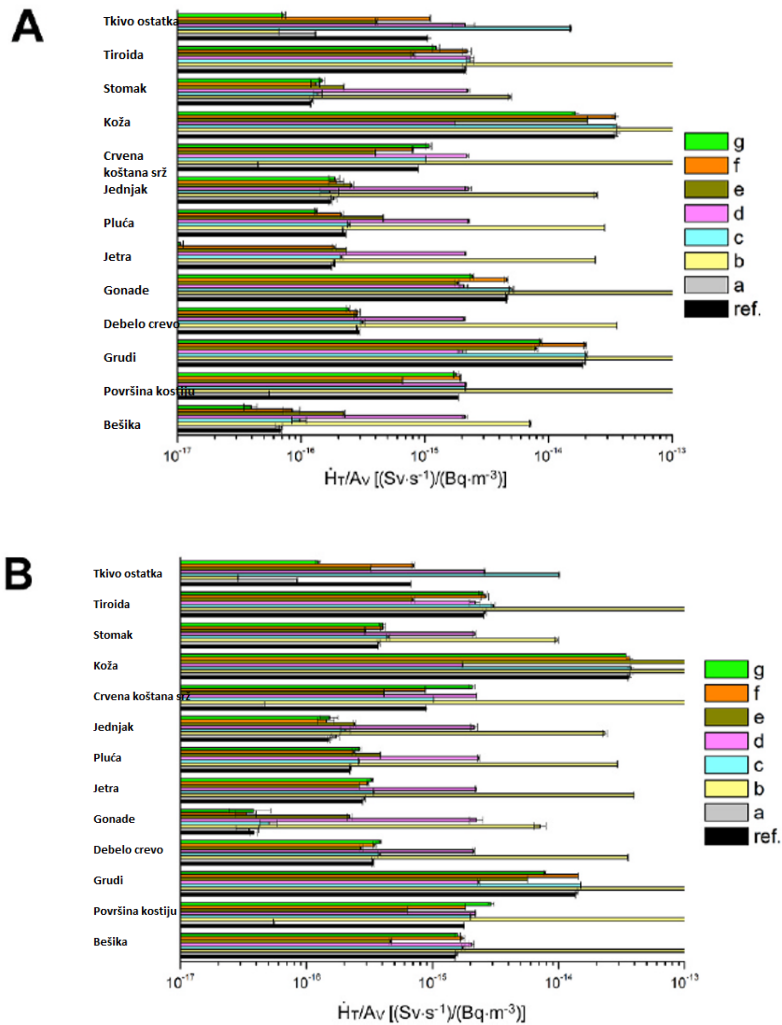
Učesnici su predstavili rezultate za ekvivalentne doze i efektivnu dozu zajedno sa povezanim nesigurnostima, a njihova rešenja su upoređena sa referentnim. Kada je dobijena razlika u odnosu na referentno rešenje veća od $\pm 10\%$, rezultati su pažljivo ispitani i od učesnika je zatraženo da revidira proračun tražeći uzroke neslaganja.

Prvi skup podataka sastojao se od ekvivalentnih doza za svaki od 139 indeksiranih organa fantoma (od ID = 1 do 139) isključujući vazduh unutar fantoma i kožu na vrhu i dnu fantoma.

Sa stanovišta metodologije dozimetrije, proračuni su jednostavni i omogućavaju otkrivanje grešaka u vezi sa geometrijom, izvorom ili simulacijom transporta zračenja. Da bi se isključila netačna konstrukcija fantoma, izvršena je provera zapremine organa na osnovu stohastičke procene fluensa u oblastima od interesa. Većina učesnika je uspela da pravilno implementira voksel fantome u svoje Monte Carlo kodove i samo jedan od njih je otkrio grešku u geometriji. Ipak, od 7 odgovora samo 2 učesnika su u početku dala tačne rezultate za H_T u 139 organa definisanih u fantomu.

Neke od grešaka su nastale zbog netačne definicije izvora, energetskog spektra i/ili prostorne distribucije. Posebno uobičajen među učesnicima je nedostatak izvora u vazduhu koji okružuje telo, ali još uvek unutar granica voksel fantoma, što je rezultiralo netačnom prostornom distribucijom izvora. Ova činjenica je važna jer može doprineti apsorbovanoj dozi oko $\pm 10\%$ ukupne doze u nekim organima. Pored toga, beta energetski spektar ^{16}N dat kao funkcija gustine verovatnoće je konvertovan u histogram verovatnoće od strane nekih učesnika, što je rezultiralo malo drugačijom emisijom, posebno pri višim energijama, što rezultira povećanjem apsorbovane doze od 10–15% u nekim organima. Ostala odstupanja su bila povezana sa Monte Carlo metodom, posebno niske statističke nesigurnosti. Elektroni do nekoliko MeV imaju relativno kratak srednji slobodni put u ljudskim tkivima i brzo su atenuirani, tako da je veliki broj čestica bio potreban da bi se dobili pouzdani rezultati, što je problematično u pogledu računarskog vremena. Takođe, pronađene su sistematske greške vezane za normalizaciju rezultata u odnosu na izvor.

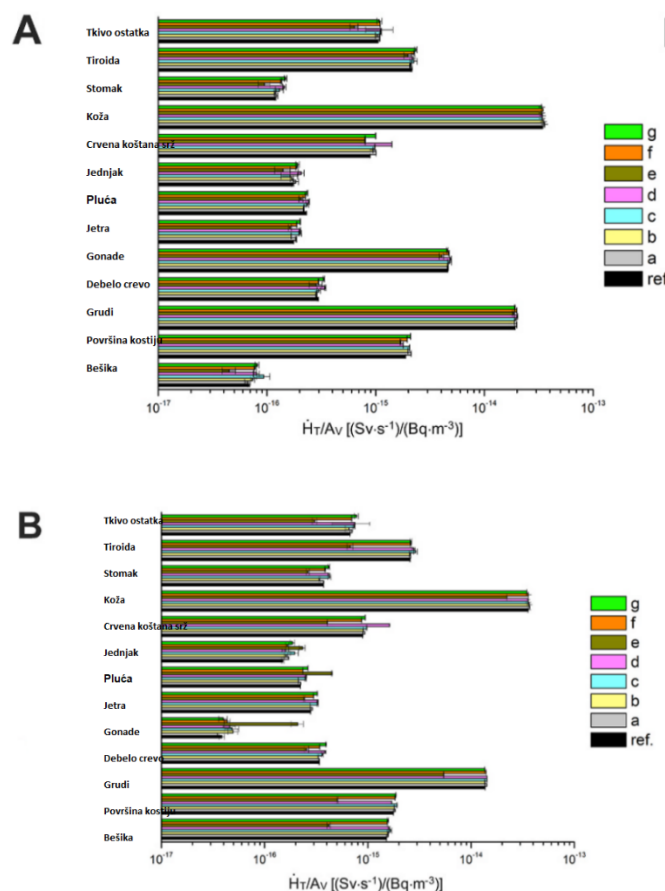
Drugi skup podataka obuhvatao je ekvivalentne doze u 13 organa (bešika, endosteum, grudi, debelo crevo, gonade, jetra, pluća, jednjak, crvena koštana srž, koža, želudac, štitna žlezda i organi ostatka) i efektivnu dozu. Iz ovih rezultata bi se mogli analizirati pristupi i metode za dobijanje ovih veličina, pošto proračuni zahtevaju određenu obradu Monte Carlo rezultata. Rezultati jačina ekvivalentnih doza po jediničnoj aktivnosnoj koncentraciji ^{16}N prikazani su na sl. 6.34 i pokazuju znatna odstupanja.



Slika 6.34 Jačina ekvivalentne doze po jediničnoj aktivnosnoj koncentraciji ^{16}N , dH_T/dtA_V , za odabrane organe pre korekcije rezultata: a) muški fantom; b) ženski fantom (Gomez-Ros i dr., 2021)

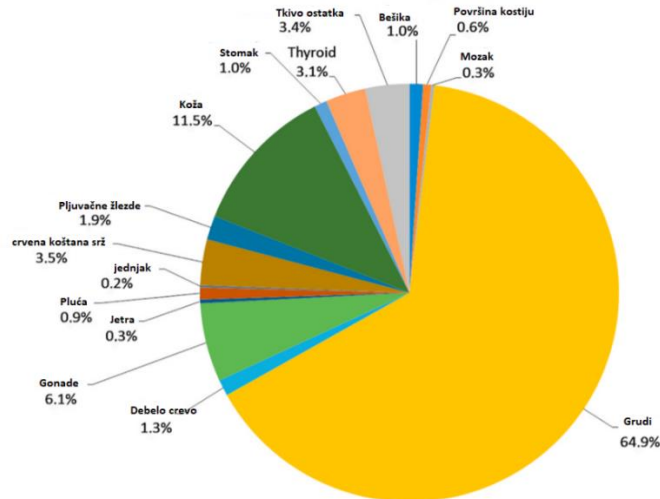
Osnovni uzroci za naslaganje rezultata zbog metode proračuna su: netačna upotreba, za skelet, funkcija odziva fluensa na dozu za fotone; greške u vrednostima mase tkiva skeleta (crvena koštana srž i endosteum); pogrešno izračunavanje apsorbovane doze u organima koji se sastoje od više delova sa različitim ID brojem organa; i pogrešno izračunavanje apsorbovane doze za organe ostatka. Takođe su uočene nepravilne vrednosti w_T faktora u proračunu efektivne doze. Nakon diskusije sa učesnicima i procesa revizije, izmenjeni rezultati za ekvivalentne doze u organima su se dobro slagali sa referentnim rešenjem, sa odstupanjima manjim od $\pm 5\%$ u većini slučajeva, kao što se može videti na sl. 6.35. Dva rezultata i dalje su odstupala od referentnih vrednosti (skoro $\pm 10\%$ za neke organe) zbog nedostatka vremena za ponavljanje svih simulacija nakon isteka roka za završetak poređenja (neke simulacije zahtevaju dugo

računarsko vreme i mogućnosti višeprociranja nisu bile dostupne svima). Ti rezultati i dalje imaju problema sa definicijom izvora i proračunom doze u skeletu.



Slika 6.35 Jačina ekvivalentne doze po jediničnoj aktivnosnoj koncentraciji ^{16}N , dH_T/dtA_V , za odabrane organe nakon ispravljanja otkrivenih grešaka: a) muški fantom; b) ženski fantom (Gomez-Ros i dr., 2021)

U proceni ekvivalentne doz, H_T , uočen je opšti problem u tkivu skeleta i preostalim tkivima prema preporukama ICRP-a. Doprinos svakog organa efektivnoj dozi prikazan je na sl. 6.36. Iako su glavni doprinosi za grudi, kožu i gonade, tkivo skeleta ima doprinos oko 4%, a organi ostatka još 3%. Izračunate vrednosti jačine efektivne doze po aktivnosnoj koncentraciji ^{16}N , dE/dtA_V , nakon što su otkrivene greške ispravljene, prikazane su u Tabeli 6.12. Pošto su ove vrednosti izračunate uzimajući u obzir samo beta emisiju ^{16}N za uranjanje u oblak unutar sobe, rezultati nisu uporedivi sa koeficijentom datim u publikaciji ICRP 144 (ICRP, 2020a).



Slika 6.36. Doprinos svakog organa izračunatoj efektivnoj dozi. (Gomez-Ros i dr., 2021)

Tabela 6.12. Poređenje izračunatih vrednosti jačine efektivne doze po aktivnosnoj koncentraciji ^{16}N , dE/dtA_V , nakon ispravke otkrivenih grešaka (Gomez-Ros i dr., 2021)

Učesnik	\dot{E}/A_V ($\text{Sv}\cdot\text{s}^{-1}$)/($\text{Bq}\cdot\text{m}^{-3}$)
referenca	3.03×10^{-15}
a	3.14×10^{-15}
b	2.96×10^{-15}
c	3.13×10^{-15}
d	3.19×10^{-15}
e	2.80×10^{-15}
f	3.11×10^{-15}
g	3.16×10^{-15}

Cilj ove vežbe, kao deo EURADOS poređenja, bio je da se prouči implementacija i upotreba ICRP referentnih računarskih fantoma zajedno sa savremenim Monte Carlo transportnim programima. Važan aspekt vežbe je sticanje iskustava i obuka za ispravno korišćenje računarskih referentnih fantoma i izračunavanje dozimetrijskih veličina od interesa. Interkomparacija je dala učesnicima priliku da uporede metode proračuna i da poboljšaju svoje

pristupe. Uspeh rada zavisio je od kontinuirane komunikacije između učesnika i organizatora, kako bi se otkrili specifični problemi. Što se tiče konstrukcije voksel fantoma i uprkos nekim greškama u sastavu tkiva, samo jedan učesnik je imao problema sa geometrijom fantoma. Uglavnom, učesnici su uspjeli da implementiraju fantome u svoje kodove bez poteškoća i pronađeno je samo nekoliko problema u vezi sa normalizacijom rezultata i definicijom izvora. Većina problema je proizašla iz metode za procenu apsorbiranih doza kostiju i organa ostatka opisanog u ICRP 116. Metoda za izračunavanje H_T zahtevala je nekoliko saveta i daljih proračuna u svim slučajevima. Nakon analize rezultata i naknadnih korekcija, učesnici su izračunali H_T u okviru $\pm 5\%$ slaganja sa referentnom vrednošću u većini slučajeva, iako su odstupanja bila do $\pm 10\%$ u malim organima. Predviđene su buduće aktivnosti na korišćenju referentnih računarskih fantoma tipa mreže (mesh) koje je objavio ICRP 145 (ICRP, 2020b) koji prevazilaze neka ograničenja geometrije voksel uglavnom zbog nedovoljne rezolucije voksel modela što dovodi do lošeg opisa malih organa. Na kraju ove interkomparacije svi učesnici su obavješteni o oznaci njihovih rezultata (oznaka e za rezultate u ovom radu).

7 PRIMENA FANTOMA I MONTE CARLO PROGRAMA PRI IZLAGANJU PRIRODNIM RADIONUKLIDIMA

7.1 APSORBOVANE FRAKCIJE ZA ELEKTRONE I BETA ČESTICE U OSETLJIVIM DELOVIMA Ljudskog RESPIRATORNOG TRAKTA

U ovom poglavlju su prikazane izračunate apsorbovane frakcije (AF) elektrona u osetljivim slojevima ljudskog respiratornog trakta i korišćen je MCNP i PENELOPE program. U tu svrhu razvijen je programski kod za simulacioni paket PENELOPE, zasnovan na Monte Carlo metodi. Ljudski respiratorni trakt je modelovan prema publikaciji ICRP 66, gde je AF elektrona izračunata korišćenjem softvera za simulaciju EGS4. Neke aproksimacije korišćene u ICRP 66 su ispravljene u ovom poglavlju i date su nove vrednosti AF za radonove potomke. Minimalna energija (EABS) koju elektron može imati tokom transporta kroz materijal je 1 keV u ICRP 66, dok je u prikazanom radu postavljena na 100 eV. Smanjenje vrednosti EABS (cut off, odnosno to je energija ispod koje se elektroni više ne prate, jer su vrednosti preseka nepoznati ili nesigurni u niskoenergetskoj oblasti)) daje tačnije rezultate za AF kada je početna energija elektrona ispod 50 keV. Za predstavljanje tkiva u ICRP 66 je korišćena voda, dok je u predstavljenom poglavlju rada korišćeno epitelno tkivo.

Radon i njegovi potomci su predmet proučavanja mnogih autora, jer imaju veliki udeo u ukupnom izlaganju opšte populacije (preko 50%) (Darby i dr., 1998; Udovičić i dr., 2016). Zbog relativno dugog vremena poluraspada, radon gas, koji dolazi iz zemlje kroz pod i zidove, akumulira se u zatvorenom prostoru. Usled Braunovog kretanja, atomi radonovih potomaka mogu sresti čestice aerosola, prisutne u vazduhu, i pripojiti se njima. Ljudi mogu inhalirati slobodne ili pripojene potomke radona. Udahnuti radionuklidi se talože u različitim regionima ljudskog respiratornog trakta (HRT - Human Respiratory Tract), gde se raspadaju i ozračuju okolno tkivo. Iz tog razloga, potrebno je modelovati respiratorni trakt i istražiti uticaj zračenja nastalog u procesima raspada.

Posle inhalacije, radonovi potomci se talože na unutrašnjim slojevima bronhija (BB) i bronhiola (bb), i u alveolarnom intersticijskom regionu (AI) (ICRP, 1994). Deponovani potomci se prenose u krv ili u gastrointestinalni (GI) trakt putem mehanizama čišćenja ili se jednostavno raspadaju u plućima. Čestice (alfa, beta i gama) koje se emituju u radioaktivnom

raspadu oštećuju okolno tkivo, što može dovesti do razvoja kancera pluća. Organ koji prima najveću dozu od inhaliranih radonovih potomaka su pluća (Marsh i dr., 2008). ^{218}Po i ^{214}Po se raspadaju emisijom alfa čestica koje oštećuju okolna tkiva i odgovorne su za relativno visoke doze u plućima. ^{214}Pb i ^{214}Bi se raspadaju kroz emisiju beta zračenja koje prati gama zračenje. Model ljudskog respiratornog trakta (HRTM) opisan je u publikaciji ICRP 66 (ICRP, 1994). Dodatno su uputstva za primenu HRTM data u ICRP Annals Vol. 32 (ICRP, 2002). Prema ovim publikacijama postoji šest tkiva u HRT koja su potencijalno ugrožena od udahnutih radioaktivnih materijala. Ta ciljna tkiva su:

- (1) keratinizovani epitel kože u prednjem delu nosa,
- (2) slojevit skvamozni epitel glavnih ekstratorakalnih disajnih puteva,
- (3) trepljasti epitel bronhija,
- (4) trepljasti epitel bronhiola,
- (5) alveolarni – intersticijum i,
- (6) torakalni i ekstratorakalni limfni čvorovi.

U ovom poglavlju su od interesa bronhijalni region (označen sa BB) i bronhiolarni region (bb). Ti regioni su mesta taloženja inhaliranih radionuklida, a u njihovu strukturu je uključen trepljasti epitel, koji je osetljivo tkivo.

Bronhijalni region (BB) je deo sistema za provođenje vazduha unutar grudnog koša (ICRP, 1994). Svrha ovog dela je da sprovede vazduh, reguliše vlažnost i temperaturu udahnutog vazduha i on je mesto taloženja udahnutih čestica nanošenjem, taloženjem i/ili difuzijom. Bronhije se dihotomno ili trihotomno granaju u ljudskim plućima tokom 9 generacija. Dimenzije i geometrija grana disajnih puteva se postepeno menjaju sa dubinom u u plućima. Pojednostavljeni model preseka kroz zid tipične bronhije može se naći u publikaciji ICRP 66 (videti sl. 5. na strani 15 (ICRP, 1994). Prosečan unutrašnji prečnik je $5 \cdot 10^3 \mu\text{m}$. Jedra sekretornih i bazalnih ćelije smatraju se osetljivim metama.

Bronhiolarni region (bb) je drugi deo ili sistem za provođenje vazduha. Sastoji se od bronhiola koje čine generacije 9 do 15. Ovi disajni putevi provode vazduh u i iz respiratornog regiona. Uдахnute čestice se talože uglavnom sedimentacijom ili difuzijom, u zavisnosti od njihove veličine. Pojednostavljeni model preseka kroz zid tipične bronhiole prikazan je na sl. 6. na strani 17 u publikaciji ICRP 66 (ICRP, 1994). Prosečan unutrašnji prečnik je $10^3 \mu\text{m}$. Osetljiva meta u ovom regionu se sastoji od sekretornih ćelija, jer je broj bazalnih ćelija vrlo mali i opada sa brojem generacije.

Unutrašnji slojevi disajnih puteva u BB i bb regionima predstavljaju mesto za taloženje inhaliranih čestica, uključujući radon i njegove potomke. Ti slojevi su sluz (gel) i sloj cilija (sl.

5. i 6. u ICRP 66 (ICRP, 1994)). Na ovim mestima se radon i njegovi potomci raspadaju emitujući alfa i beta čestice, kao i gama zračenje, pa se ova dva sloja smatraju izvorima zračenja. Emitovane čestice mogu pogoditi osetljive slojeve i deponovati deo svoje energije u njima. Na taj način se oštećuju osetljivi slojevi i postaju potencijalna mesta za razvoj ćelija kancera. Ovo je razlog zašto je od interesa izračunati apsorbovane frakcije (AF) emitovanih čestica u osetljivim slojevima. AF je odnos apsorbovane energije čestice u datom regionu i njene emitovane energije.

Glavni doprinos dozi dolazi od emitovanih alfa čestica. Međutim, i druge vrste zračenja, beta i gama, takođe su prisutne i doprinose ukupnoj dozi, ne samo u plućima. AF monoenergetskih snopova elektrona i beta čestica iz raspada potomaka date su u publikaciji ICRP 66, procenjene za sve kombinacije izvora i mete.

Za procenu AF-a, Monte Carlo „Electron Gamma Shower“ transportni program EGS4 (Nelson i dr., 1985), korišćen je u publikaciji ICRP 66. Program modeluje proizvodnju elektrona i zakočnog zračenja iznad određenog energetskeg praga (koji je 1 keV). U tim proračunima, praktična gornja granica za gubitak energije u svakom događaju rasejanja je postavljena na 6% trenutne energije elektrona. Ova vrednost je u skladu sa malim linearnim dimenzijama tkivnih meta u kojima treba pratiti gubitak energije elektrona. Elektroni i fotoni su praćeni sve dok njihova energija ne padne na 1 keV, za koju se pretpostavlja da je lokalno deponovana. U potpunosti je praćena istorija svih sekundarnih elektrona i fotona. Materijal korišćen u programu je vazduh i voda za simulaciju tkiva.

Za visokoenergetske elektrone i pozitrone, EGS4 koristi višestruke teorije rasejanja koje omogućavaju simulaciju globalnog efekta velikog broja istorija u segmentu putanje date dužine (korak). Ovi postupci simulacije se nazivaju „kondenzovanim“ Monte Carlo metodama. Teorije višestrukog rasejanja primenjene u algoritmima kondenzovane simulacije su samo približne i mogu dovesti do sistematskih grešaka, što se može pokazati evidentnim jer rezultati simulacije zavise od usvojene dužine koraka (Bielajew i Rogers, 1987). Takođe je vredno napomenuti da, zbog prirode određenih teorija višestrukog rasejanja i/ili zbog specifičnog načina na koji su implementirane u simulacionom kodu, upotreba veoma kratkih dužina koraka može uvesti lažne efekte u rezultate simulacije. Na primer, Molijerova teorija višestrukog elastičnog rasejanja (Moliere, 1948), koja je model koji se koristi u EGS4, nije primenljiva na dužine koraka kraćih od vrednosti nekoliko dužina srednjeg slobodnog puta (Fernandez-Varea i dr., 1993). Višestruko elastično rasejanje mora se isključiti kada dužina koraka postane manja od ove vrednosti. Kao posledica toga, stabilizacija za kratke dužine koraka ne znači nužno da su rezultati simulacije tačni. Shodno tome, greške tokom simulacije će biti veće, posebno ako

se tanki slojevi koriste kao osetljivi slojevi u BB i posebno bb regionima. Kondenzovane šeme takođe imaju poteškoća u generisanju tragova čestica u blizini površine koja razdvaja dva medijuma različitog sastava. Kada se čestica kreće blizu međupovršine, dužina koraka mora biti manja od minimalne udaljenosti do nje kako bi se osiguralo da je korak u potpunosti sadržan u početnom medijumu (Bielajew i Rogers, 1987). Ovo može znatno zakomplikovati kôd, čak i za relativno jednostavne geometrije.

7.1.1 Proračun absorbovanih frakcija korišćenjem PENELOPE programa

Paket potprograma PENELOPE napisani u Fortran77 programskom jeziku, koji vrši Monte Carlo simulaciju elektronsko-fotonskih pljuskova u proizvoljnim materijalima korišćen je u ovom radu za procenu AF od monoenergetskih elektrona i beta emisije u osetljivom delu trepljastog epitela u BB i bb regiona. Postoji nekoliko razloga za izračunavanje AF u BB i bb regionima koristeći PENELOPE kod. U publikaciji ICRP 66 tkivo je predstavljeno sa vodom, umesto koristeći adekvatniji medijum. Donja granica energije elektrona, ispod koje se pretpostavlja da se čestica lokalno deponuje, iznosila je 1 keV. Ova energija ne utiče na rezultate simulacije za visoke energije, ali ako elektron ima početnu energiju od 50 keV ili nižu, greške u rezultatima mogu biti velike. Pored toga, nije moguće izvršiti simulaciju čestica sa niskom početnom energijom ($AF = 0$ u ICRP 66 za energije ispod 40 keV). Ovi nedostaci su u ovom radu prevaziđeni postavljanjem donje granice energije elektrona na 100 eV, čime se smanjuje greška za niske energije. Takođe, za predstavljanje tkiva koristi se adekvatan materijal. Najvažniji razlog za ponovno izračunavanje AF je u tačnosti simulacionih paketa. EGS4 koji se koristi u publikaciji ICRP 66 ne može precizno izračunati AF u tankim slojevima, kao u BB i bb regionu, za energije elektrona ispod 100 keV. S druge strane, PENELOPE može izračunati AF elektrona za sve energije koje se koriste u ICRP 66. Ovo je od interesa kada se AF od beta spektra izračunava za neke radionuklide, kao što su ^{212}Pb ili ^{214}Pb koji sadrži 48.75% i 22.92% čestica sa energijama ispod 80 keV, respektivno.

Usvojeni model rasejanja u PENELOPE kodu daje pouzdan opis transporta zračenja u energetskom opsegu od oko 1 keV (100 eV za elektrone i pozitrone) do nekoliko stotina MeV. PENELOPE generiše nasumične elektronsko-fotonske pljuskove u složenim materijalnim strukturama koje se sastoje od bilo kog broja različitih homogenih regiona (tela) sa različitim sastavom. PENELOPE uključuje model rasejanja koji kombinuje numeričke ukupne efikasne preseke (ili zaustavne preseke) sa jednostavnim analitičkim diferencijalnim presecima za različite mehanizme interakcije.

Simulacija putanje elektrona i pozitrona se vrši pomoću mešovitog (klasa II) algoritma. Pojedinačni tvrdo elastični sudari, tvrdo neelastične interakcije i emisija tvrdog zakročnog zračenja su simulirani na detaljan način, odnosno slučajnim uzorkovanjem iz odgovarajućih ograničenih diferencijalnih efikasnih preseka. Trag čestice između uzastopnih tvrdih interakcija ili između tvrde interakcije i ukrštanja interfejsa (tj. površine koja razdvaja dva medijuma različitog sastava) se generiše kao niz koraka ograničene dužine. Kombinovani efekat svih (obično mnogo) mekih interakcija koje se dešavaju duž koraka simulira se kao jedan 'veštački' meki događaj gde čestica gubi energiju i menja smer kretanja. Sekundarne čestice emitovane sa početnom energijom većom od energije apsorpcije se startuju i simuliraju nakon završetka svakog primarnog traga.

PENELOPE program je strukturiran na takav način da se trag čestica generiše kao niz segmenata putanje (slobodni putevi ili 'letovi'); na kraju svakog segmenta čestica doživljava interakciju ('sudar') gde gubi energiju, menja smer kretanja i, u određenim slučajevima, proizvodi sekundarne čestice.

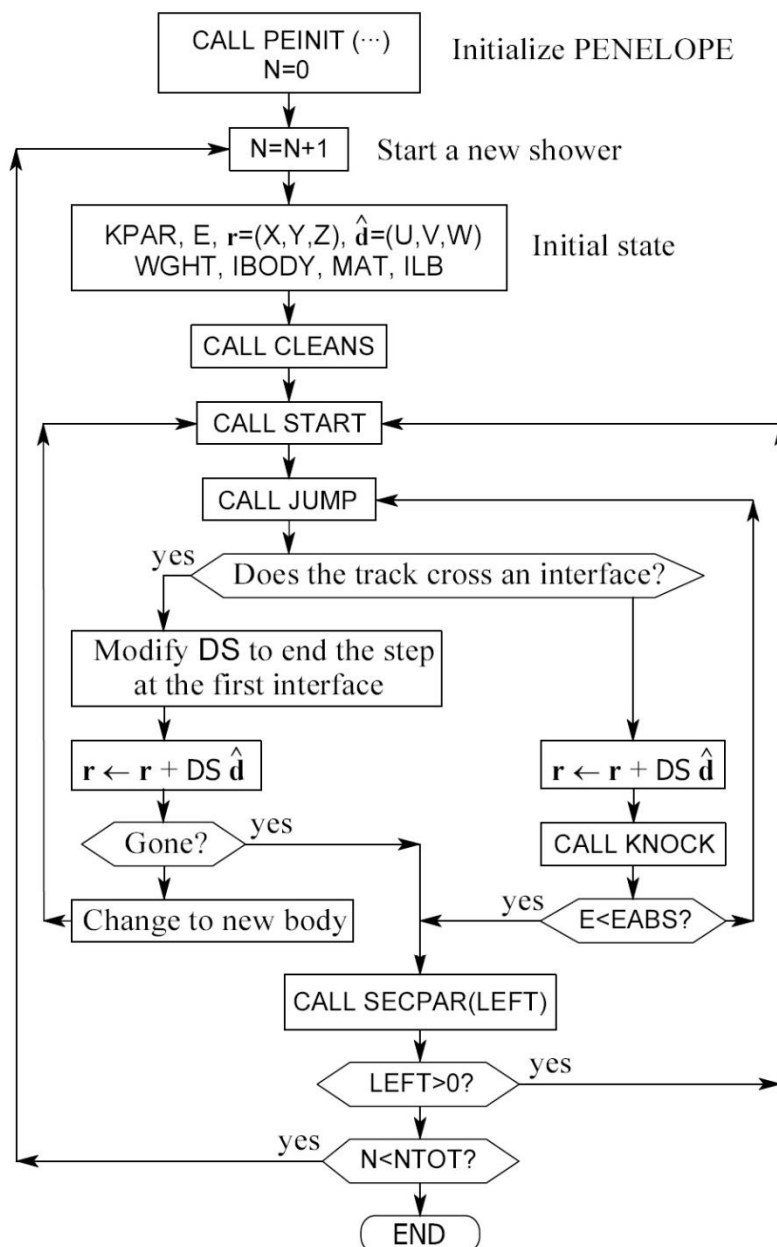
Pošto je PENELOPE paket potprograma (Salvat i dr., 2003), on mora biti dopunjen glavnim programom za upravljanje - MAIN, koji kontroliše geometriju i evoluciju traga, vodi računa o relevantnim veličinama i vrši tražena usrednjavanja na kraju simulacije. U ovom radu MAIN izvorni program za PENELOPE je razvijen kako bi simulirao transport elektrona kroz tkivo i vazduh unutar cevi za disajne puteve. Razmatrana su dva skupa ulaznih parametara na sledeći način:

Slučaj I: korišćeni su isti parametri kao u ICRP publikaciji za EGS4 (elektroni i fotoni se transportuju do energije od 1 keV, a voda gustine $\rho = 1.0 \text{ g/cm}^3$ se koristi za predstavljanje tkiva).

Slučaj II: donja granica za depoziciju elektrona i fotona je postavljena na EABS=100 eV, a koristi se epitelno tkivo ($\rho = 1.054 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$) (Ziegler i dr., 1985).

Uvedeni parametri korišćeni u slučaju II trebalo bi da utiču na rezultate simulacije za niske energije elektrona. Na sl. 7.1. je prikazan dijagram toka programa MAIN. Paket za simulaciju se inicijalizuje iz MAIN programa pozivanjem potprograma PEINIT koji čita datoteke podataka različitih materijala, procenjuje relevantna svojstva rasejanja, priprema tabele za traženje energetski zavisnih veličina koje se koriste tokom simulacije i čita ulaznu geometrijsku datoteku. Geometrijski fajl je napisan prema modelu BB i bb regiona opisanom u publikaciji ICRP 66. PENELOPE geometrija je zasnovana na površinama drugog reda. Zatvoreni prostor ograničen površinama naziva se telo. Svako telo se sastoji od dodeljenog materijala kreiranog korišćenjem programa postavljenog u fajl materijala koji dolazi sa PENELOPE paketom.

Tokom simulacije čestica se kreće unutar tela i deponuje određenu količinu svoje energije. Deponovana energija se čuva za svako telo posebno. Broj ukupnih uzorkovanih istorija (NTOT) je postavljen na 10^5 , pri čemu je greška u proračunu manja od 1%.



Slika 7.1. Algoritam MAIN programa za simulaciju elektronskih pljusкова sa PENELOPE kodom (Markovic i dr., 2008)

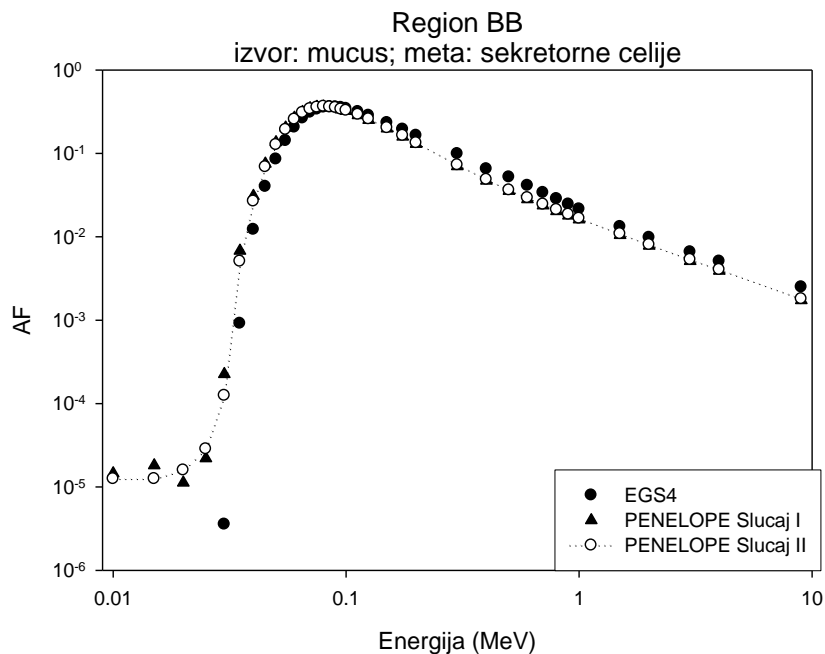
Simulacija elektrona u disajnim putevima pomoću PENELOPE koda može se opisati u nekoliko koraka.

- Početne tačke kretanja $r(x,y,z)$ čestica su nasumično uzete na mestima taloženja radona i njegovih potomaka. Ova mesta su sluz (gel) i sloj cilija i smatraju se izvorima beta čestica. Simulacije su izvedene za svaku kombinaciju izvor-cilj posebno, gde je cilj sloj bazalnih i sekretornih ćelija.
 - U transportu zračenja, pravac kretanja čestice opisuje se jediničnim vektorom d . U odnosu na dati koordinatni sistem, pravac d se može odrediti davanjem ili njegovih kosinusa pravca (u,v,w) (tj. projekcije d na pravce koordinatnih osa) ili polarnog ugla θ i azimutnog ugla φ : $d=(u,v,w)=(\sin\theta\cdot\cos\varphi, \sin\theta\cdot\sin\varphi, \cos\theta)$. Parametri jediničnog vektora d su nasumično uzorkovani.
 - Kada je postavljeno početno stanje čestice, potrebno je pozvati potprograme CLEAN i START da izvedu operacije neophodne za simulaciju (postavljanje svih lokalnih promenljivih na nulu, čitanje tabela sa efikasnim preseccima, procena analitičkih preseka itd.).
 - Pozivanje potprograma JUMP dužina koraka se generiše i čestica se pomera u pravcu d .
 - Ako čestica pređe bilo koju od graničnih površina, razmatra se dalje kretanje sa parametrima novog tela. Nasuprot tome, potprogram KNOCK se poziva da simulira događaj interakcije, izračuna novu energiju i pravac kretanja i skladišti početna stanja generisanih sekundarnih čestica, ako ih ima. Deponovana energija DE u interakcijskom događaju se takođe boduje i ove vrednosti se koriste za izračunavanje AF.
 - Ako čestica posle interakcije ima energiju veću od vrednosti EABS, ovaj metod se ponavlja sve dok energija čestice ne padne ispod EABS, ili čestica ne napusti sistem što je malo verovatan događaj s obzirom na geometriju razmatranu u radu.
- Usled interakcija nastaju sekundarne čestice koje se čuvaju i simuliraju nakon završene simulacije primarne čestice. Potprogram LEFT proverava koliko je sekundarnih čestica skladišteno. Nakon završetka NTOT brojeva primarnih čestica, simulacija je završena i relevantne vrednosti se izračunavaju i štampaju. Parametri simulacije u ovom radu su postavljeni za detaljnu simulaciju sa visokom preciznošću.

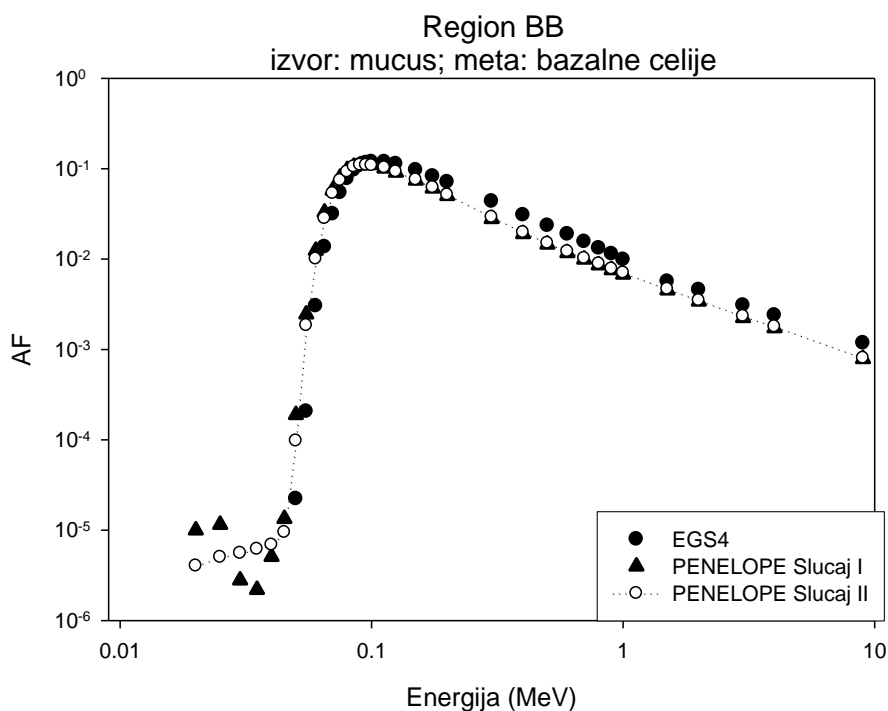
Rezultati

Simulacije su vršene pomoću PENELOPE programa za različite skupove ulaznih parametara (slučajevi I i II), za izvore smeštene u različitim delovima BB i bb regiona. Izračunate vrednosti AF za monoenergetske elektrone prikazane su na sl. 7.2 do 7.7 i ovi podaci su upoređeni sa rezultatima datim u ICRP 66 publikaciji. AF u BB regionu, gde je izvor u brzom klirensnom sloju sluzi, a mete su sekretorne ćelije, predstavljene su na sl. 2, a za bazalne ćelije na sl. 7.2 i

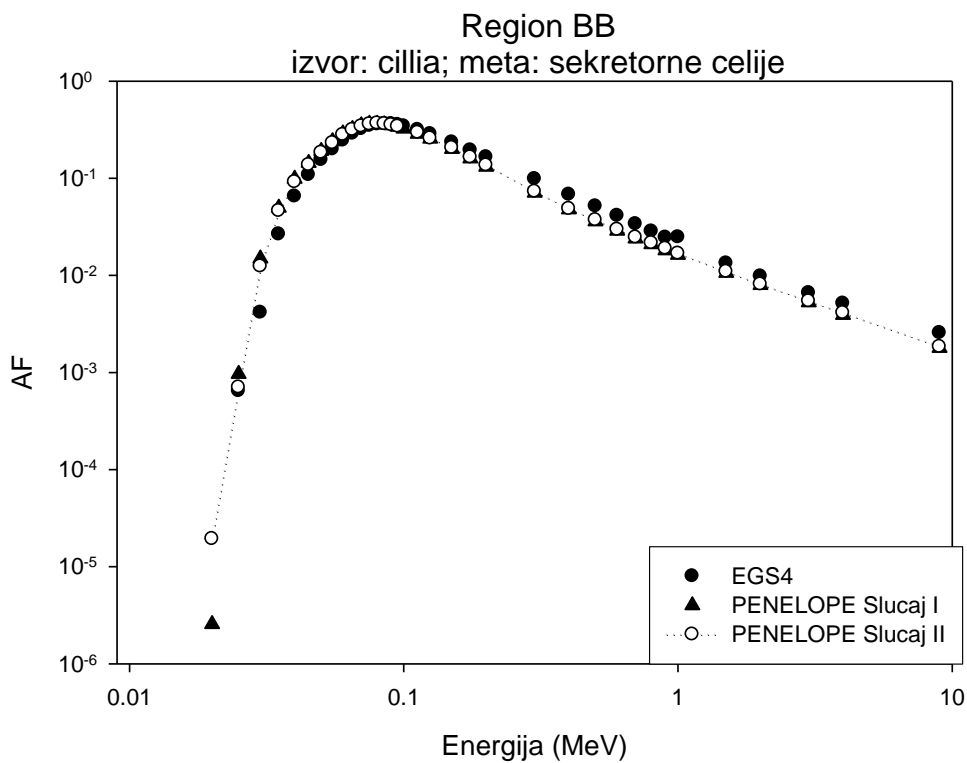
7.3. AF prikazane na sl. 7.4 i 7.5 se odnose na izvore u sporom sloju mukusa za BB region. Pored toga, vrednosti AF u bb regionu, gde je izvor u brzom i sporom regionu, predstavljene su na sl. 7.6 i 7.7.



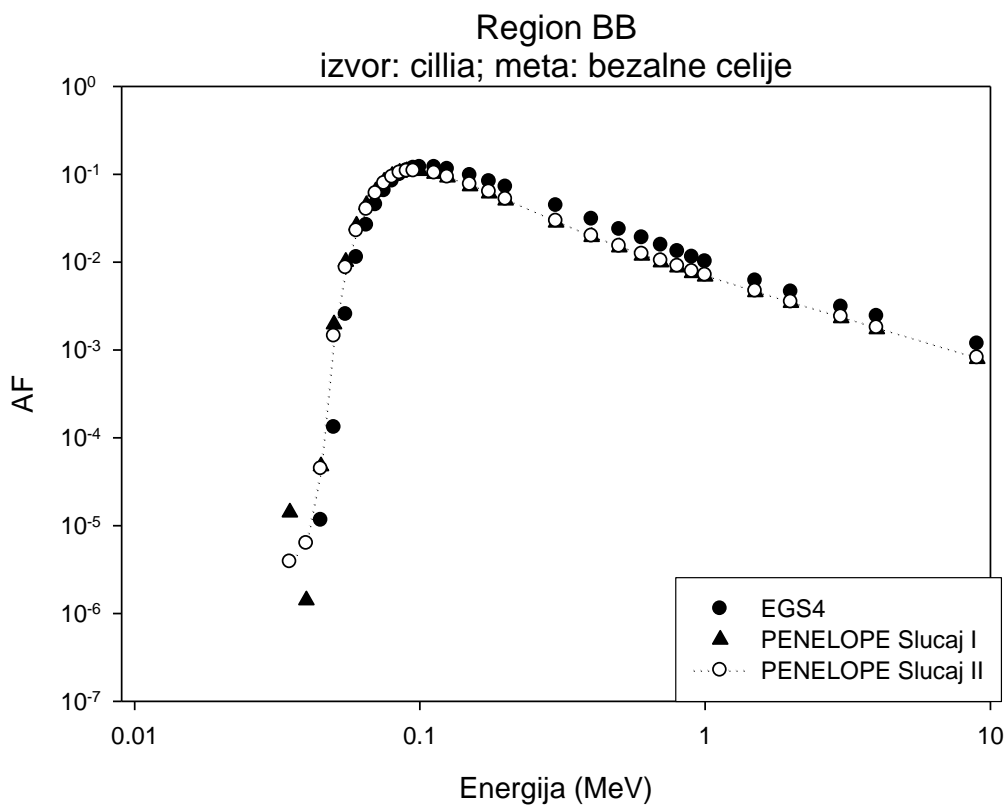
Slika 7.2 AF u BB regionu gde je izvor u sloju sluzi, a mete su sekretorne ćelije (Markovic i dr., 2008)



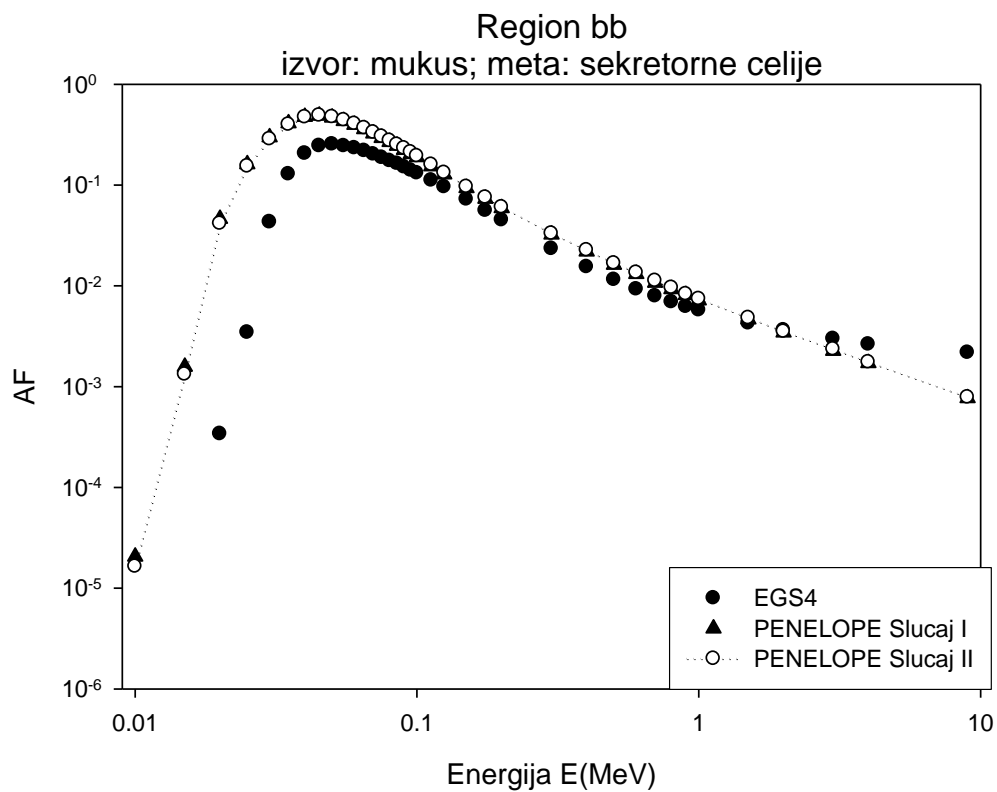
Slika 7.3 AF u BB regionu gde je izvor u sloju sluzi, a mete su bazalne ćelije (Markovic i dr., 2008)



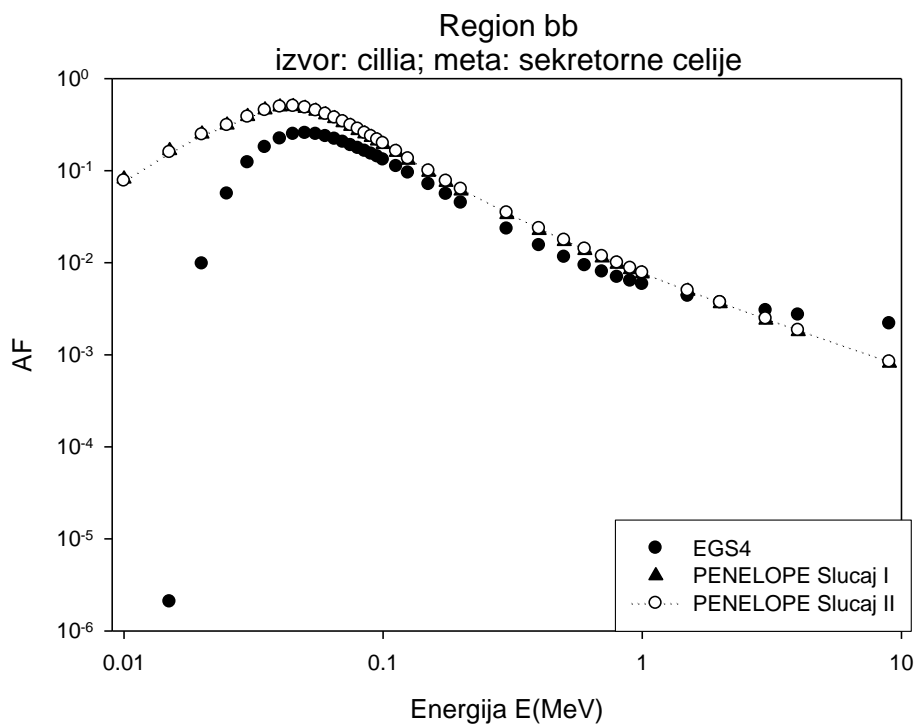
*Slika 7.4. AF u BB regionu gde je izvor u sloju cilija, a mete su sekretorne ćelije
(Markovic i dr., 2008)*



*Slika 7.5. AF u BB regionu gde je izvor u sloju cilija, a mete su bazalne ćelije
(Markovic i dr., 2008)*



Slika 7.6. AF u bb regionu gde je izvor u sloju sluzi, a mete su sekretorne ćelije
(Markovic i dr., 2008)



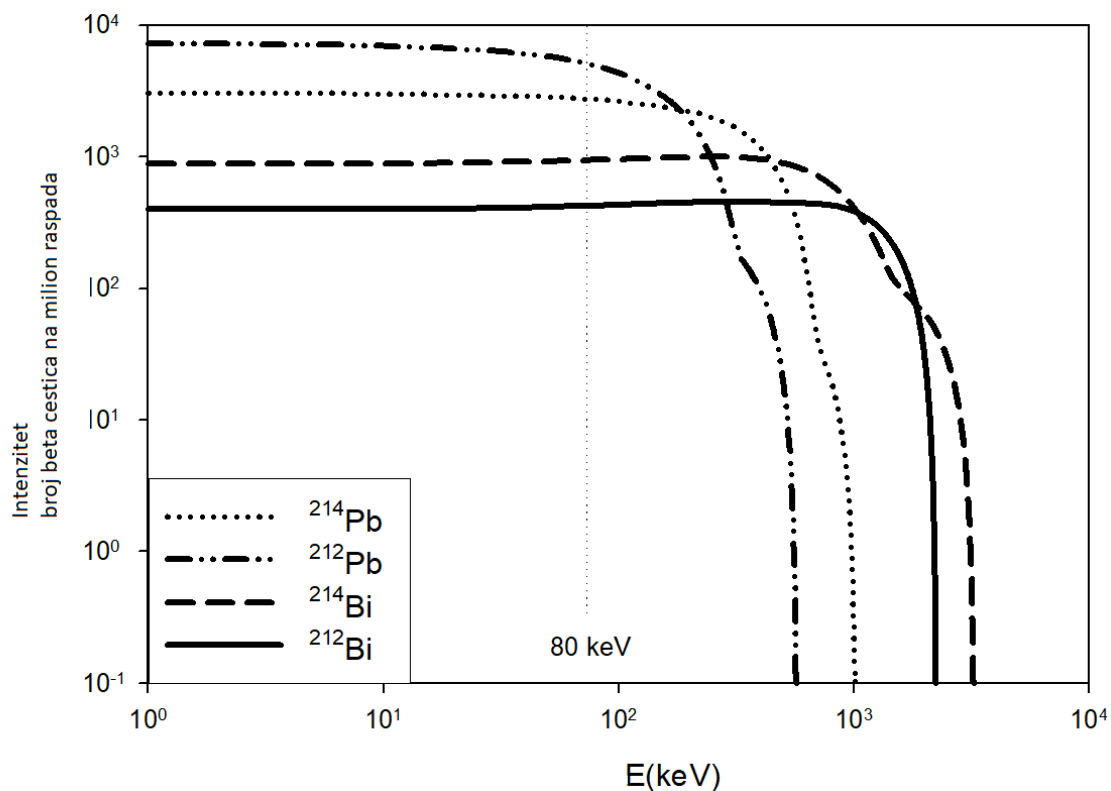
Slika 7.7. AF u bb regionu gde je izvor u sloju cillija, a mete su bazalne ćelije
(Markovic i dr., 2008)

Može se videti veoma dobra saglasnost za sve podatke ako je emitovana energija elektrona iznad 80 keV. U bb regionu je prikazano blago neslaganje za energije iznad 3 MeV. Simulacija sa EGS4 programom nije pogodna za tanke slojeve poput onih u bb regionu. Za visoke energije višestruko elastično rasejanje mora biti isključeno kada dužina traga prelazi udaljenost do najbliže površine (Fernández -Varea, 1993). Zbog toga, stabilizacija za kratke dužine koraka ne znači nužno da su rezultati simulacije tačni. Shodno tome, greške tokom simulacije će biti veće.

Za energije ispod 80 keV postoje značajne razlike između vrednosti AF izračunatih sa EGS4 i PENELOPE programima. EGS4 vrednosti za AF brzo opadaju i idu na nulu na oko 40 keV, u zavisnosti od položaja izvora i mete. Ove vrednosti su mnogo manje od PENELOPE, koja ne daje nulte vrednosti za AF sve do energije od 10 keV. Razlika u rezultatima za niske energije je posledica metoda rada ugrađenih u EGS4 i PENELOPE. Teorija višestrukog rasejanja koja se koristi u EGS4 daje dobre rezultate za veće energije (oko 100 keV i više), dok ova metoda nije tačna za niske energije. S druge strane, PENELOPE koristi detaljan algoritam koji vrši simulaciju česticu po česticu i može precizno simulirati rasejanje elektrona za energije do 100 eV.

Razlika između simulacija Slučaja I i II koje su vršene PENELOPE-om može se jasno videti na sl. 7.2, 7.3 i 7.5. Distorzije grafika u slučaju I za energije do 30 keV posledica su donje granice za gubitak energije (EABS) u svakom događaju rasejanja, koja iznosi 1 keV. Ova granica predstavlja značajan procenat u poređenju sa energijom elektrona niske energije i utiče na tačnost rezultata. U slučaju II EABS je deset puta manja (100 eV), tako da ova vrednost ne može uticati na rezultate i može proizvesti greške.

Razlike u rezultatima za male energije su od velike važnosti pri izračunavanju AF za beta spektar radionuklida. Beta spektar od radonovih potomaka je prikazan na sl. 7.8 gde se može videti da za ^{212}Pb , 48.75% emitovanih beta čestica ima energiju ispod 80 keV. Za ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi procenti frakcija čestica sa energijama ispod 80 keV su 22.92%, 5.18%, 7.41%. Zbog velike frakcije beta čestica sa malim energijama, evidentna je razlika u vrednostima AF od beta čestica.



Slika 7.8 Beta spektri ^{222}Rn i ^{220}Rn (Markovic i dr., 2008)

AF monoenergetskih elektrona se koriste u ICRP-u za procenu AF beta čestica različitih izvora i različitih spektara. Za izračunavanje AF iz beta emisije u ovom radu uzorkovano je 10^6 čestica sa energijama generisanim iz spektra prikazanih na sl. 7.8. Korišćen je skup parametara kao u slučaju II, da bi se obezbedila tačnost rezultata. Tabela 7.1. prikazuje AF od beta čestica, izračunate pomoću PENELOPE.

Tabela 7.1. AF izračunate od beta čestica za ^{222}Rn i ^{220}Rn potomke (Markovic i dr., 2008)

region	BB		bb				
izvor	mukus		cilia		mukus		cilia
meta	sekretorne	bazalne	sekretorne	bazalne	sekretorne		
AF(^{214}Pb)	0.09499	0.03423	0.09676	0.03460	0.05689	0.05942	
AF(^{212}Pb)	0.18020	0.05727	0.18540	0.05802	0.13870	0.14720	
AF(^{214}Bi)	0.02956	0.01167	0.03003	0.01178	0.01504	0.01570	
AF(^{212}Bi)	0.02362	0.009524	0.02404	0.009605	0.01163	0.01211	

Simulirani su transport i interakcija beta zračenja sa medijumom HRTM, a AF za monoenergetske elektrone izračunati su preciznijom metodom. Rezultati su pokazali razlike u opsegu energija elektrona do 80 keV, što je dovelo do zaključka da zbog velike frakcije beta čestica sa niskim energijama treba korigovati AF od beta čestica datih u ICRP 66 (ICRP, 1994). Pitanje je kolika je značajna razlika u rezultatima za niske energije elektrona, a koji doprinos imaju beta čestice sa niskim početnim energijama AF iz celog spektra. Kao što je ranije pomenuto, AF predstavlja odnos apsorbirane energije, E_{abs} čestice u datom regionu prema njenoj emitovanoj energiji, E_{tot} ,

$$AF = \frac{E_{abs}}{E_{tot}} \quad (7.1)$$

Tokom simulacije transporta beta čestica, deponovane energije od elektrona sa početnim energijama ispod 80 keV, $E_{abs}^{<80keV}$, se beleže odvojeno. Ove vrednosti su korišćene za procenu doprinosa beta čestica sa energijama ispod 80 keV na AF iz celog spektra: $E_{abs}^{<80keV} / E_{abs}$. Proračuni su pokazali da je ovaj doprinos veoma značajan i da se kreće i do 20% za izvor, ^{212}Pb , smešten u sloj sluzi, gde su meta sekretorne ćelije. Najniža vrednost je 3%, za izvor, ^{212}Bi , smešten u sloju cilija, gde su meta bazalne ćelije. (^{220}Rn -thoronovi potomci) jer njegov spektar sadrži 5.18% beta čestica sa energijama ispod 80 keV. Za sve potomke doprinosi su u rasponu od 3% do 20%, u zavisnosti od kombinacije izvor-cilj.

Ovaj veliki doprinos niskoenergetskih elektrona i razlike u rezultatima za monoenergetske elektrone u opsegu niskih energija implicira da su vrednosti AF koje su izračunate PENELOPE kodom tačnije i da ih treba koristiti umesto onih datih u ICRP 66.

7.1.2 Proračun absorbovanih frakcija korišćenjem softvera MCNP5/X

U ovom delu izračunate su apsorbirane frakcije (AF) elektrona i beta čestica u osetljivim slojevima ljudskog respiratornog trakta koristeći softver za simulaciju MCNP5/X (X-5 Monte Carlo Team, 2003), zasnovan na Monte Carlo metodi. Ljudski respiratorni trakt je modelovan prema publikaciji ICRP 66 (ICRP, 1994).

Glavna prednost MCNP-a u odnosu na EGS4 je verovatno njegov napredni softverski alat za prikaz geometrije. Jedan nedostatak MCNP-a u poređenju sa EGS4 je taj što ovaj drugi često brže izvršava isti problem. Glavne razlike između ova dva koda su različiti efikasni preseki i korišćeni algoritmi za transport elektrona. Za MCNP aproksimacije elektrona važe za

proizvoljan ugao, dok algoritmi korišćeni u EGS4 pretpostavljaju da je ugao rasejanja mali. To je razlog što je AF elektrona u osetljivim slojevima u ovom poglavlju preračunat korišćenjem MCNP.

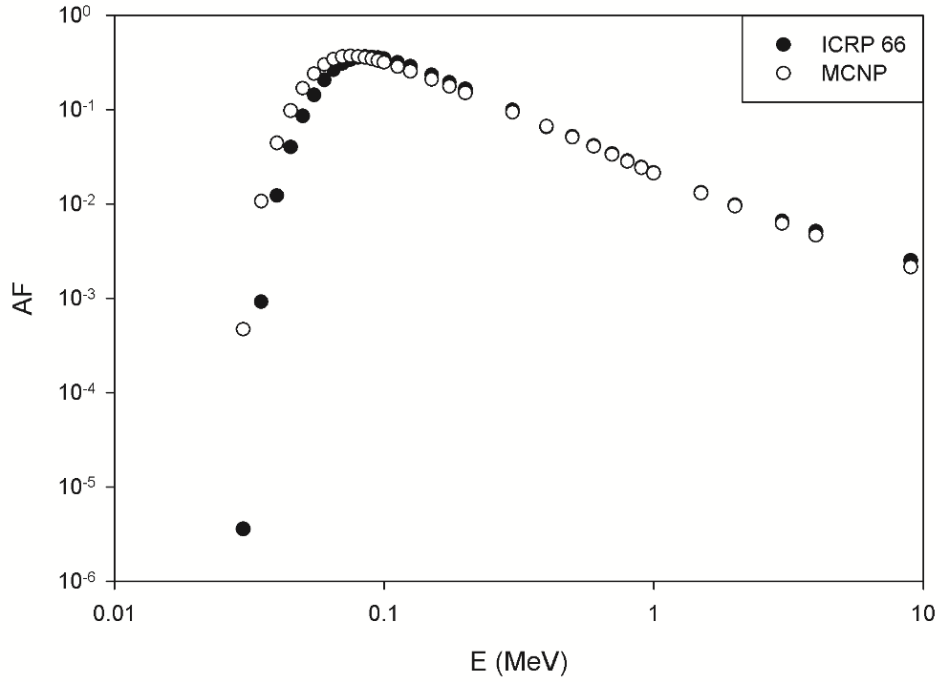
Željene informacije iz Monte Carlo simulacije su dobijene sumiranjem, korišćenjem unapred definisanih algoritmima koji određuju doprinos za svaku česticu. MCNP outputi su normalizovani da budu po početnoj čestici i štampaju se u izlazu. Kartica, tj. tally F8 sa zvezdicom (*F8) korišćena je za izračunavanje apsorbovane energije.

Sumiranjem apsorbovane energije od N simuliranih elektrona, dobijena je ukupna apsorbovana energija. Za početnu energiju, E , elektrona, apsorbovana frakcija, AF, data je kao:

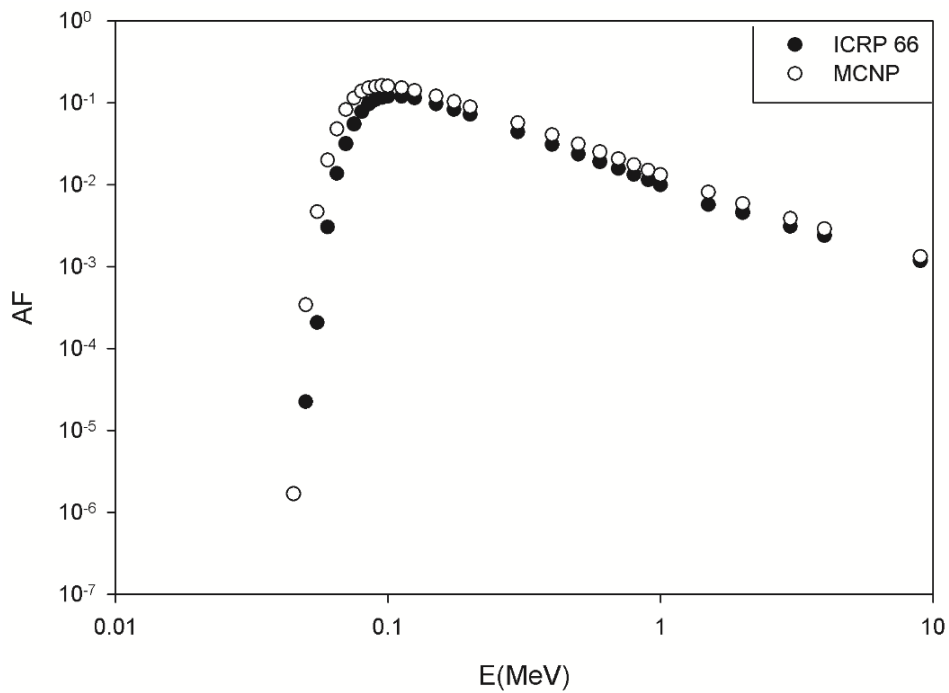
$$AF = \frac{E_{Dep}}{N \cdot E} = \frac{*F8}{E} \quad (7.2)$$

Izvori su smešteni u različitim delovima BB i bb regiona. Vrednosti AF izračunate za monoenergetske elektrone prikazane su na sl. 7.9 do 7.14 otvorenim krugovima. Dobijeni podaci su upoređeni sa ICRP 66 publikacijom (puni krugovi). AF u BB regionu, gde je izvor u brzom mukusu, a mete su sekretorne ćelije su dati na sl. 7.9. Za bazalne ćelije AF su predstavljene na sl. 7.10. AF prikazane sl. 7.11 i 7.12 su date za izvor u sporo pokretnoj sluzi za BB regiju. Pored toga, AF u bb regionu, gde je izvor u sluzi brzog i sporog čišćenja, predstavljene su na sl. 7.13 i 7.14.

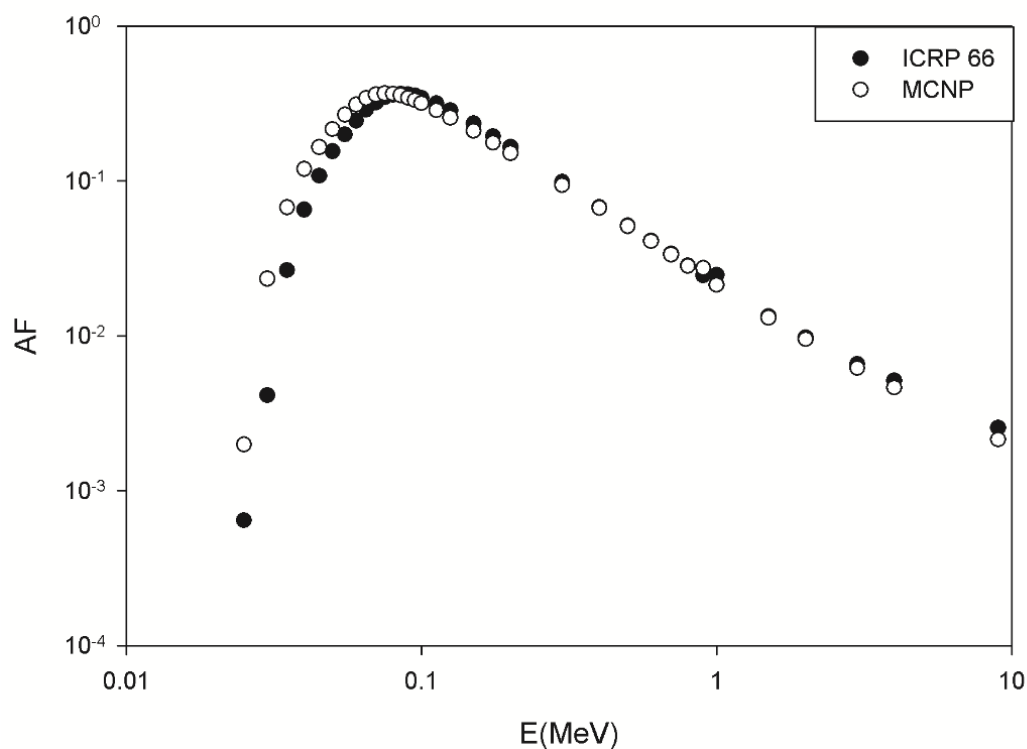
Može se videti veoma dobra saglasnost za sve podatke za veće energije elektrona. Postoje neslaganja u rezultatima za energije elektrona ispod 100 keV između AF izračunate pomoću EGS4 i MCNP. EGS4 vrednosti za AF brzo opadaju i idu na nulu na oko 40 keV, u zavisnosti od položaja izvora i cilja. Ove vrednosti su mnogo manje od MCNP-a. Razlika u rezultatima za niske energije posledica je algoritma ugrađenih u EGS4 i MCNP. Teorije višestrukog rasejanja koje se koriste u EGS4 daje dobre rezultate za veće energije (oko 100 keV i više), dok ova metoda nije tačna za niske energije. S druge strane, MCNP može precizno simulirati rasejanje elektrona za energije ispod nekoliko keV.



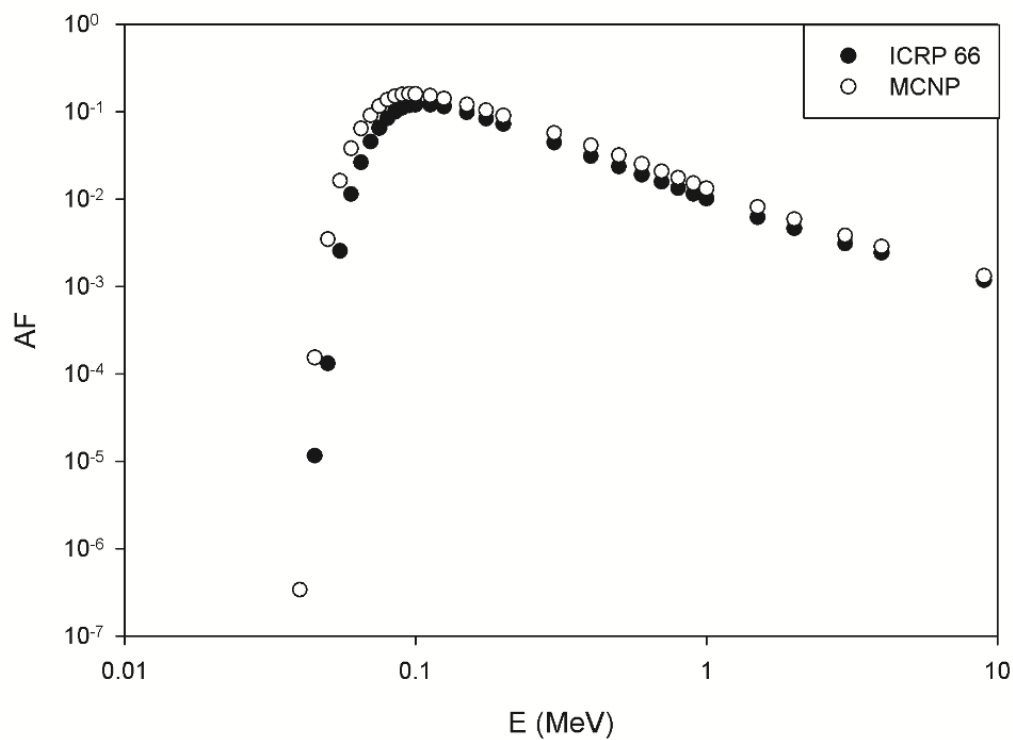
Slika 7.9. Apsorbovane frakcije u funkciji početne energije elektrona za izvor u sloju mukusa, gde su meta sekretorne bronhijalne ćelije - BB regiona (Krstic i dr., 2013)



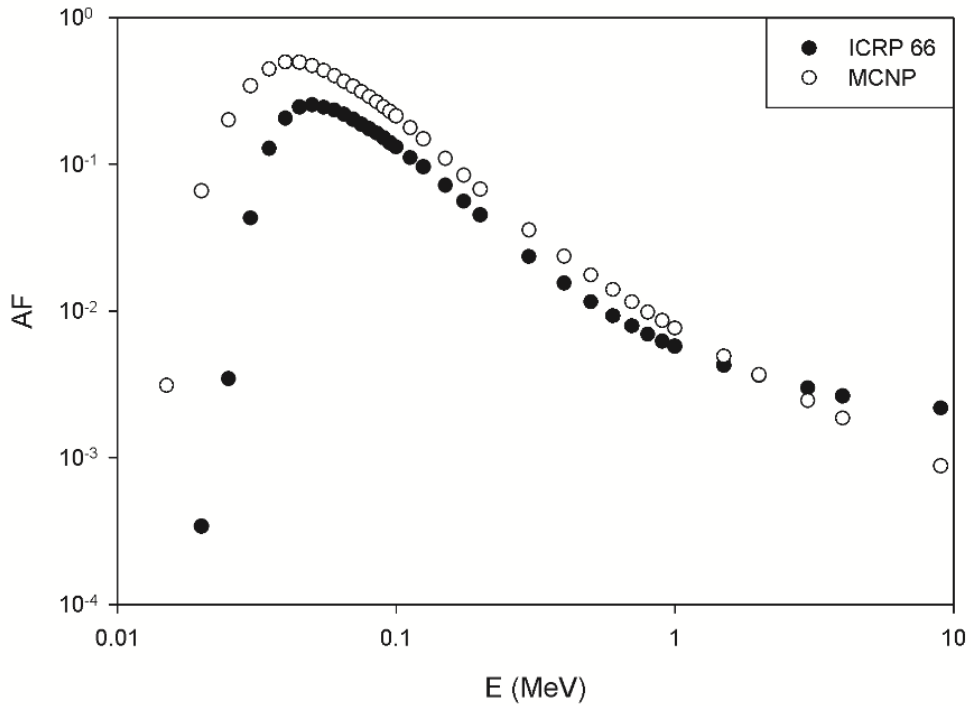
Slika 7.10. Apsorbovane frakcije u funkciji početne energije elektrona za izvor u sloju mukusa gde su meta bazalne ćelije bronhijalnog – BB regiona (Krstic i dr., 2013)



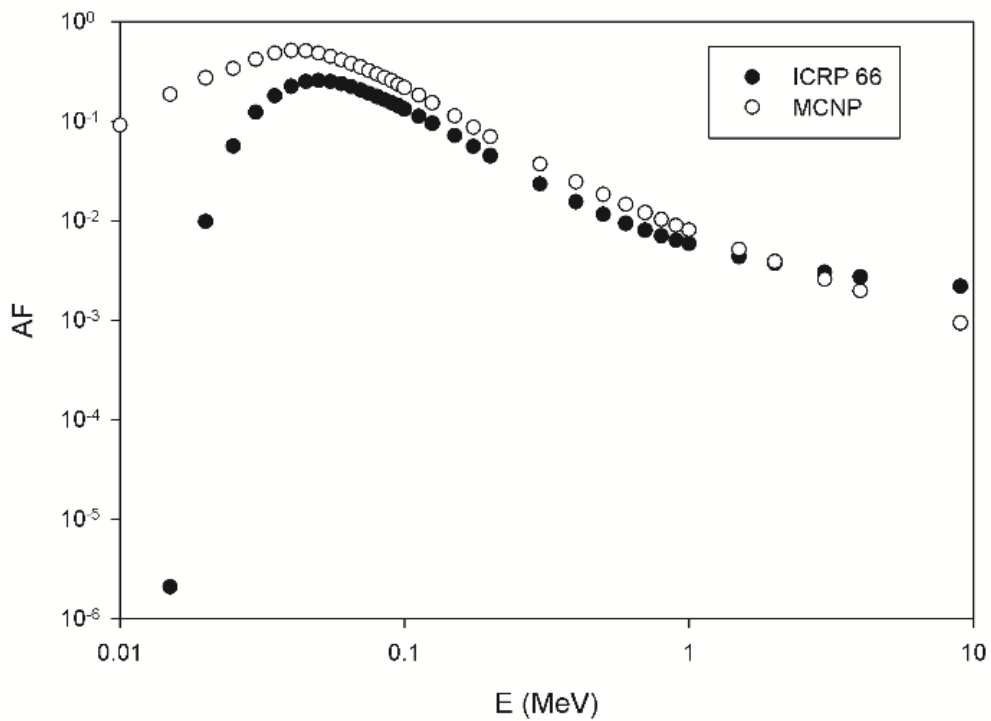
Slika 7.11. Apsoorbovane frakcije u funkciji početne energije elektrona za izvor u cilija sloju gde su meta sekretorne ćelije bronhijalnog – BB regiona (Krstic i dr., 2013)



Slika 7.12. Apsoorbovane frakcije u funkciji početne energije elektrona za izvor u cilija sloju gde su meta bazalne ćelije bronhijalnog – BB regiona (Krstic i dr., 2013)



Slika 7.13. Apсорбовane frakcije u funkciji početne energije elektrona za izvor u mukus sloju gde su meta sekretorne ćelije bronhiolarnog – bb regiona (Krstic i dr., 2013)



Slika 7.14. Apсорбовane frakcije u funkciji početne energije elektrona za izvor u cilija sloju gde su meta sekretorne ćelije bronhiolarnog – bb regiona (Krstic i dr., 2013)

Razlike u rezultatima za niske energije mogu biti od velike važnosti pri izračunavanju AF za beta spektar različitih radionuklida, zbog velike frakcije beta čestica sa malom energijom. Primena AF za monoenergetske elektrone dobijene u ovom radu za proračun AF za spektar može dati veoma različite rezultate kada se radi sa AF koji preporučuje ICRP 66.

U ovom radu simulirana je interakcija beta zračenja sa tkivom HRT-a. AF za monoenergetske elektrone u osetljivom sloju HRT izračunate su korišćenjem MCNP5/X programa. Rezultati su pokazali razlike u opsegu energija elektrona do 100 keV u BB regionu. Međutim, u bb regionu utvrđena su neslaganja u celom energetsom opsegu. Rezultati su doveli do zaključka da AF od beta čestica datih u ICRP 66 treba korigovati za nekoliko procenata. Apsorbovane frakcije u osetljivim slojevima izračunate su u prethodnom poglavlju (Markovic i dr. 2008), korišćenjem softvera PENELOPE (Salvat i dr., 2006) za simulaciju transporta zračenja. Prikazani rezultati se veoma dobro slažu sa rezultatima u prethodnom poglavlju (Markovic i dr., 2008), a evidentna su i odstupanja u poređenju sa ICRP 66 za bb region. Zbog male debljine slojeva potrebno je izvršiti detaljne simulacije kako bi se izbegle velike greške. Prema (Markovic i dr., 2011) DCF od beta čestica radonovih potomaka izračunat prema rezultatima (Markovic i dr., 2008) je 0.21 mSv/WLM . U poređenju sa DCF od alfa čestica, ova vrednost čini oko 2% doze.

7.2 GAMA I BETA DOZE U ORGANIMA ČOVEČJEG TELA OD RADONOVIH POTOMAKA U LJUDSKIM PLUĆIMA

Radioizotopi ^{214}Pb i ^{214}Bi nataloženi u ljudskim plućima emituju beta čestice praćene gama zračenjem, koje uzrokuju manja oštećenja tkiva u poređenju sa alfa česticama. Zbog toga ova vrsta zračenja nije detaljno proučavana. U ovom delu su izračunate doze beta i gama zračenja koje emituju radonovi potomci ^{214}Pb i ^{214}Bi u plućima, u svim glavnim organima i organima ostatka ljudskog tela. Korišćen je ljudski ORNL fantom odraslog muškarca i žene, gde je simulacija izvedena korišćenjem MCNP-4B programa. Izvor beta i gama zračenja, odnosno potomci radona nalaze se u plućima. Nadalje, izračunati su dozni konverzioni faktori.

Veliki broj radova je posvećen određivanju doza u ljudskim plućima od kratkoživećih potomaka radona. Mnogi radovi se bave određivanjem doze koju isporučuju alfa čestice u plućima, (Nikezić i dr., 2006; Krstić i dr., 2006) zbog njihovog kratkog dometa i relativno visoke i diskretne energije (6 MeV za ^{218}Po i 7.69 MeV za ^{214}Po). Sa druge strane β -čestice koje emituju radonovi potomci imaju kontinuirane spektre sa energijama elektrona do 3 MeV. Gama zračenje ima diskretni energetski spektar, ali postoji mnogo linija sa maksimalnom energijom do 3 MeV. Beta i gama zračenje je znatno prodornije od alfa zračenja; njihovi srednji slobodni putevi u tkivu su od nekoliko milimetara za elektrone niske energije do nekoliko desetina centimetara za fotone visoke energije. Visoko prodorni fotoni mogu putovati kroz celo ljudsko telo, a da se ne apsorbuju.

Veličina „Dozni konverzioni koeficijent“ (DCC) je uvedena da poveže efektivnu dozu i izloženost radonovim potomcima. Obično se predstavlja u jedinicama ($m\text{Sv}/\text{WLM}$), a definiše se kao odnos između efektivne doze i izloženosti radonovim potomcima koja se izražava kao veličina PAEC (Potential Alpha Energy Concentration) i meri se u WLM (working level month). Kao što je pomenuto, mnogi radovi su bili posvećeni proračunu DCC od alfa zračenja radona i njegovih potomaka u ljudskim plućima. Beta i gama zračenje je zanemareno zbog njihovog malog doprinosa ukupnoj dozi u plućima (oko 2% kako je pokazano u prethodnom delu). Ovo je bilo opravdano za izračunavanje doze u plućima; međutim zbog njihove visoke sposobnosti prodiranja izloženi su i drugi organi u ljudskom telu.

U ovom delu su prikazane izračunate doze gama i beta zračenja koje emituju radonovi potomci ^{214}Pb i ^{214}Bi koji se nalaze u plućima za ORNL model ljudskog tela (Krstić i Nikezić, 2007). Doze su preračunate po jedinici ekspozicije, kako bi se uporedio doprinos DCC sa alfa na jednoj, i beta i gama zračenja na drugoj strani. U tu svrhu korišćen je softver MCNP-4B koji

vrši simulaciju prostiranja neutrona, fotona i elektrona kroz proizvoljni materijal i geometriju (Briesmeister, 1997).

U ovom radu je izvršena simulacija transporta elektrona i fotona kod odraslih muških i ženskih ORNL fantoma. Prema ORNL-u, ljudski fantom se sastoji od tri vrste tkiva, skeletnog, plućnog i mekog, različite gustine i elementarnog sastava. Sve jednačine za organe svih fantoma, sa ostalim relevantnim informacijama (elementarni sastav, zapremine, mase itd.), programirane su u ulaznim datotekama za MCNP-4B kod (Krstic i Nikezic, 2007). Kombinovanjem površina putem Bulove algebre, MCNP-4B formira ćelije koje predstavljaju različite organe. Napravljene su dve različite ulazne datoteke: za odraslog muškarca i odraslu ženu (Input files, <http://www.pmf.kg.ac.rs/radijacionafizika/InputFiles.html>).

DCC su izračunati za beta i gama zračenja koje emituju ^{214}Pb i ^{214}Bi , nataloženi na unutrašnjim slojevima bronhija i bronhiola respiratornog trakta ljudi i u AI regionu (ICRP, 1994). Bronhije predstavljaju prvih 8 generacija vazdušnih cevčica, bronchiole su od 9. do 15. generacije, dok je AI region predstavljen generacijama vazdušnih cevčica od približno 16. do 26. Vazdušne cevčice se uglavnom dihotomično granaju u sve manje i manje cevčice jer prodiru dublje u pluća. Dakle, vazdušne cevčice prodiru kroz celu zapreminu pluća.

Depozicija i čišćenje inhaliranih potomaka radona su izračunati prema publikaciji ICRP 66, (ICRP, 1994). Ravnotežne aktivnosti ^{218}Po , ^{214}Pb i $^{214}\text{Bi}/^{214}\text{Po}$ u svim delovima ljudskih pluća dobijene su kao ravnoteža između depozicije i svih mehanizama čišćenja. Oni su dalje korišćeni za izračunavanje broja raspada po 1 WLM za pretpostavljene uslove izlaganja.

Za izračunavanje doze u drugim organima kada je izvor u plućima, primenjen je ORNL fantom ljudskog tela. Ovaj model nema nijedan detalj ljudskih pluća. Struktura stabla T-B je potpuno zanemarena i ceo respiratorni trakt je dat sa dva asimetrična elipsoida koji predstavljaju dva (levo i desno) plućna krila. U radu su korišćena dva različita i nezavisna modela, ICRP 66 model HRTM i ORNL fantoma. Pretpostavljena je uniformna raspodela aktivnosti u plućima ORNL fantoma, jer ovaj model ne uzima u obzir finu strukturu ljudskih pluća koja je data u ICRP 66. Uniformna raspodela podrazumeva uniformno uzorkovanje početnih tačaka fotona i elektrona u plućima u ORNL modelu. Namera je da se pomoću MCNP izračuna srednja apsorbovana doza u svim organima ljudskog tela od radioaktivnosti koja se nalazi u oblasti pluća ORNL fantoma. Rezultati koje daje MCNP su u $\text{MeV}\cdot\text{g}^{-1}$ po jednoj emitovanoj čestici (elektronu ili fotonu).

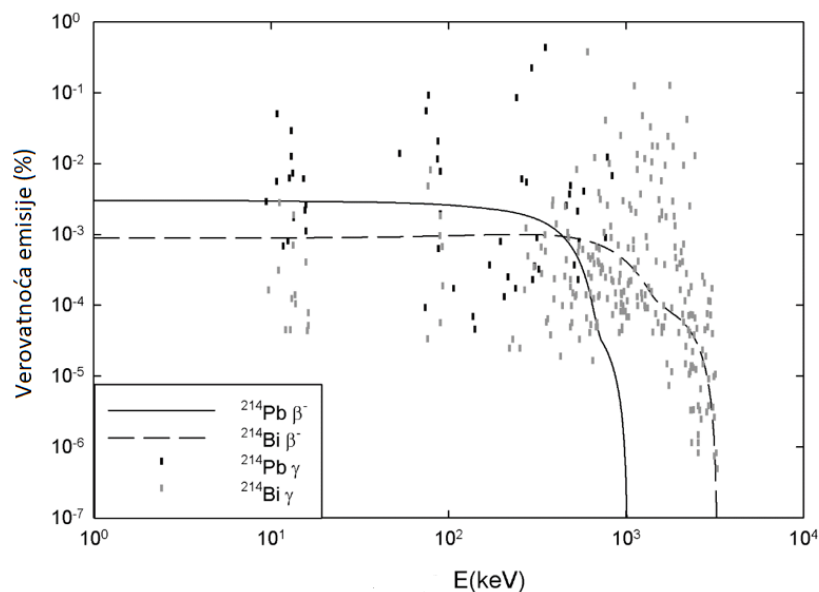
Proračuni pomoću programa MCNP su izvršeni za levo i desno plućno krilo zasebno, za svako od njih kao izvor beta i gama zračenja, pošto izvor zračenja u MCNP-u mora biti zatvoren. Ovo bi se moglo prevazići u MCNP-u predstavljanjem izvora kao zajednice regiona koji

predstavljaju levo i desno plućno krilo, ali broj istorija se mora povećati da bi se obezbedila niska statistička greška. Ovo je veoma zahtevno zbog vremena za računanje i proračuni su rađeni odvojeno. Srednja apsorbovana doza $\overline{D_{T,R}^n}$, u nekom organu T , od zračenja R (beta ili gama) i nuklida n (^{214}Pb ili ^{214}Bi), dobijena je utežnjavanjem doza levog $\overline{(D_{T,R}^n)_{Left}}$ i desnog plućnog krila $\overline{(D_{T,R}^n)_{Right}}$ prema njihovim masama:

$$\overline{D_{T,R}^n} = \omega_{Left} \overline{(D_{T,R}^n)_{Left}} + \omega_{Right} \overline{(D_{T,R}^n)_{Right}} \quad (7.3)$$

gde su $\omega_{Left} = 0.46$ i $\omega_{Right} = 0.54$ težinski faktori mase levog i desnog pluća, respektivno.

Spektri beta zračenja iz ^{214}Pb i ^{214}Bi preuzeti su sa sajta (Table of Radioactive Isotopes, <https://nucleardata.nuclear.lu.se/toi/>), preuređeni u (Markovic i dr., 2007) i predstavljeni na sl. 7.15. Linije gama zračenja su takođe prikazane na sl. 7.15. Energija čestica je uzorkovana prema prinosima, korišćenjem slučajne metode ugrađene u MCNP-u. Da bi se simulirala emisija celog spektra beta i gama zračenja, kreiran je veliki broj „istorija“ (oko 10^8) da bi se obezbedila mala statistička greška u simulaciji. Kao rezultat proračuna, dobijena je srednja apsorbovana doza po jednoj čestici zračenja (beta ili gama) iz levog i desnog plućnog krila kao izvora za odrasli muški i ženski ORNL fantom. Srednja apsorbovana doza po čestici zračenja iz pluća, kao izvora, izračunata je prethodne jednačine.



Slika 7.15. Beta i gama spektri zračenja ^{214}Pb i ^{214}Bi (Markovic i dr., 2009)

Za procenu DCC u mSv/WLM, $\overline{D_{T,R}^n}$ po jednoj čestici zračenja dobijenom na opisani način, ponovo je izračunat na sledeći način. Broj raspada u različitim regionima modela respiratornog trakta čoveka dat je u radu (Nikezic i Yu, 2001) u vidu zapreminske aktivnosti (raspad/ μm^3) radonovih potomaka po 1 WLM u različitim izvorima. Te vrednosti su rezultati programa LUNGDOSE.F90, (Nikezic i Yu, 2001), u kojem su usvojeni koncepti uvedeni u ICRP 66 (ICRP, 1994), a program uključuje proračun sledećih međukoraka:

- Taloženje monodisperznih aerosola u različitim regionima taloženja HRTM prema algebarskom modelu ICRP publikacije 66.
- Ukupno taloženje polidisperznih aerosola za date uslove ekspozicije, gde je sumiranje izvršeno pod pretpostavkom log-normalne distribucije aerosola (videti dalje za parametre distribucije).
- Ravnotežne aktivnosti radonovih potomaka u različitim regionima čišćenja HRTM, i ukupan broj emitovanih čestica za date uslove izlaganja i vreme izlaganja (ovde je razvijen set diferencijalnih jednačina koje opisuju različite relevantne procese u svakom odeljku za čišćenje).

Ulazni parametri za program LUNGDOSE.F90 su: brzina disanja= $0.78 \text{ m}^3 \text{ g}\cdot\text{h}^{-1}$; zapremina pluća = 0.866 L/udisaju ; funkcionalni rezidualni kapacitet= 3300 ml ; faktor ravnoteže $F=0.395$; slobodna frakcija PAECa, $f=8\%$; gustina slobodnih čestica= $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$; gustina pripojenih čestica= $1.1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$; faktori oblika jednaki 1 i 1.1 za slobodne i pripojene čestice, respektivno; srednji prečnici (sa geometrijskim standardnim devijacijama datim u zagradama) su 0.9 (1.3) nm, 50 (2) nm, 250 (2) nm i 1500 (1.5) nm za slobodnu, nukleacionu, akumulacionu i grubu modu, respektivno (Nikezic i Yu, 2001). Frakcije PAEC-a pripisane ovim modama su 0.0655, 0.262, 0.654 i 0.018.

Za vreme polu-transfera u krv je uzeto 10 h, kako je naznačeno u (Marsh i Birchall, 2000). Zapreminske aktivnosti A_V su transformisane u ravnotežne aktivnosti, A u plućima, po jednom WLM:

$$A_{ij} = A_V^{(ij)} \cdot V_{ij}, i=BB, bb \text{ and } j= mucus, cilia \quad (7.4)$$

gde je V_{ij} zapremina u kojoj je smešten izvor sa datom aktivnošću. Zapremine određenog izvora su izračunate korišćenjem parametara datih u (ICRP 66, 1994):

$$V_{ij} = P_i \cdot d_{ij}, i=BB, bb \text{ and } j=mucus, cilia \quad (7.5)$$

gde je P_i površina svih bronhija (BB) ili bronhiola (bb), a d_{ij} je debljina sloja mukusa i cilija za BB i bb region posebno. Ravnotežne aktivnosti ^{214}Pb i ^{214}Bi u BB i bb regionu u mukusu sa sporim i brzim klirensom su izračunate pomoću prethodne dve jednačine. Za AI region aktivnosti su dobijene sabiranjem i množenjem sa odgovarajućim površinama za AI₁, AI₂ i AI₃ regione. Tabela 7.2 prikazuje aktivnosti po jednom WL u različitim regionima. Ukupna aktivnost, A_n nuklida, n (^{214}Pb ili ^{214}Bi), može se izraziti kao:

$$A_n = A_{BB,mucus}^n + A_{BB,cilia}^n + A_{bb,mucus}^n + A_{bb,cilia}^n + A_{AI}^n. \quad (7.6)$$

Za ^{214}Pb ukupna ravnotežna aktivnost u svim regionima (BB, bb i AI) je 406.8 Bq po jednom WL, a za ^{214}Bi je 578.4 Bq po jednom WL. Zanimljivo je primetiti da je aktivnost ^{214}Bi veća od aktivnosti za ^{214}Pb . Postoji akumulacija ^{214}Bi u AI regionu. Ukupni ^{214}Bi u AI regionu je zbir dve komponente. Jedna komponenta se formira nakon raspada ^{214}Pb (iste aktivnosti kao ^{214}Pb), a druga od novog taloženja iz udahnutog vazduha. Ovo je objašnjenje zašto je aktivnost ^{214}Bi veća od aktivnosti ^{214}Pb .

Tabela 7.2. Aktivnosti u regionima pluća u BB, bb i AI u Bq po WL, izračunato programom

LUNGDOSE (Markovic i dr., 2009)

	^{214}Pb		^{214}Bi	
	Fast	Slow	Fast	Slow
AI	297.38		429.73	
BB	11.14	11.85	13.77	14.82
bb	42.31	44.45	58.31	62.52

Pošto je srednja apsorbovana doza, $\overline{D_{T,R}^n}$ dobijena u simulaciji data po fotonu ili po elektronu, za određivanje apsorbovane doze po jednom WLM potrebno je znati prinos određene vrste zračenja. Prinos beta zračenja je 1, pošto svaki proces raspada prati emisija jednog elektrona, dok se prinos za gama kvante razlikuje jer ni jedan, jedan ili više gama kvanta može da se emituje po jednom raspadu. Prinos ^{214}Pb gama spektra je 0.98, dok je za ^{214}Bi 1.37 (The Lund,1999).

Koristeći podatke za aktivnosti i prinose i $\overline{D_{T,R}^n}$ dobijene iz simulacije, dobijene su apsorbovane doze, $D_{T,R}^n$, po WLM za različite vrste zračenja R (beta ili gama) i nuklida n (^{214}Pb ili ^{214}Bi) u glavnim organima ljudskog tela i organima ostatka T :

$$D_{T,R}^n = \overline{D_{T,R}^n} \cdot A_n \cdot YIELD_R^n \quad (7.7)$$

Rezultati su predstavljeni u Tabelama 7.3 i 7.4, za beta i gama zračenje, respektivno. Ekvivalentna doza, u nekom organu T, dobijena je kao:

$$H_T = \sum_n \sum_{R=\beta,\gamma} w_R D_{T,R}^n, \quad (7.8)$$

gde je w_R radijacioni težinski faktor, čije su vrednosti za beta i gama zračenje jednake 1. Sumiranje po n je urađeno da bi se uključio doprinos oba ^{214}Pb i ^{214}Bi . Vrednosti ekvivalentna doze u glavnim organima i ostatku, po jednom WLM, date su u Tabeli 7.5.

Tabela 7.3. Apsorbovane doze u ljudskim organima odraslih muških i ženskih fantoma od beta zračenja potomaka radona, ^{214}Pb i ^{214}Bi , nataloženih u plućima čoveka u ($\mu\text{Gy/WLM}$) (Markovic i dr, 2009)

$\mu\text{Gy/WLM}$	$^{214}\text{Pb}, \beta^-$		$^{214}\text{Bi}, \beta^-$	
	muškarac	žena	muškarac	žena
pluća	16.9	26	64.2	95.9
koža	$2.64 \cdot 10^{-5}$	$2.96 \cdot 10^{-5}$	$3.56 \cdot 10^{-4}$	$4.08 \cdot 10^{-4}$
jetra	$1.58 \cdot 10^{-4}$	$2.23 \cdot 10^{-4}$	$8.44 \cdot 10^{-3}$	$1.72 \cdot 10^{-2}$
želudac	$8.78 \cdot 10^{-5}$	$1.43 \cdot 10^{-4}$	$3.40 \cdot 10^{-3}$	$2.35 \cdot 10^{-3}$
bešika	$1.74 \cdot 10^{-6}$	$7.20 \cdot 10^{-7}$	$7.01 \cdot 10^{-5}$	$2.54 \cdot 10^{-6}$
testisi/jajnici	$5.65 \cdot 10^{-5}$	$3.93 \cdot 10^{-4}$	$9.80 \cdot 10^{-5}$	$2.31 \cdot 10^{-4}$
jednjak	$2.41 \cdot 10^{-5}$	$3.63 \cdot 10^{-4}$	$3.69 \cdot 10^{-4}$	$4.16 \cdot 10^{-3}$
debelo crevo	$4.26 \cdot 10^{-6}$	$1.01 \cdot 10^{-5}$	$9.49 \cdot 10^{-5}$	$1.79 \cdot 10^{-4}$
tiroida	$1.13 \cdot 10^{-5}$	$4.82 \cdot 10^{-5}$	$2.35 \cdot 10^{-4}$	$3.75 \cdot 10^{-4}$
površina kostju	$1.14 \cdot 10^{-4}$	$1.73 \cdot 10^{-4}$	$2.24 \cdot 10^{-3}$	$1.77 \cdot 10^{-3}$
koštana srž	$1.99 \cdot 10^{-4}$	$2.53 \cdot 10^{-4}$	$4.20 \cdot 10^{-3}$	$2.64 \cdot 10^{-3}$
organi ostatka	$3.06 \cdot 10^{-3}$	$4.03 \cdot 10^{-3}$	$1.87 \cdot 10^{-2}$	$2.44 \cdot 10^{-2}$
grudi	-	$2.38 \cdot 10^{-2}$	-	$2.39 \cdot 10^{-3}$

Tabela 7.4. Apsorbovane doze u ljudskim organima odraslih muških i ženskih fantoma od g zračenja iz potomaka radona, ^{214}Pb i ^{214}Bi , nataloženih u ljudskim plućima u ($\mu\text{Gy}/\text{WLM}$)

(Markovic i dr, 2009)

$\mu\text{Gy}/\text{WLM}$	$^{214}\text{Pb}, \gamma$		$^{214}\text{Bi}, \gamma$	
	muškarac	žena	muškarac	žena
pluća	1.04	1.39	6.91	5.06
koža	$2.08 \cdot 10^{-2}$	$2.45 \cdot 10^{-2}$	$1.76 \cdot 10^{-1}$	$1.33 \cdot 10^{-1}$
jetra	$8.34 \cdot 10^{-2}$	$1.12 \cdot 10^{-1}$	$6.06 \cdot 10^{-1}$	$8.29 \cdot 10^{-1}$
želudac	$6.10 \cdot 10^{-2}$	$9.31 \cdot 10^{-2}$	$4.58 \cdot 10^{-1}$	$2.40 \cdot 10^{-1}$
bešika	$1.58 \cdot 10^{-3}$	$2.64 \cdot 10^{-3}$	$2.44 \cdot 10^{-2}$	$2.27 \cdot 10^{-2}$
testisi/jajnici	$5.09 \cdot 10^{-4}$	$5.51 \cdot 10^{-3}$	$9.35 \cdot 10^{-3}$	$4.42 \cdot 10^{-2}$
jednjak	$1.50 \cdot 10^{-1}$	$2.00 \cdot 10^{-1}$	1.06	$8.74 \cdot 10^{-1}$
debelo crevo	$6.98 \cdot 10^{-3}$	$1.13 \cdot 10^{-2}$	$7.05 \cdot 10^{-2}$	$7.03 \cdot 10^{-2}$
tiroida	$1.52 \cdot 10^{-2}$	$3.28 \cdot 10^{-2}$	$1.32 \cdot 10^{-1}$	$1.78 \cdot 10^{-1}$
površina kostju	$3.53 \cdot 10^{-2}$	$5.16 \cdot 10^{-2}$	$2.13 \cdot 10^{-1}$	$2.12 \cdot 10^{-1}$
koštana srž	$5.85 \cdot 10^{-2}$	$7.35 \cdot 10^{-2}$	$3.45 \cdot 10^{-1}$	$2.98 \cdot 10^{-1}$
organi ostatka	$5.43 \cdot 10^{-2}$	$6.33 \cdot 10^{-2}$	$4.04 \cdot 10^{-1}$	$2.68 \cdot 10^{-1}$
grudi	-	$1.21 \cdot 10^{-1}$	-	$6.33 \cdot 10^{-1}$

Tabela 7.5. Ukupna gama i beta apsorbovana doza od $^{214}\text{Pb} + ^{214}\text{Bi}$ po WLM za različite organe odraslih muških i ženskih ORNL fantoma (u $\mu\text{Gy}/\text{WLM}$) (Markovic i dr, 2009)

$\mu\text{Gy}/\text{WLM}$	muškarac	žena
pluća	89.1	128.0
koža	$1.97 \cdot 10^{-1}$	$1.58 \cdot 10^{-1}$
jetra	$6.98 \cdot 10^{-1}$	$9.59 \cdot 10^{-1}$
želudac	$5.22 \cdot 10^{-1}$	$3.36 \cdot 10^{-1}$
bešika	$2.61 \cdot 10^{-2}$	$2.54 \cdot 10^{-2}$
testisi/jajnici	$1.00 \cdot 10^{-2}$	$5.03 \cdot 10^{-2}$
jednjak	1.21	1.08
debelo crevo	$7.76 \cdot 10^{-2}$	$8.19 \cdot 10^{-2}$
tiroida	$1.47 \cdot 10^{-1}$	$2.12 \cdot 10^{-1}$
površina kostju	$2.50 \cdot 10^{-1}$	$2.66 \cdot 10^{-1}$
koštana srž	$4.08 \cdot 10^{-1}$	$3.75 \cdot 10^{-1}$
organi ostatka	$4.81 \cdot 10^{-1}$	$3.60 \cdot 10^{-1}$
grudi	-	$7.80 \cdot 10^{-1}$

Nakon dobijanja ekvivalentne doze za glavne organe i organe ostatka muškog i ženskog ORNL fantoma, efektivna doza je izračunata prema jednačini (6.2). Iz navedenih proračuna određena je efektivna doza po jednom WLM-u od beta i gama zračenja potomaka radona. Dobijena vrednost je $DCC = 13.3 \text{ } [\mu\text{Sv/WLM}]$.

Iz Tabela 7.3 i 7.4 se može videti da je apsorbovana doza najveća u plućima, što je i očekivano, jer se izvor nalazi u samim plućima. Doprinos dozi u plućima je uglavnom od beta čestica, dok za ostale glavne organe i organe ostatka najviše doprinosi gama zračenje. Beta čestice takođe prodiru i deponuju svoju energiju u plućima i okolnim organima.

S druge strane, fotoni dopiru do svih organa ljudskog tela. Doze u ostatku i glavnim organima van pluća su uglavnom od gama zračenja. Kao konačan rezultat, dobija se da je efektivna doza po jedinici izlaganja oko $13.4 \mu\text{Sv/WLM}$.

Tabela 7.6. Poređenje srednjih apsorbovanih doza izračunatih u ovom radu korišćenjem MCNP sa ICRP 66 publikacijom za fantome odraslog muškarca (u MeV/g) (Markovic i dr., 2009)

MeV/g	²¹⁴ Pb		²¹⁴ Bi	
	MCNP	ICRP 66	MCNP	ICRP 66
jetra	$2.15 \cdot 10^{-6}$	$2.17 \cdot 10^{-6}$	$7.84 \cdot 10^{-6}$	$8.43 \cdot 10^{-6}$
površina kostiju	$9.10 \cdot 10^{-7}$	$13.1 \cdot 10^{-7}$	$2.75 \cdot 10^{-6}$	$3.98 \cdot 10^{-6}$
koža	$5.37 \cdot 10^{-7}$	$4.89 \cdot 10^{-7}$	$2.28 \cdot 10^{-6}$	$2.34 \cdot 10^{-6}$
tiroida	$3.91 \cdot 10^{-7}$	$9.79 \cdot 10^{-7}$	$1.71 \cdot 10^{-6}$	$4.25 \cdot 10^{-6}$

Doze usled emisije beta i gama zračenja u plućima su relativno male u poređenju sa dozama alfa zračenja i postoji mnogo manji zdravstveni rizik od izlaganja ovoj vrsti zračenja u odnosu na alfa čestice. Rezultati u ovom poglavlju pokazuju da su doze u organima male, ali ih ne treba zanemariti, posebno u slučajevima dugotrajnog izlaganja u stanovima i na radnim mestima sa većom koncentracijom radona kao što su npr., rudnici sa podzemnom eksploatacijom, ili u gorivom ciklusu.

U cilju validacije ovih rezultata urađeno je poređenje sa ICRP 66 publikacijom. U ICRP 66 date su apsorbovane frakcije gama zračenja emitovane od ²¹⁴Pb i ²¹⁴Bi u plućima kao izvoru za nekoliko glavnih organa ljudskog tela.

Apsorbovane frakcije su date za monoenergetske fotone sa nekoliko različitih početnih energija. Ove vrednosti se interpoliraju i koriste za ponovno izračunavanje srednje apsorbovane doze simulacijom energetskog gama spektra ^{214}Pb i ^{214}Bi .

Tabela 7.6 pokazuje da postoji veoma dobra saglasnost u rezultatima ovog rada i ICRP 66 publikacije, što je potvrda valjanosti ovog pristupa.

7.3 DOZE U LJUDSKIM ORGANIMA USLED ALFA, BETA I GAMA ZRAČENJA OD TORONOVIIH POTOMAKA NATALOŽENIH U PLUĆIMA

Toron, ^{220}Rn , je izotop radona koji se raspada emisijom alfa čestice sa energijom od 6.29 MeV, sa vremenom poluraspada od 55 s. Kao i radon, toron zbog svoje hemijske inertnosti može da migrira iz tla u atmosferu. U stanovima i zatvorenim prostorijama sa slabom ventilacijom moguća je akumulacija torona i njegovih potomaka u zavisnosti od jačine izvora (Nikezić i Marsh Yu, 2001). Produkti raspada se sastoje od raznih radionuklida i svaki od njih može biti vezan za aerosole različitih veličina. Slobodna frakcija tipično čini samo oko 2% ukupne aktivnosti.

Ovo poglavlje se sastoji iz dva dela. U prvom delu su prikazane izračunate doze u ljudskim plućima po jedinici izloženosti toronovim potomcima, tj. Dozni Konverzioni Faktor - DCF. Određena je zavisnost DCF-a od različitih ambijentalnih parametara koji mogu uticati na DCF. Model korišćen u ovim proračunima zasnovan je na preporukama ICRP 66. U drugom delu ljudska pluća su razmatrana kao izvor beta i gama zračenja kojima su izloženi drugi organi ljudskog tela. Izračunata vrednost za DCF iznosi 20 $\mu\text{Sv}/\text{WLM}$ što je veće od DCF-a radonovih potomaka, koji iznosi oko 13 $\mu\text{Sv}/\text{WLM}$. Zanimljivo je primetiti da posle pluća, gde se zapravo nalazi izvor zračenja, mišićno tkivo prima najveću dozu.

Izvršena su mnoga dozimetrijska istraživanja kako bi se utvrdio nivo izloženosti ljudi udahnutom radonu, toronu i njihovim potomcima. Ove studije su razmatrale doze od kratkoživećih potomaka koji emituju alfa čestice. Međutim, druge vrste zračenja, beta i gama, takođe su prisutne i doprinose ukupnoj dozi, ne samo u plućima. ^{212}Pb i ^{212}Bi su toronovi kratkoživeći potomci koji se raspadaju emitujući beta čestice praćene gama zračenjem. Doza beta i gama zračenja radionuklida deponovanih u plućima nije samo u plućima, već se energija može deponovati i u drugim organima ljudskog tela.

7.3.1 Metodologija

Da bi se odredila doza po jedinici izlaganja, DCF, potrebno je transformisati dozu po čestici zračenja u dozu po jedinici izlaganja. Da bi se to postiglo, potrebne su ravnotežne aktivnosti radionuklida u plućima po jedinici izlaganja. Ovi podaci su dobijeni korišćenjem programa LUNGDOSE, koji je ranije razvijen za ^{222}Rn i opisan u publikaciji (ICRP 66, 1994). U ovom programu usvojeni su koncepti predstavljeni u publikovanom radu (Nikezić i Stevanović, 2007). Pošto su šeme raspada i alfa energije različite za ^{222}Rn i ^{220}Rn , program LUNGDOSE

je modifikovan da uzme u obzir ove razlike. Već su opisane modifikacije u programu LUNGDOSE u cilju izračunavanja DCF za potomke torona u literaturi (ICRP, 2007).

Ulazni parametri za program LUNGDOSE su menjani u razumnim granicama sa različitim koracima u različitim slučajevima, dok su ostali parametri zadržani na najboljim procenama, kao što je prikazano u Tabeli 7.7. Dozni konverzioni faktori su izračunati za svaku od ovih uzorkovanih kombinacija i rezultati su predstavljeni u nastavku.

Tabela 7.7 Ulazni parametri za model ljudskog respiratornog trakta, najbolje procenjene vrednosti, opseg i DCF-L (Nikezic i dr., 2010)

Parametar	Najbolja procena	Opseg	DCF-L opseg
Veličina neprijojene frakcije (AMTD)	0.9 nm	0.5 – 3.5 nm	5.26 - 5.91
Nukleaciona moda (AMAD)	50 nm	10 – 100 nm	9.32 - 4.72
Akumulaciona moda (AMAD)	250 nm	100 – 400 nm	8.55 - 4.74
Gruba moda (AMAD)	1.5 μm	1.0 – 4.0 μm	5.42 - 5.51
Transfer u krv	600 min	100 – 1000 min	1.17 - 5.56
Faktor oblika neprijojene frakcije	1	1–1.9	5.46 - 5.46
Faktor oblika nukleacione mode	1.1	1–1.9	5.46 - 5.46
Faktor oblika akumulacione mode	1.1	1–1.9	5.46 - 5.43
Faktor oblika grube mode	1.1	1–1.9	5.46 - 5.43
Higroskopni faktor rasta neprijojene mode	1	1–2	5.46 - 5.43
Higroskopni faktor rasta nukleacione mode	1.5	1–3	5.58 - 5.77
Higroskopni faktor rasta akumulacione mode	1.1	1–1.9	5.56 - 5.51
Higroskopni faktor rasta grube mode	1.5	1 – 4	5.41 - 5.44
Ventilacija λ_v	0.55 h ⁻¹	0.2–2 h ⁻¹	4.17 - 5.10
Pripajanje aerosolima λ_v	50 h ⁻¹	5–500 h ⁻¹	5.99 - 4.28
Depozicija neprijojene frakcije λ_d^u	20 h ⁻¹	5–110 h ⁻¹	4.47 - 4.47
Depozicija pripojene frakcije λ_d^a	0.2 h ⁻¹	0.05–1.1 h ⁻¹	4.47 - 4.47
Neprijojena frakcija	0.02	0.0019- 0.1565	4.28 - 6.00

U drugom delu ovog poglavlja, svi parametri su uzeti na osnovu njihovih najboljih procena, koji odgovaraju odraslom muškarcu bele rase, kao što je dato u Tabeli 7.8. Na osnovu ovih parametara izračunate su ravnotežne aktivnosti toronovih potomaka u regionima respiratornog trakta i prikazane su u Tabeli 7.9. Aktivnosti su izračunate po jedinici izloženosti (WL) što odgovara 275 Bq/m³ torona u sekularnoj ravnoteži sa potomcima.

Tabela 7.8. Ukupna gama i beta ekvivalentna doza od ^{212}Pb i ^{212}Bi po WLM za različite organe, DCF-O. (Nikezic i dr, 2010)

DCF-O nSv/WLM	Muški fantom	Ženski fantom
pluća	$1.68 \cdot 10^5$	$1.65 \cdot 10^5$
koža	5.1	4.0
jetra	33	50
želudac	1.7	2.3
bešika	0.03	0.05
testisi/jajnici	0.011	0.1
jednjak	2.7	3.4
debelo crevo	0.3	0.36
tiroida	0.2	0.52
površina kostiju	8.4	6.1
koštana srž	15	8.8
mozak	0.38	0.48
grudi		5.1
Organi ostatka	$3.90 \cdot 10^3$	$3.97 \cdot 10^3$

Za ^{212}Pb ukupna aktivnost u svim regionima (BB, bb i AI) je 7.05 Bq/WL, a za ^{212}Bi je 9.36 Bq/WL. Ove aktivnosti su prilično male u poređenju sa radonovim potomcima ^{214}Pb i ^{214}Bi koji su 406.8 odnosno 578.4 Bq/WL (takođe dobijeni programom LUNGDOSE (ICRP, 1994)).

Tabela 7.9. Ravnotežne aktivnosti toronovih potomaka u (Bq/WL) u regionima HRT (Nikezic i dr, 2010)

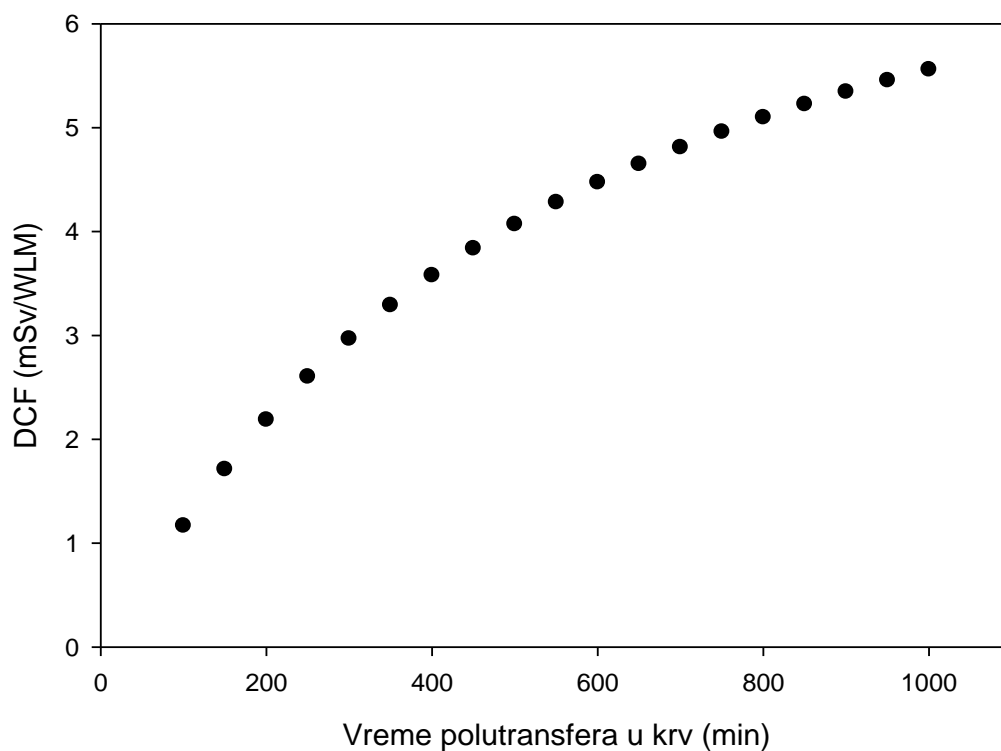
	^{212}Pb	^{212}Bi
BB	3.15	4.36
Bb	2.61	3.47
AI	1.29	1.53

Koristeći podatke za aktivnosti, A_n , prinose zračenja, Y_R^n , i srednju apsorbovanu dozu po čestici zračenja, $\overline{D_{T,R}^n}$, dobijene iz simulacije, apsorbovane doze, $D_{T,R}^n$, su dobijene po WLM za različite vrste zračenja R (beta ili gama) i nuklida n (^{212}Pb ili ^{212}Bi) u glavnim organima ljudskog tela i ostatku tkiva T , koristeći relaciju (7.7). Dalje, ekvivalentna doza, H_T u nekom organu T , dobijena je iz relacije (7.8). Sumiranje po nuklidu n je urađeno da bi se uključili doprinosi ^{212}Pb i ^{212}Bi . Nakon dobijanja ekvivalentne doze za organe i organe ostatka za odrasle osobe muškog i ženskog pola, efektivna doza je izračunata jednačinom (6.2).

Da bi se odredile doze u organima ljudskog tela usled izvora zračenja smeštenih u plućima (Markovic i dr., 2009), korišćen je matematički model ljudskog tela ORNL (Krstić i Nikezić, 2007) fantom zajedno sa MCNP-4B softverom (Briesmeister, 1997) koji omogućava simulaciju transporta zračenja i interakcije sa materijom u proizvoljnim geometrijama.

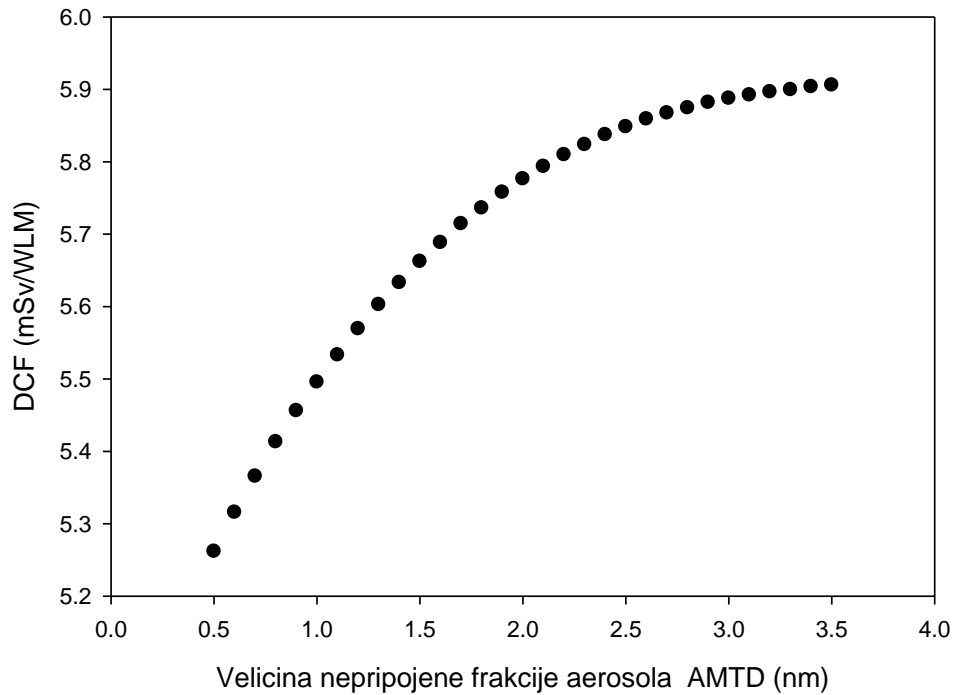
7.3.2 DCF kao funkcija ulaznih parametara

$DCF-L$ (L je za pluća) za toronove potomke zavisi od brzine prenosa u krv. Ova zavisnost je prikazana na sl. 7.16. Kao što se očekivalo, DCF se povećava sa poluživotom transfera u krv sa 1 na oko 6 mSv/WLM. Sporiji transport iz pluća u krv znači duže vreme zadržavanja u plućima što uzrokuje veću dozu u plućima.



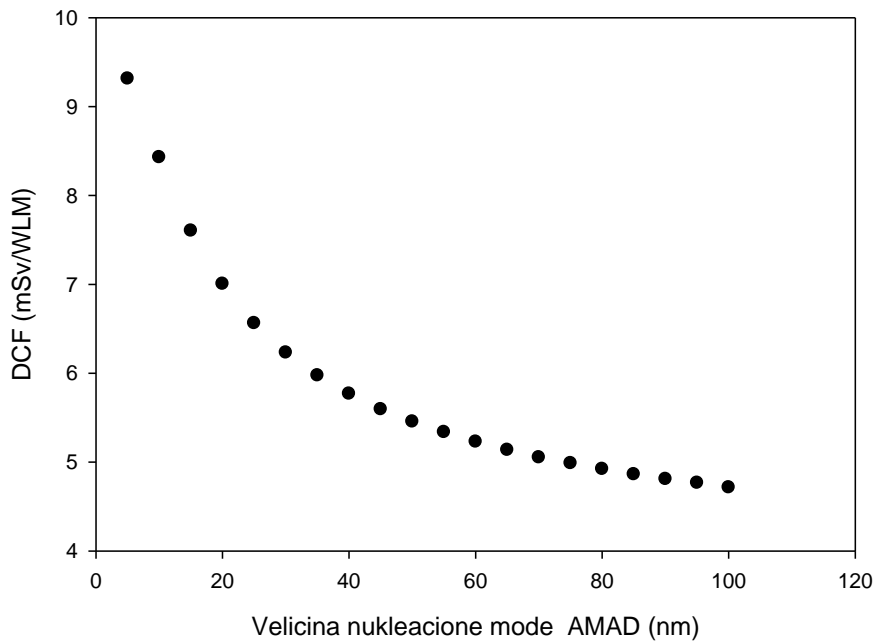
Slika 7.16 Zavisnost $DCF-L$ od vremena polutransfera u krv (Nikezić i dr, 2010)

Nepripojena frakcija aerosola, izražena u funkciji $AMTD$, varirana je od 0 do 3.5 μm . Kao što je prikazano na sl. 7.17, DCF se blago povećava sa 5.3 mSv/WLM na 5.9 mSv/WLM.

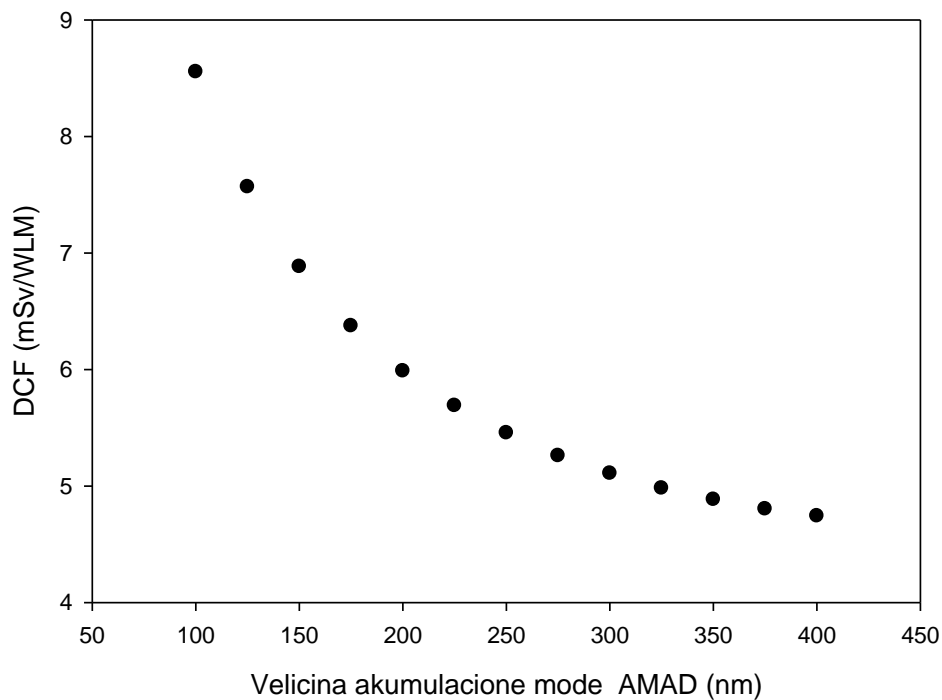


Slika 7.17 Zavisnost DCF-L od veličine nepripojene frakcije aerosola (Nikezic i dr., 2010)

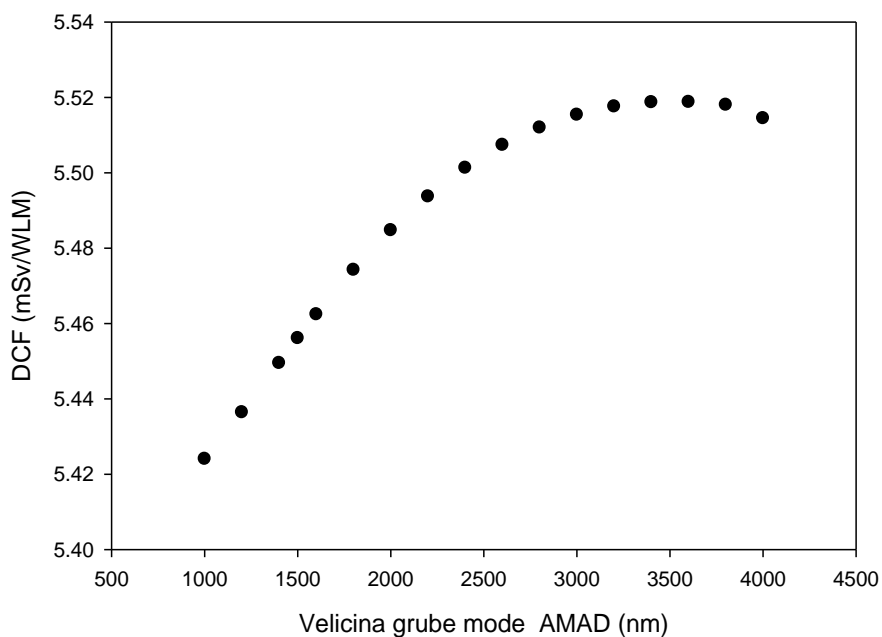
Slični proračuni su izvedeni variranjem veličine nukleacione mode (od 20 nm do 100 nm) sl. 7.18, akumulacije mode (od 100 nm do 400 nm) sl. 7.19 i grube mode (od 1000 nm do 4000 nm), sl. 7.20.



Slika 7.18. Zavisnost DCF-L od veličine nukleacione mode (Nikezic i dr., 2010)

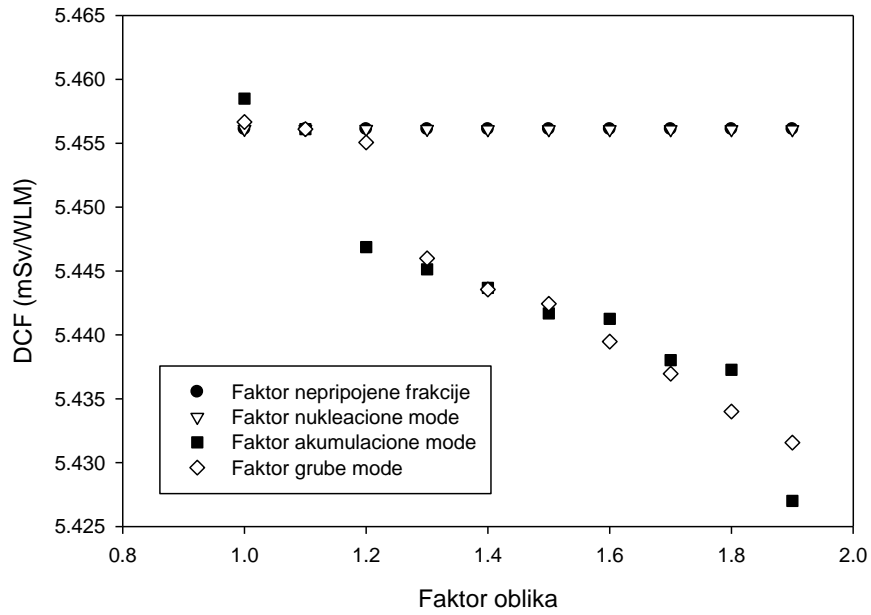


Slika 7.19. Zavisnost DCF-L od veličine akumulacione mode (Nikezić i dr., 2010)

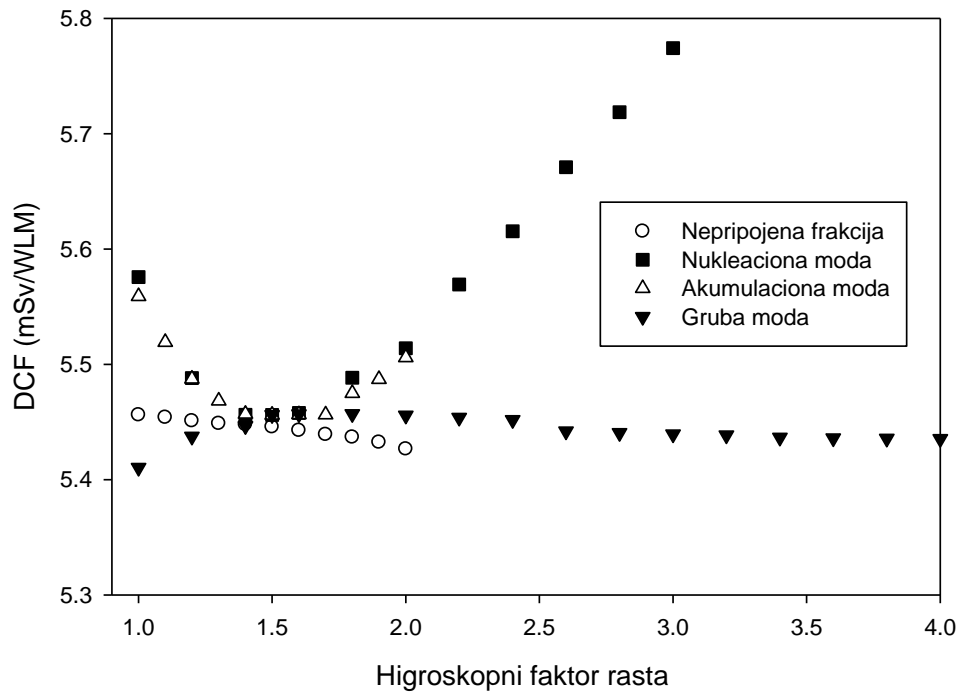


Slika 7.20. Zavisnost DCF-L od veličine grube mode (Nikezić i dr., 2010)

Zavisnost DCF od faktora oblika je takođe izračunata i predstavljena na sl. 7.21, gde se može videti da je DCF skoro nezavisan od faktora oblika nukleacione i neprijojene mode, dok se polako smanjuje sa faktorom oblika grube i akumulacione mode.



Slika 7.21. DCF kao funkcija od faktora oblika (Nikezic i dr., 2010)

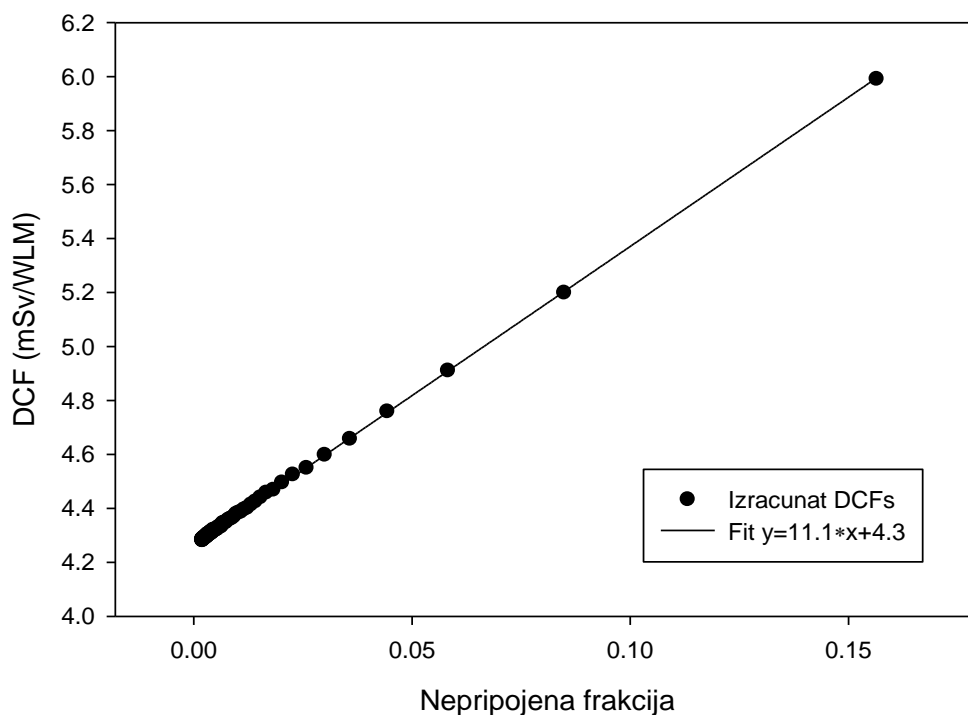


Slika 7.22. DCF-L kao funkcija higroskopskog faktora rasta (Nikezic i dr., 2010)

Zavisnost DCF-a od higroskopskog faktora rasta prikazana je na sl. 7.22. DCF varira sa higroskopskim faktorom, ali je zavisnost različita za različite mode. Zavisnost je najizraženija za režim nukleacione mode, gde se povećava od 5.4 mSv/WLM do skoro 5.8 mSv/WLM.

Na sl. 7.23 je prikazana zavisnost DCF -a od nepripojene frakcije. Pronađena je linearna zavisnost i jednačina odgovarajuće linije je predstavljena na legendi slike.

Ako bi se svi parametri zadržali na najboljim procenama, vrednost DCF bi se dobio je oko 4.5 mSv/WLM.



Slika 7.23. $DCF-L$ kao funkcija nepripojene frakcije (Nikezić i dr., 2010)

7.3.3 Doze u drugim organima zbog beta i gama zračenja koje emituju potomci torona u plućima

Doze u svim glavnim organima i organima ostatka ljudskog tela od beta i gama zračenja potomaka su izračunate na način prikazan u ovom poglavlju i prikazane u Tabeli 7.8. Iz Tabele 7.9 se može videti da je apsorbovana doza najveća u plućima, što je i očekivano, pošto je izvor u samim plućima. Zanimljivo je primetiti da je doza u tkivu ostatka veća od doze u svim glavnim organima. Prema publikaciji ICRP 103 (ICRP, 2007) tkivni težinski faktor za organe ostatka (0.12) primenjuje se na aritmetičku srednju dozu 13 organa i tkiva za svaki pol.

Nakon detaljnog ispitivanja doza u ovim organima dolazi se do zaključka da najveći doprinos dozi u organima ostatka imaju mišići. Doprinos apsorbovanoj dozi od beta čestica u mišićima je 3.49, 4.01, 31.58 i 35.69 ($\mu\text{Gy/WLM}$) za ^{212}Pb muški fantom, ^{212}Pb ženski fantom, ^{212}Bi

muški fantom i ^{212}Bi ženski fantom, respektivno. Velika doza u mišićnom tkivu može se objasniti činjenicom da to tkivo okružuje pluća i direktno je izloženo zračenju.

Efektivna doza, izračunata korišćenjem jednačine (6.2) je $20.45 \mu\text{Sv/WLM}$.

7.3.4 Zaključak

DCF vrednost za se slaže sa podacima iz literature. Varijacije parametara u ovom poglavlju izazivaju varijaciju *DCF*-a od 1 do 6 mSv/WLM, Tabela 7.8.

Tabela 7.9 sumira doze u svim glavnim organima i ostatku tkiva zbog toga što se izvor zračenja nalazi u plućima *DCF-O* (*O* je za organe). Utvrđeno je da je efektivna doza $20.45 \mu\text{Sv/WLM}$. Ova vrednost je prilično velika u poređenju sa efektivnom dozom beta i gama zračenja radonovih potomaka ^{214}Pb i ^{214}Bi koja iznosi $13.4 \mu\text{Sv/WLM}$ (Marsh i Birchall, 2000). Na prvi pogled ovo bi moglo izgledati čudno, pošto su aktivnosti potomaka radona dosta veće od aktivnosti torona. Za radonove potomke koji emituju beta zračenje, ukupna aktivnost u plućima je 958.2 Bq/WL , dok je za toron 16.41 Bq/WL . Ovo razlika se može obrazložiti spektrom zračenja radonovih i toronovih potomaka (Marsh i Birchall, 2000). Thoronovi potomci ^{212}Pb i ^{212}Bi emituju beta i gama čestice sa većom energijom od potomaka radona i isporučuju veće doze, koje kada se izračunaju po jedinici izlaganja rezultiraju većom DCF.

7.4 DOZE OD RADONOVIH POTOMAKA KAO IZVORA SPOLJAŠNJEG BETA I GAMA ZRAČENJA

Doprinos beta čestica i pratećeg gama zračenja ukupnoj dozi se najčešće zanemaruje. U ovom delu je opisana studija uticaja potomaka ^{222}Rn na ljudski organizam usled spoljašnje izloženosti. Doze i Dozni konverzioni faktori - DCF su određeni za beta i gama zračenje u glavnim organima i organima ostatka, uzimajući u obzir potomke ^{222}Rn , ^{214}Pb i ^{214}Bi raspoređene u atmosferi prostorija, za ORNL fantom smešten centru prostorije dimenzija $4 \times 5 \times 2.8 \text{ m}^3$. Utvrđeno je da je DCF 7.37 mSv/WLM. Koža i mišićno tkivo dobijaju najveću dozu. Beta i gama doze od spoljašnjeg izlaganja su upoređene sa alfa, beta i gama dozama od unutrašnjeg izlaganja za pluća kao izvor radioaktivnosti. Ukupne doze primljene u svim glavnim organima i organima ostatka dobijene su sumiranjem doza iz spoljašnje i unutrašnje ekspozicije i utvrđeno je da je DCF 20.67 mSv/WLM.

Udisanje kratkoživećih potomaka raspada radona (^{218}Po , ^{214}Pb , $^{214}\text{Bi}/^{214}\text{Po}$) u mestima stanovanja, u spoljašnjoj atmosferi i na radnim mestima daje najveći doprinos ukupnom ozračivanju čoveka (NCRP, 1987; ICRP, 1987). Poznato je da radon i njegovi potomci predstavljaju rizik od raka pluća kada se udišu. Prepoznaje se i više drugih potencijalnih opasnosti za tkiva osim pluća. Proračuni doze sugerišu da ingestija vode koja sadrži posebno visoke nivoe radona može dovesti do značajnog rizika od raka želuca (NRC, 1999). Takođe postoje indikacije da taloženje produkata raspada radona može, pod nekim okolnostima, dovesti do značajnih doza osetljivih ćelija u koži, sa kancerom kao mogućom posledicom (NRPB, 1997). Sažetak rizika od radona i njegovih produkata raspada, dat je u literaturi (NRPB 2000; UNSCEAR 2006).

Pored alfa zračenja od ^{218}Po i ^{214}Po , značajni su beta i prateće gama zračenje. Zbog velikog dometa beta čestica i naknadnog gama zračenja, izloženi su ne samo osetljivi slojevi ljudskog respiratornog trakta – HRT (human respiratory tract) već i cela pluća i svi drugi organi ljudskog tela. U prethodnoj glavi su prikazane doze gama i beta zračenja za sve organe uključujući i pluća usled radona i torona (Marković i dr., 2009; Nikezić i dr., 2010). Zbog velikog dometa beta čestica i gama zračenja ljudi mogu biti izloženi na različite načine. Inhalirani potomci deponovani u plućima doprinose dozi u svim organima i ostatku tkiva ljudskog tela. U radu Marković i dr. (2009) izračunate su doze u svim glavnim organima i ostatku ljudskog tela od beta i gama zračenja radonovih potomaka, ^{214}Pb i ^{214}Bi , deponovanih u ljudskim plućima. Osim toga, ukupnoj dozi može doprineti i izloženost radionuklidima raspoređenim u atmosferi

prostorija i zatvorenih prostora. Ovaj doprinos bi mogao biti značajan jer je potencijalna koncentracija alfa energije - PAEC u vazduhu veća od njegove frakcije deponovane u plućima. Na ovaj način se veća količina beta i gama čestica raspada u vazduhu i potencijalno bi mogla da isporuči veću dozu u organe ljudskog tela u poređenju sa dozom koja se isporučuje od beta i gama čestica raspadnutih u plućima. U ovom delu su prikazane izračunavate doze i određivanje doznog konverzionog faktora – DCF koji dozu dovodi u vezu sa ekspozicijom, od potomaka radona prisutnih u atmosferi zatvorenih prostorija.

7.4.1 Jacobijev model ponašanja radonovih potomaka u zatvorenim prostorijama

Ponašanje radona i njegovih potomaka u zatvorenim prostorijama opisano je parametarskim diferencijalnim jednačinama, koje je prvenstveno dao Jacobi (1972). Model sobe uzima u obzir izvor radona, radioaktivni raspad, uklanjanje ventilacijom, pripajanje i taloženje (Stevanovic i dr., 2009a i 2009b). Parametri koji opisuju ove procese su konstante raspada λ_i , brzina ventilacije λ_v , brzina pripajanja λ_a i brzine depozicije nepripostjenih i pripostenih potomaka λ_d^u , λ_d^a , respektivno, sve u s^{-1} (ili tradicionalno u h^{-1}) kao i jačina izvora radona (Stevanovic i dr, 2009a i 2009b):

$$\frac{\partial N_i^u}{\partial t} = \lambda_i N_{i-1}^u + p_{i-1} \lambda_i N_{i-1}^a - (\lambda_i + \lambda_a + \lambda_v + \lambda_d^u) N_i^u \quad (7.9)$$

$$\frac{\partial N_i^a}{\partial t} = \lambda_a N_i^u + (1 - p_{i-1}) \lambda_i N_{i-1}^a - (\lambda_i + \lambda_v + \lambda_d^a) N_i^a \quad (7.10)$$

Oznake u i a označavaju nepripostjenu i pripostenju frakciju aerosolima. p_{i-1} je pridruženi faktor uzmarka ili verovatnoća odvajanja i -tog potomka usled raspada vezanog prethodinka $i-1$ ($p_{i-1} = 0,8$ u slučaju alfa emisije i $p_{i-1} = 0$ za β -emisiju). N_i je broj atoma potomaka. Za ^{222}Rn ($i = 0$), imamo $N_0 = N_0^u$ i $N_0^a = N_0^d = 0$, a za svaki potomak u vazduhu važi $N_i = N_i^u + N_i^a$.

Za karakterizaciju realne situacije u zatvorenom prostoru, mora se uzeti u obzir da su konstante prethodne dve jednačine (isključujući konstante radioaktivnog raspada, koje su prave fizičke konstante čije se vrednosti ne menjaju sa okolnostima) zavisne od geometrije prostorija,

koncentracije aerosola, kretanja vazduha, uslova okoline kao i aktivnosti ljudi u datim prostorijama.

Eksperimentalno određivanje Jacobijevih parametara je veoma teško zbog kompleksnosti i parametara koji zavise od mnogih faktora sredine u toku vremena. Na primer, Rosaline i dr. (2009) i Posner i dr. (2005) opisali su tehnike za merenje depozicije i brzine ventilacije. Brzina depozicije u stanovima je merena za period od 90 dana, što je nepraktično za komercijalne svrhe. Brzina ventilacije je merena u skaliranim modelima prostorija, a predviđanje ovog modela je ekstrapolirano na stvarne prostorije. Zbog složenosti u određivanju parametara prostorije nije praktično izmeriti ih. Pogodnije je koristiti procenjene vrednosti koje su usrednjene za veliki broj merenja u dugim vremenskim periodima (Stevanovic i dr., 2009a i 2009b). Tabela 7.10 sumira tipičan opseg varijacija i osnovne vrednosti brzine unutrašnje ventilacije, pripajanja aerosolima i površinske depozicije (sa aerosolom i nevezanim u vazduhu) (Amgaraou i dr., 2003).

Tabela 7.10. Parametri Jakobijevog modela prostorije y h^{-1} (Markovic i dr., 2012)

Parametar	Oznaka	Opseg parametara	Referentna vrednost
Ventilacija	λ_v	0.2 - 2	0.55
Pripajanje aerosolima	λ_a	5 - 500	50
Nepripojena frakcija	λ_d^u	5 - 110	20
Pripojena frakcija	λ_d^a	0.05 - 1.1	0.2

Stacionarna rešenja (zanemarujući spoljne koncentracije potomaka, pošto su one mnogo manje od onih u zatvorenom) koje opisuju koncentraciju potomaka ^{222}Rn u referentnoj prostoriji su (Stevanovic i dr, 2009a i 2009b):

$$C_i^u = \frac{\lambda_i(C_{i-1}^u + p_{i-1}C_{i-1}^a)}{\lambda_i + \lambda_a + \lambda_v + \lambda_d^u} \quad (7.11)$$

$$C_i^a = \frac{\lambda_a C_i^u + (1 - p_{i-1})\lambda_i C_{i-1}^a}{\lambda_i + \lambda_v + \lambda_d^a} \quad (7.12)$$

Jacobijev model (Jacobi, 1972) daje aktivnosti nepripojenih, C_i^u , i pripojenih C_i^a , atoma potomaka. Koncentracije su izračunate pod pretpostavkom da je koncentracija $^{222}\text{Rn}=3700$

Bq/m³ korišćenjem osnovnih vrednosti parametara iz Tabele 1. Koncentracija ²²²Rn od 3700 Bq/m³ u ravnoteži sa kratkoživećim potomcima odgovara 1 WL. Izlaganje ovakvoj smeši radona i potomaka u trajanju od 176 h znači izlaganje od 1 WLM.

Koncentracije aktivnosti potomaka radona (u Bq/m³ pri jednom WL) i njihove frakcije koncentracija radona prikazane su u Tabeli 7.11.

Tabela 7.11. Aktivnosne koncentracije radonovih potomaka (u Bq/m³ po WL) i njihove frakcije (Markovic i dr., 2012)

	C _{214Pb}	C _{214Bi}	f _{214Pb}	f _{214Bi}
Nepripojena	50.10	1.46	0.0135	3.93·10 ⁻⁴
Pripojena	1327.17	1004.71	0.359	0.271

Za određivanje efektivne doze – E, odnos između izloženosti radonovih potomaka u WLM i doze u mSv, potreban je takozvani dozni konverzioni faktor – DCF:

$$DCF = \frac{E}{PAEC \cdot t}, \quad (7.13)$$

gde je t vreme izlaganja radonovim potomcima sa datim PAEC-om u atmosferi. U proceni DCF-a pomoću proračuna doze, raspodela aktivnosti prema veličinama aerosola i potencijalne alfa energije je važan ulazni parametar (Potential Alpha Energy Concentration - PAEC). PAEC predstavlja zbir svih potencijalnih energija svih atoma po m³ bilo koje kombinacije potomaka radona i može se izraziti kao:

$$PAEC = E_1 C_{218Po} + E_2 C_{214Pb} + E_3 C_{214Bi}, \quad (7.14)$$

gde su C_i koncentracije odgovarajućih potomaka radona i E_i su odgovarajuće energije emitovanih alfa čestica. SI jedinica za PAEC je J/m³. Tradicionalna, često korišćena jedinica je Working Level (WL): 1 WL=21 mJ/m³. Alternativno, 1 WL je energija alfa čestica koje emituju kratkoživeći radonovi potomci koji su u sekularnoj ravnoteži sa 3700 Bq/m³ radona.

PAEC pomnožen sa vremenom provedenim u atmosferi sa datim PAEC daje izloženost radonovim potomcima. SI jedinica za ekspoziciju je Js/m³, ali je u upotrebi tradicionalna jedinica WLM (Working Level Month) i jednaka je izloženosti osoba tokom 173 sata u atmosferi u kojoj je koncentracija radona 3700 Bq/m³ u ravnoteži sa potomcima. 1WLM je jednako 12.69 J·s/m³.

Za izračunavanje apsorbovane doze (u MeV/g po jednoj čestici zračenja) u svim glavnim organima i organima ostatka ljudskog tela, korišćen je softver MCNP za simulaciju transporta zračenja kroz analitički model ljudskog tela – ORNL.

ORNL matematički fantom je postavljen u sredinu standardne ili tipične prostorije dimenzija $4 \times 5 \times 2.8 \text{ m}^3$ (Koblinger, 1978 i 1984; Markkanen, 1995). Koristeći MCNP softver simulacije su vršene za beta čestice i gama zračenje od ^{214}Pb i ^{214}Bi sa nasumično generisanim početnim pozicijama u zapremini prostorije, pošto je distribucija radona i njegovih potomaka u prostoriji uzeta kao uniformna (Urošević i dr., 2008).

Spektri beta i gama zračenja iz ^{214}Pb i ^{214}Bi korišćeni u ovom delu su objavljeni u publikovanom radu (Marković i dr., 2009) i prikazani u prethodnim poglavljima. Energija čestica uzorkovana je prema prinosima korišćenjem slučajne metode ugrađene u MCNP. Da bi se simulirala emisija celog spektra beta i gama zračenja, kreiran je veliki broj „istorija“ - 10^8 kako bi se osiguralo da relativna nesigurnost ne bude veća od nekoliko procenata. Kao rezultat proračuna, dobijena je srednja apsorbovana doza po jednoj čestici u tkivu T , od zračenja tipa R =beta, gama, $\overline{D_{T,R}^n}$, iz atmosfere prostorije kao izvora zračenja za ORNL fantome odraslog muškarca i žene.

Da bi se procenio DCF u mSv/WLM, potrebno je izvršiti sledeće preračunavanje. Aktivnosti radonovih potomaka u prostoriji izračunate iz Jacobijevog modela date su u Tabeli 7.11. Pošto su $\overline{D_{T,R}^n}$ dobijene u simulacijama i date po jednoj čestici zračenja da bi se dobila apsorbovana doza po jednom WLM, potrebno je znati prinos svake vrste zračenja. Prinos beta zračenja je 1, dok je prinos za ^{214}Pb gama spektar 0.98, dok je za ^{214}Bi 1.37, (The Lund, 1999). Koristeći podatke za aktivnosti A_n , prinose, Y_R^n , i $\overline{D_{T,R}^n}$, dobijene su apsorbovane doze, $D_{T,R}^n$, po WLM za različite vrste zračenja R (beta ili gama) i nuklida n (^{214}Pb ili ^{214}Bi) u organu T , ljudskog tela. Ekvivalentna doza, H_T , u organu T , dobijena je prema jednačini 7.7. Nakon dobijanja ekvivalentne doze za glavne organe i organe ostatka muških i ženskih ORNL fantoma, efektivna doza (ICRP 103, 2007) je izračunata jednačinom 6.2 Iz navedenih proračuna određena je efektivna doza po jednom WLM beta i gama zračenja potomaka radona.

7.4.2 Rezultati

Apsorbovane doze u svim glavnim organima i organima ostatka fantoma odraslog muškarca i žene od beta i gama zračenja usled radonovih potomaka raspoređenih u atmosferi prostorije

izračunate su kao što je gore opisano. Apсорbovane doze su prikazane za beta čestice u Tabeli 7.12. i za gama zračenje u Tabeli 7.13.

Tabela 7.12. Apсорbovane doze u ljudskim organima fantoma odraslog muškarca i žene od beta zračenja ^{214}Pb i ^{214}Bi , raspoređenih u prostori, u ($\mu\text{Gi/WLM}$) (Markovic i dr., 2012)

$\mu\text{Gy/WLM}$	^{214}Pb e-		^{214}Bi e-	
	muški	ženski	muški	ženski
pluća	$3.6 \cdot 10^{-3}$	$2.0 \cdot 10^{-3}$	$2.5 \cdot 10^{-2}$	$1.6 \cdot 10^{-2}$
koža	84.4	71.5	370.8	312.1
jetra	$6.5 \cdot 10^{-3}$	$3.8 \cdot 10^{-3}$	$4.0 \cdot 10^{-2}$	$3.6 \cdot 10^{-2}$
želudac	$1.5 \cdot 10^{-3}$	$1.5 \cdot 10^{-4}$	$4.0 \cdot 10^{-3}$	$9.2 \cdot 10^{-3}$
bešika	$5.7 \cdot 10^{-4}$	$8.4 \cdot 10^{-5}$	$1.3 \cdot 10^{-3}$	$4.3 \cdot 10^{-3}$
testisi/jajnici	$1.0 \cdot 10^{-4}$	$1.0 \cdot 10^{-6}$	$3.4 \cdot 10^{-2}$	$1.0 \cdot 10^{-4}$
jednjak	$3.0 \cdot 10^{-4}$	$2.0 \cdot 10^{-4}$	$1.0 \cdot 10^{-3}$	$5.0 \cdot 10^{-4}$
debelo crevo	$2.0 \cdot 10^{-3}$	$1.7 \cdot 10^{-3}$	$6.8 \cdot 10^{-3}$	$1.4 \cdot 10^{-2}$
tiroida	$2.0 \cdot 10^{-4}$	$1.1 \cdot 10^{-4}$	$7.9 \cdot 10^{-2}$	$8.2 \cdot 10^{-2}$
površina kostiju	$1.8 \cdot 10^{-2}$	$1.4 \cdot 10^{-2}$	0.80	1.00
koštana srž	$1.1 \cdot 10^{-2}$	$9.4 \cdot 10^{-3}$	0.63	0.80
mozak	$4.0 \cdot 10^{-3}$	$5.5 \cdot 10^{-3}$	$4.5 \cdot 10^{-2}$	$3.8 \cdot 10^{-2}$
grudi		$8.8 \cdot 10^{-3}$		2.7
organi ostatka	1.6	1.2	24.2	18.3

Doze gama zračenja su uglavnom homogeno raspoređene u organima fantoma muškarca i žene. Visoke prodornosti omogućavaju gama zračenju da prođe kroz celo telo i deponuje energiju u celoj zapremini fantoma. Za razliku od gama, beta čestice indukuju najveću dozu u koži. Ostala tkiva, dojke, površina kostiju i koštana srž dobijaju veliku dozu u poređenju sa drugim organima. Beta čestice gube energiju unutar ljudskog tkiva brže od gama zračenja što objašnjava distribuciju doze u Tabeli 7.12. Maksimalna energija beta čestica koje emituje ^{214}Pb je 1024 keV. Ova vrednost za ^{214}Bi je 3272 keV. Gama zračenje iz ^{214}Bi ima veću energiju sa gama linijama do 3.3 MeV. Apсорbovane doze dobijene od zračenja koje emituje ^{214}Bi su mnogo veće i u nekim slučajevima razlika je reda veličine.

Tabela 7.13. Apсорbovane doze u ljudskim organima fantoma odraslog muškarca i žene od gama zračenja ^{214}Pb i ^{214}Bi , raspoređenih u atmosferi prostori, u ($\mu\text{Gv/WLM}$) (Markovic i dr., 2012)

μGy/WLM	²¹⁴ Pb	²¹⁴ Pb	²¹⁴ Bi	²¹⁴ Bi
	gama		gama	
	muškarac	žena	muškarac	žena
pluća	6.1·10 ⁻³	6.1·10 ⁻³	2.4·10 ⁻²	2.3·10 ⁻²
koža	3.8·10 ⁻³	4.7·10 ⁻³	1.3·10 ⁻²	1.6·10 ⁻²
jetra	2.8·10 ⁻³	2.9·10 ⁻³	1.1·10 ⁻²	1.1·10 ⁻²
stomak	3.1·10 ⁻³	3.7·10 ⁻³	1.3·10 ⁻²	1.4·10 ⁻²
bešika	2.7·10 ⁻³	2.8·10 ⁻³	1.0·10 ⁻²	1.1·10 ⁻²
testisi/jajnici	3.0·10 ⁻³	2.7·10 ⁻³	1.1·10 ⁻²	1.0·10 ⁻²
jednjak	2.4·10 ⁻³	2.7·10 ⁻³	1.0·10 ⁻²	1.1·10 ⁻²
debelo crevo	2.5·10 ⁻³	2.5·10 ⁻³	1.0·10 ⁻²	1.0·10 ⁻²
tiroida	1.4·10 ⁻³	2.7·10 ⁻³	5.2·10 ⁻³	1.0·10 ⁻²
površina kostiju	3.8·10 ⁻³	4.0·10 ⁻³	1.1·10 ⁻²	1.2·10 ⁻²
koštana srž	3.8·10 ⁻³	4.2·10 ⁻³	1.1·10 ⁻²	1.2·10 ⁻²
mozak	3.3·10 ⁻³	3.4·10 ⁻³	1.3·10 ⁻²	1.3·10 ⁻²
grudi		3.6·10 ⁻³		1.3·10 ⁻²
organ ostatka	2.6·10 ⁻³	2.7·10 ⁻³	1.0·10 ⁻²	1.1·10 ⁻²

Ekvivalentna doza od spoljašnjeg izvora u nekim organima dobijena je množenjem apsorbovane doze sa težinskim faktorima i prikazana u Tabeli 7.14. Radijacioni težinski faktori za gama i beta zračenja su 1, tako da je ekvivalentna doza jednaka apsorbovanoj dozi. Radi poređenja, u Tabeli 7.14 prikazane su beta i gama ekvivalentne doze po jedinici izloženosti od inhaliranih radonovih potomaka (Marković i dr., 2009).

Najveće doze od radonovih potomaka u prostoriji primaju koža i ženske grudi. Ovaj rezultat je sasvim očekivan kada se uzmu u obzir uslovi zračenja. U slučaju kože, poređenje sa dozama alfa emitera deponovanih u koži može dati korisne informacije o doprinosu beta i gama zračenja ukupnoj dozi kože. Mnoge studije se bave određivanjem doze nezaštićenih delova kože (koža lica i vrata) gde su doze izračunate obično za koncentraciju aktivnosti u vazduhu od 200 Bq/m³. Raspon godišnje ekvivalentne doze je od 17 do 170 mSv/god (Eatough i Henshav, 1992) sa centralnom vrednošću od 25 mSv/god (Kendall i Smith, 2002; Tempfer i dr., 2010). Ovo odgovara 125 mGy/god izložene kože lica i vrata (BEIR VI, 1999). Za kožu svih ostalih regiona godišnji ekvivalent doze je oko 7.5 mGy/god ili 1.5 mSv/god (BEIR VI, 1999). U ovom radu cela koža je podjednako izložena spoljašnjem zračenju. Ovo odgovara uslovima ozračivanja kože lica i vrata. Godišnja ekvivalentna doza iz ovog rada može se odrediti iz ekvivalentne doze po jedinici izloženosti date u Tabeli 7.15, uzimajući u obzir

koncentraciju od 200 Bq/m³. Godišnja ekvivalentna doza beta i gama čestica u ovom radu je 1.27 i 1.07 mSv za fantom muškarca i žene. Ova vrednost je otprilike ista kao doza alfa čestica od deponovanih potomaka radona na pokrivenim delovima kože.

Tabela 7.14. Ukupna gama i beta ekvivalentna doza od ²¹⁴Pb i ²¹⁴Bi po WLM u glavnim organima i organima ostatka ORNL fantoma odraslog muškarca i žene usled spoljašnje (ova glava) i unutrašnje izloženosti (Markovic i dr. 2009 u prethodnoj glavi) (u μSv/WLM). (Markovic i dr., 2012)

μSv/WLM	Spoljašnji izvor		Pluća kao izvor (Markovic i dr. 2009)	
	(ova glava)		male	female
	male	female	male	female
pluća	5.8·10 ⁻²	4.7·10 ⁻²	89.1	128.0
koža	455.2	383.6	0.20	0.16
jetra	6.0·10 ⁻²	5.4·10 ⁻²	0.70	0.96
stomak	2.1·10 ⁻²	2.7·10 ⁻²	0.52	0.34
bešika	1.5·10 ⁻²	1.8·10 ⁻²	2.61·10 ⁻²	2.54·10 ⁻²
testisi/jajnici	4.8·10 ⁻²	1.3·10 ⁻²	1.00·10 ⁻²	5.03·10 ⁻²
jednjak	1.4·10 ⁻²	1.4·10 ⁻²	1.21	1.08
debelo crevo	2.1·10 ⁻²	2.8·10 ⁻²	7.76·10 ⁻²	8.19·10 ⁻²
tiroida	8.5·10 ⁻²	9.5·10 ⁻²	0.15	0.21
površina kostiju	0.83	1.00	0.25	0.27
koštana srž	0.66	0.83	0.41	0.38
mozak	6.5·10 ⁻²	6.0·10 ⁻²	2.91·10 ⁻²	2.27·10 ⁻²
grudi		2.76		0.78
organ ostatka	25.85	19.59	0.48	0.36

Zanimljivo je primetiti da organ ostatka dobija drugu najveću dozu posle kože. Detaljna analiza je pokazala da mišićno tkivo ostatka prima većinu doze: 232.57 i 195.74 mSv/VLM za fantome muškarca i žene, za ispitivane uslove ozračivanja. U ORNL modelu, mišićno tkivo ispunjava prostor ispod kože, tako da beta čestice svoju energiju deponuju uglavnom u njemu. Uvidom u podatke u Tabeli 5 može se videti da su doze od radonovih potomaka u zatvorenom prostoru manje od doza od inhaliranih potomaka, kada se zanemari transport potomaka radona u ljudskom telu. Samo mali deo beta čestica i gama zračenja koji se emituju u prostoriji zapravo pogađa ljudsko telo. Većina zračenja se apsorbuje u vazduhu i zidovima prostorije i jednostavno ne pogađa telo kao metu.

Efektivna doza beta i gama zračenja od potomaka radona raspoređenih homogeno u prostoriji je 7.37 mSv/WLM.

Uzimajući u obzir i spoljašnje i unutrašnje izlaganje, ukupna efektivna doza beta zračenja radonovih potomaka ^{214}Pb i ^{214}Bi iznosi 20.67 mSv/WLM.

Tabela 7.15 daje ukupne ekvivalentne doze u svim glavnim organima i organima ostatka od spoljašnjeg i unutrašnjeg izlaganja. Mišićno tkivo se dodaje na listu organa pošto prima najveću dozu. Mozak takođe prima veliku dozu od beta i gama zračenja u poređenju sa drugim organima i tkivima koji primaju daleko manje beta i gama doze.

Tabela 7.15. Ukupne ekvivalentne doze od ^{214}Pb i ^{214}Bi ($\mu\text{Sv/WLM}$) (Markovic i dr., 2012)

$\mu\text{Sv/WLM}$	muškarac	žena
pluća	89.16	128.37
koža	146.29	383.80
jetra	0.76	1.01
žrludac	0.54	0.36
bešika	0.04	0.04
testisi/jajnici	0.06	0.06
jednjak	1.23	1.09
debelo crevo	0.10	0.11
tiroida	0.23	0.31
površina kostiju	1.08	1.27
koštana srž	1.06	1.20
mozak	0.10	0.08
grudi		3.54
organ ostatka	26.34	19.95
mišićno tkivo	232.84	196.05

Da bi se dobila potpuna slika o ozračivanju ljudskih organa, potrebno je uzeti u obzir sve moguće načine izlaganja. Organi ljudskog tela mogu biti izloženi alfa česticama od raspada radonovih potomaka koji su lokalizovane u tim organima. Nakon udisanja određena količina atoma potomaka transportuje se u sve organe ljudskog tela. Proračun doza za ovu vrstu ekspozicije uključuje biokinetičko modelovanje transporta potomaka kroz ljudsko telo. Al-Jundi i dr. (2011) koristili su biokinetičke i dozimetrijske modele za izračunavanje doza usled inhalacije radonovih potomaka. Kao rezultat, određeni su koeficijenti doze u Sv/Bq za izlaganje alfa česticama od radonovih potomaka deponovanih u različitim organima. Iste rezultate su ranije objavili Kendall i Smith (2002). Da bi se uporedile doze alfa čestica iz (Al-Jundi i dr.,

2011 i Kendall i Smith, 2002) sa beta i gama dozama u ovom radu bila su potrebna dodatna računanja. Prvo je doza po radioaktivnosti u Sv/Bq pretvorena u dozu po potencijalnoj alfa energiji u Sv/J . Ove konvertovane doze za svakog potomka su zatim sumirane utežnjavanjem frakcija potencijalne alfa energije radona i njegovih potomaka u uslovima ravnoteže (Al-Jundi i dr., 2011 i Kendall i Smith, 2002). Vrednosti su predstavljene u Tabeli 7.16. sa prosečnim ekvivalentnim dozama za fantom muškarca i žene iz Tabele 7.15.

Tabela 7.16. Poređenje ekvivalentnih doza beta i gama zračenja za unutrašnje i spoljašnje izlaganje sa ekvivalentnim dozama alfa čestica od potomaka raspoređenih u organima (Al-Jundi, 2011 i Kendall i Smith, 2002) (Markovic i dr., 2012)

$\mu Sv/WLM$	Beta i gama doze (ovo poglavlje)	Alfa doze (Al-Jundi, 2011)	Alfa doze (Kendall i Smith, 2002)
pluća	108.77	$124.03 \cdot 10^3$	$147.29 \cdot 10^3$
koža	265.05	11.03	-
jetra	0.89	63.24	42.97
žrludac	0.45	114.55	78.79
bešika	0.04	67.41	20.45
testisi	0.06	6.17	-
jajnici	0.06	10.93	-
jednjak	1.16	-	-
debelo crevo	0.11	-	21.86
tiroida	0.27	11.19	-
površina kostiju	1.18	210.05	176.59
koštana srž	1.13	188.18	29.59
mozak	0.09	11.03	14.15
grudi	1.77	12.03	15.20
organ ostatka	23.15	$24.90 \cdot 10^3$	-
mišićno tkivo	214.44	-	15.01

U poređenju sa DCF alfa čestica koji iznosi oko $15 mSv/WLM$ (Al-Jundi i dr., 2011) ova vrednost je mala. Glavni način izlaganja alfa česticama je udisanje gde je doza ograničena uglavnom na pluća. Izuzetak je taloženje na koži. Ako se isključi doza u plućima, efektivna doza po jedinici izloženosti bila bi oko $0.8 mSv/WLM$ (Al-Jundi i dr., 2011). Očigledno je da razlika između alfa i beta-gama doze nije tako ogromna. Faktor je oko četrdeset. Ako se uporede apsorbovane doze umesto ekvivalentnih i izostavi radijacioni težinski faktor od 20 za alfa čestice, može se videti da je razlika oko dva puta. Ali alfa ekvivalentne doze za druge

organe osim kože i mišićnog tkiva veće su od ekvivalentne doze beta i gama zračenja radonovih potomaka. Izuzetak je koža gde je beta i gama doza četrdeset puta veća, i mišićno tkivo gde je doza preko deset puta veća. S druge strane, koža može biti izložena taloženim alfa emiterima gde su beta i gama doze približno iste kao i alfa doza za pokrivene delove kože. Postoji mala neslaganja između doza alfa čestica za crvenu koštanu srž u radovima (Al-Jundi i dr., 2011; Kendall i Smith., 2002).

U ovom poglavlju su kvantifikovane i prikazane doze beta i gama zračenja radonovih potomaka prisutnih u atmosferi. U poređenju sa alfa dozama inhaliranih radonovih potomaka, beta i gama doze potomaka rasporedjnih u vazduhu za neke organe bi se mogle zanemariti. S druge strane, doze u mišićnom tkivu su uglavnom od gama i beta zračenja. Doza u koži od beta i gama zračenja je mnogo veća od alfa doze usled inhaliranih radonovih potomaka. Dozi u koži doprinose potomci deponovani direktno na koži. Alfa doze od deponovanih potomaka su oko deset puta veće od beta i gama doza od potomaka u distribuiranih u vazduhu. Za kompletno poređenje neophodne su beta i gama doze potomaka deponovanih na koži. Utvrđeno je ukupno spoljašnje i unutrašnje izlaganje, gde su predstavljne ekvivalentne doze i DCF je procenjen na 20.6 mSv/WLM .

7.5 PRORAČUN EFEKTIVNE DOZE ORNL FANTOMA U PROSTORIJAMA USLED IZLAGANJA PRIRODNOJ RADIOAKTIVNOSTI U GRAĐEVINSKIM MATERIJALIMA

U ovom poglavlju je izračunata efektivna doza u seriji ORNL fantoma različitih starosnih doba, usled prirodnih radionuklida prisutnih u građevinskim materijalima. Izračunate su apsorbovane doze za različite organe i ljudska tkiva. U tu svrhu je korišćen kompjuterski kod MCNP-4B. Efektivna doza je izračunata prema publikaciji ICRP 74 (ICRP, 1996). Dobijene vrednosti doznih konverzionih faktora za standardnu prostoriju su: 1.033, 0.752 i 0.0538 nSv·h⁻¹ po Bq·kg⁻¹ za radionuklide iz lanca raspada ²³⁸U i ²³²Th i za izotop ⁴⁰K, respektivno. Vrednosti efektivne doze se generalno slažu sa onima koje se nalaze u literaturi, iako su vrednosti koje su ovde procenjene za radionuklide lanca ²³⁸U bile veće u nekim slučajevima.

Prirodni i veštački izvori zračenja dovode do internog i eksternog izlaganja stanovništva zračenju. Proračun doze od zračenja iz građevinskih materijala je primer važne prakse zaštite od zračenja. Postoje dva pristupa izračunavanju doze. Prvi izračunava specifičnu apsorbovanu dozu u tački u prostoriji (u nGy·h⁻¹ po Bq·kg⁻¹) (Koblinger, 1978; Ackers i dr., 1984; Koblinger, 1984; Mustonen, 1984; Mirza i dr., 1991; Ahmad i dr., 1998; Maduar i Hiromoto, 2004; Ademola i Farai, 2005; de Jong i van Dijk, 2008) i faktor konverzije 0.7 Sv·Gy⁻¹ se koristi za dobijanje efektivne doze. Naučni komitet Ujedinjenih nacija za efekte atomskog zračenja (UNSCEAR 2000) preporučio je 0.7 Sv·Gy⁻¹ za pretvaranje apsorbovane doze u vazduhu u efektivnu dozu. Drugi pristup izračunava apsorbovanu dozu prirodnih radionuklida u pojedinačnim organima fantoma koji predstavljaju matematički model ljudskog tela nakon čega sledi izračunavanje efektivne doze (Petoussi i dr., 1991; Saito i dr., 1998). Doze u organima za fetuse, bebe, decu i odrasle od gama zračenja iz životne sredine izračunate su u radu Petoussi i dr. (1991). Razmotrena su sledeća tri tipična slučaja izvora ozračivanja: izvor polubeskonačne zapremine u vazduhu, beskonačni ravan izvor u zemlji i polubeskonačan zapreminski izvor u zemlji. Za proračun doze organa korišćena su četiri antropomorfna fantoma, koji predstavljaju različite uzraste i pol: ADAM, EVA, DETE i BEBA. Studija (Saito i dr., 1998) dokumentuje istraživanje varijacije efektivne doze po kermi vazduha za gama zračenje životne sredine u zavisnosti od uslova izlaganja, kao uzroka varijacije; pozicije ljudskog tela, zavisnosti distribucije izvora u životnoj sredini i veličina tela su uzeti u obzir. Odnosi doze u organu fantoma i u vazduha su dobijeni samo za 6 organa od strane Koblingera

(1978). Članovi ^{238}U i ^{232}Th lanca raspada i ^{40}K su važni izvori gama zračenja koji se javljaju u građevinskim materijalima. Elementi ove dve serije emituju veliki broj grupa fotona (649 linija za ^{238}U i 318 linija za ^{232}Th) sa različitim prinosima (verovatnoćama), dok ^{40}K emituje gama zračenje sa energijom od 1460.83 keV (The Lund, 1999). U lancu raspada pretpostavljena je ravnoteža različitih potomaka, a efekat emanacije radona nije uzet u obzir.

7.5.1 Metod

U ovom poglavlju procenjena je efektivna doza od prirodnih radionuklida u građevinskim materijalima korišćenjem serije ORNL fantoma (Krstić i Nikezić, 2007) postavljenih u geometrije koje predstavljaju osobe u prostorijama.

U geometrijskom modelovanju pretpostavljeno je da je prostorija oblika kvadra. Prozori i vrata su generalno takođe izostavljeni. Izabrano je nekoliko prostorija, površine $5 \times 4 \text{ m}^2$, $5 \times 3 \text{ m}^2$, $4 \times 3 \text{ m}^2$ i $3 \times 3 \text{ m}^2$ i visine 2.8 m. Svi zidovi su debljine 20 cm i napravljeni su od čistog SiO_2 koji ima gustinu od 2.35 g cm^{-3} . Svi zidovi, pod i plafon smatrani su izvorima gama zračenja.

U ovoj studiji je korišćena serija ORNL fantoma, ukupno sedam fantoma u zavisnosti od starosti: fantom odraslog muškaraca, odrasle žene, fantom deteta od 15 godina, 10 godina, 5 godina, 1 godina i novorođenče. MNCP-4B Monte Carlo kod (Briesmeister, 1997) korišćen je za transport fotona od izvora do pojedinačnih ciljnih organa. Svi organi ljudskog tela su bili mete (glavni organi i organi ostatka) (ICRP, 1991; ICRP, 1996). Koordinatni početak je uzet u centru donje osnove dela trupa fantoma. Postupak izračunavanja doze u crvenoj koštanoj srži i skeletu opisan je u radu (Krstić i Nikezić, 2006). Ulazni fajlovi za sve ORNL fantome (Krstić i Nikezić, 2007) su napravljeni za gore navedene dimenzije prostorija. F6 kartica (f6 tally) je korišćena za izračunavanje apsorbirane doze u jedinicama $\text{MeV} \cdot \text{g}^{-1}$ po emitovanom fotonu u pojedinačnim organima fantoma. Za fotonsko zračenje, radijacioni težinski faktor zračenja je jedinica, tako da su apsorbirane doze numerički jednake ekvivalentnim dozama. Konverzija jedinica je izvršena da bi se dobile ekvivalentne doze za sve organe u $\text{nGy} \cdot \text{h}^{-1}$ po $\text{Bq} \cdot \text{kg}^{-1}$. Na osnovu ICRP Publikacije 74 (ICRP, 1996) efektivna doza je izračunata korišćenjem tkivnih težinskih faktora ICRP Publikacija 60 (ICRP, 1991), sa istim faktorima primenjenim za članove fantoma koji predstavljaju decu (Saito i dr., 1998). Izračunavanje efektivne doze za odraslog fantoma obavljeno je usrednjavanjem između muških i ženskih fantoma, prema jednačini 6.2. Konačno, izvršena je konverzija jedinica u $\text{nS} \cdot \text{h}^{-1}$ po $\text{Bq} \cdot \text{kg}^{-1}$.

Konverzioni faktori efektivne doze dobijeni za sve fantome i različite dimenzije prostorija prikazani su u Tabeli 7.17. Veće doze su dobijene za veće dimenzije prostorija. Sličan trend

povećanja konverzionih faktora efektivne doze postoji za sve radionuklide u zavisnosti od starosti fantoma. Potvrđen je uticaj veličine tela na vrednost efektivne doze. Konverzioni faktori efektivne doze zavise od veličine fantoma; slične rezultate su pronašli Saito i dr. (1998). Za odraslog fantoma konverzioni faktor je oko 20% manji nego kod novorođenčeta.

Tabela 7.17. Konverzioni faktori efektivne doze za različite geometrije prostorija i različite fantome (Krstic i Nikezic, 2009)

geometrija/ debljina zida/ gustina	Fantom	Konverzioni factor efektivne doze		
		$nSv \cdot h^{-1}$ po $Bq \cdot kg^{-1}$		
		^{238}U	^{232}Th	^{40}K
<hr/>				
4×5×2.80 m ³				
20 cm/2.35 g·cm ⁻³	Odrastao fantom	1.033	0.752	0.0538
(standardna soba)				
---	Doba-15	1.041	0.751	0.0539
---	Doba -10	1.054	0.760	0.0546
---	Doba -5	1.101	0.790	0.057
---	Doba -1	1.211	0.860	0.062
---	Novorođenče	1.319	0.916	0.068
3×3×2.80 m ³				
/20cm/2.35 g·cm ⁻³	Odrastao fantom	0.820	0.612	0.044
3×4×2.80 m ³				
/20cm/2.35 g·cm ⁻³	Odrastao fantom	1.017	0.734	0.0532
3×5×2.80 m ³				
/20cm/2.35 g·cm ⁻³	Odrastao fantom	1.024	0.743	0.0535
<hr/>				

U Tabeli 7.18 prikazane su jačine apsorbovane doze za standardne dimenzije prostorije koje se nalaze u literaturi. Za ^{238}U dobijena je vrednost od $1.033 nSv \cdot h^{-1}$ po $Bq \cdot kg^{-1}$. U Tabeli 7.19 date su literaturne vrednosti u jedinicama gde je faktor konverzije od $0.7 nGy h^{-1}$ po $Bq kg^{-1}$ prema preporuci UNSCEAR (2000) korišćen za pretvaranje jačine apsorbovane doze u vazduhu u efektivnu dozu, tj. u $0.33 nSv \cdot h^{-1}$ po $Bq \cdot kg^{-1}$. Rezultat dobijen u ovom radu je veći od svih

literaturnih vrednosti, a u nekim slučajevima i za faktor 2 ili više. Prvi razlog za to je što su literaturne vrednosti prvo izračunate za tačku i konverzija u efektivnu dozu je izvršena množenjem vrednosti sa faktorom $0.7 \text{ Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Drugi razlog je što su literaturne vrednosti dobijene samo za najzastupljenije emisije fotona ^{226}Ra , dok je u ovom radu korišćeno mnogo više gama linija. U radovima Koblinger (1978; 1981) korišćeno je 24 i 20 gama linija iz serije ^{238}U (^{226}Ra) i ^{232}Th . Da bi se izvršilo poređenje sa literaturnim podacima, izvršeni su proračuni za manji broj gama linija za ^{232}Th i za ^{238}U serije, odnosno za ^{226}Ra (gama zrake koje je koristio Markkanen (1995)). Dobijene su sledeće vrednosti konverzionih faktora: $0.498 \text{ nSv}\cdot\text{h}^{-1} \text{ po Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$ za ^{238}U i $0.664 \text{ nSv}\cdot\text{h}^{-1} \text{ po Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$ za ^{232}Th . Smanjenje broja linija promenilo je prethodne rezultate i dobijene vrednosti su u opsegu vrednosti iz literature (Tabela 7.18).

Tabela 7.18. Dozni konverzioni faktori predstavljeni u nekoliko studija

Geometrija / debljina zida	gustina (g cm^{-3})	Dozni konverzioni faktori efektivne doze ($\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1} \text{ po Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$)			Literatura
		^{238}U	^{232}Th	^{40}K	
4×5×2.80 m ³ 20 cm	2.5 (beton)	0.644	0.716	0.0545	Koblinger, 1978
	2.32 (SiO ₂)	0.623	0.729	0.0545	Koblinger, 1978
	---	0.645	0.770	0.0564	Mustonen, 1984
	---	0.636	0.742	0.0537	Markkanen, 1995
	2.35	0.847	0.903	0.070	Mirza i dr., 1991
	---	0.668	0.846	0.0567	Ahmad i dr., 1998
	---	0.490	0.644	0.0504	Maduar i Hiromoto, 2004
	---	0.630	0.770	0.056	de Jong and van Dijk, 2008
	---	0.498	0.664		Ovo poglavlje (ograničeni broj gama linija)
---	1.033	0.752	0.0538	Ovo poglavlje (sve linije)	

Vrednost doznog faktora dobijenog u ovom radu za ^{232}Th je $0.752 \text{ nSv}\cdot\text{h}^{-1} \text{ po Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$. Rezultati drugih autora su takođe preračunati na isti način, kao što je to urađeno ^{238}U , množenjem sa 0.7 i rezultati su dati u Tabeli 7.18. Rezultat dobijen u ovom radu za ^{232}Th se slaže sa literaturnim vrednostima.

Koblinger (1978) je dobio vrednost za ^{40}K za konverzioni faktor 0.0778 (u $\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1} \text{ po Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$). Množenjem sa $0.7 \text{ Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$ dobijena je efektivna doza od $0.0545 \text{ nSv}\cdot\text{h}^{-1} \text{ po Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$.

Postojanje određenih razlika u vrednostima konverzionih faktora može se objasniti i razlikama u gustini materijala korišćenih u proračunima različitih autora.

7.5.2 Izračunavanje faktora konverzije za efektivnu dozu po kermi u vazduhu

Izračunati su konverzioni faktori za efektivnu dozu po kermi u vazduhu i rezultati su dati u $Sv \cdot Gy^{-1}$. Kerma je izračunata u vazduhu u sferi prečnika 10 cm na visini od 1 m duž vertikalne ose fantoma. Ista kartica f6 je korišćena za proračun kerme, ali apsorbujući materijal je bio vazduh (tkivo je korišćeno za proračune apsorbovane doze). Kerma u vazduhu je jedna od glavnih veličina koje se koriste za karakterizaciju spoljašnjeg zračenja. Dobijeni su rezultati za sve fantome za gama zračenje prirodnih radionuklida u standardnoj prostoriji (Tabela 7.19). Dobijene vrednosti za odraslog fantoma su: 0.6724, 0.693 i 0.6719 (prosek 0.679) $Sv \cdot Gy^{-1}$ za ^{238}U , ^{232}Th i ^{40}K , respektivno. Poređenje ovih rezultata je napravljeno sa vrednostima iz (Zankl i dr. 1992), za ADAM i EVA fantome za zračenje od prirodnih radionuklida ravnomerno raspoređenih u zemlji. Sledeće vrednosti za konverzionih faktora su dobijene u (Zankl i dr. 1992): 0.672, 0.695 i 0.709 (prosek 0.692) $Sv \cdot Gy^{-1}$. Preporučeni faktor od 0.7 $Sv \cdot Gy^{-1}$ (UNSCEAR 2000) može se primeniti samo na odraslu osobu, dok se ovi faktori moraju korigovati za druge grupe stanovništva.

Tabela 7.19. Konverzioni faktori za efektivnu dozu po jediničnoj kermi $Sv \cdot Gy^{-1}$ (Krstić i Nikezić, 2009)

Fantom	Konverzioni faktor ($Sv \cdot Gy^{-1}$)		
	^{238}U	^{232}Th	^{40}K
Odrastao fantom	0.672	0.693	0.672
15 god.	0.682	0.698	0.679
10 god.	0.694	0.701	0.692
5 god.	0.716	0.729	0.713
1 god.	0.788	0.794	0.786
Novorođenče	0.858	0.846	0.855

Povećanje konverzionog faktora sa smanjenjem uzrasta fantoma može se uočiti u Tabeli 7.19. Za novorođenče faktor je 0.85 $Sv \cdot Gy^{-1}$. UNSCEAR 2000 preporučuje vrednost od 0.9 za novorođenčad i 0.8 za decu.

7.5.3 Primena ORNL fantoma

U ovom poglavlju su izračunati konverzioni faktori efektivnih doza (u $Sv \cdot Gy^{-1}$) u ORNL seriji fantoma od prirodne radioaktivnosti u građevinskim materijalima. Vrednosti efektivne doze su izračunate korišćenjem procena doza za sve organe, a ne korišćenjem doze u tački, kao što je slučaj u literaturi. Dobijene vrednosti doznog konverzionog faktora za standardnu prostoriju su: 1.033, 0.752 i 0.0538 $nSv \cdot h^{-1}$ po $Bq \cdot kg^{-1}$ za radioaktivni lanac ^{238}U , radionuklide lanca ^{232}Th i ^{40}K izotop, respektivno. Vrednosti doznog konverziog faktora za ^{40}K i ^{232}Th seriju su u saglasnosti sa literaturnim podacima. Vrednosti za radionuklide lanca ^{238}U bile su veće od literaturnih vrednosti.

U cilju poređenja sa literaturnim podacima urađeni su proračuni za manji broj gama linija za oba prirodna lanca radionuklida. Bile su to 23 linije za ^{238}U i 26 linija za ^{232}Th kao što je to radio Markkanen (1995). Za dozne konverzije faktore dobijene su sledeće vrednosti: 0.498 $nSv \cdot h^{-1}$ po $Bq \cdot kg^{-1}$ za ^{238}U i 0.664 $nSv \cdot h^{-1}$ po $Bq \cdot kg^{-1}$ za ^{232}Th . Markkanen (1995) je dobio nešto veće rezultate 0.636 i 0.742 $nSv \cdot h^{-1}$ po $Bq \cdot kg^{-1}$ (originalni Markkanenovi podaci su preračunati sa faktorom 0.7 $Sv \cdot Gy^{-1}$ da bi se dobile iste jedinice radi poređenja). Neslaganje se može objasniti različitim pristupima, korišćenim u ovom radu i Markkanenom (1995), koji je izračunao jačinu apsorbovane doze u tački, dok je ovde računata dozu u svim organima ORNL fantoma.

Korišćenjem manjeg broja gama linija dobija se manji faktor konverzije doze za radioaktivni niz ^{238}U nego za ^{232}Th , što je uobičajeno za druge autore (Tabela 7.18). U ovom poglavlju je izračunat dozni konverzioni faktor za kermu u vazduhu i dobijena je vrednost od 0.7 $Sv \cdot Gy^{-1}$ za odraslog fantoma, dok je ovu vrednost potrebno korigovati za ostale fantome, posebno novorođenčad.

7.6 PRORAČUN EFEKTIVNE DOZE OD PRIRODNE RADIOAKTIVNOSTI U TLU POMOĆU MCNP PROGRAMA

U ovom poglavlju izračunata je efektivna doza gama zračenja usled prirodne radioaktivnosti u zemljištu. Urađeni su proračuni za najčešće prirodne radionuklide u zemljištu ^{238}U , ^{232}Th serije i ^{40}K . ORNL fantom ljudskog tela i Monte Carlo transportni program MCNP-4B su korišćeni za izračunavanje deponovane energije u svim organima. Efektivna doza je izračunata prema preporukama ICRP74. Određeni su dozni konverzioni faktori po jedinici kerme u vazduha. Dobijene vrednosti su upoređene sa rezultatima drugih autorima.

Zračenje iz životne sredine se sastoji od komponente prirodnog i veštačkog porekla. Prirodno zračenje dolazi iz zemlje i kao kosmičko zračenje, dok veštačko potiče od nuklearnih akcidenata i testiranja nuklearnog oružja i ono se, na kraju, nataloži na zemlji. Zemljište sadrži homogeno raspoređene prirodne radionuklide radioaktivnih lanaca ^{238}U i ^{232}Th i ^{40}K , (Beck, 1972; Pettousi i dr., 1991, Markkanen, 1995; Saito i Jacob, 1995; Conti i dr., 1999; Clouvas i dr., 2000). Postoji nekoliko različitih pristupa izračunavanju efektivne doze: (a) apsorbovana doza se izračunava u tački u vazduhu i množi sa koeficijentom konverzije od $0.7 \text{ Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$ da bi se dobila efektivna doza (Beck i dr., 1972; Markkanen, 1995); (b) ugaona i energetska raspodela gama zračenja se izračunavaju u vazduhu bez prisustva ljudskog fantoma, a zatim se određuju apsorbovane doze u različitim organima ljudskog fantoma (Petoussi i dr., 1991; Saito i dr., 1998); (c) direktno izračunavanje apsorbovane doze u određenim organima i utežnjavanje prema preporuci ICRP 74 (ICRP, 1996) za određivanje efektivne doze (ovaj pristup se koristi u ovom poglavlju).

7.6.1 Metodologija

Efektivna doza dobijena od prirodnih radionuklida u zemljištu izračunata je za ORNL fantome odrasle muške i ženske osobe. Polazi se od fantoma koji stoji na zemlji, dok je izvor zapreminski raspoređen u zemlji. Za simulaciju transporta fotona korišćen je Monte Carlo MCNP-4B (Briesmeister, 1997).

Svi organi ljudskog tela, prema ORNL, su mete (12 glavnih organa i ostatak) (ICRP, 1991 i ICRP, 1996). Ulazni fajl za MCNP4 sa programiranim ljudskim ORNL fantomom objavili su Krstić i Nikezić (2006, 2007); može se preuzeti sa sajta

<https://www.pmf.kg.ac.rs/radijacionafizika/InputFiles.html>. Koordinatni početak je uzet u centru donje osnove dela trupa fantoma. Zemljište je uzeto kao SiO_2 (Eckerman i Riman, 1993) cilindričnog oblika dubine 40 cm i poluprečnika 300 cm. Sa povećanjem prečnika izvora, procenjena doza se povećava i dolazi do saturacije, kada je radijus oko 300 cm. Urađeno je ukupno 10^7 simulacija da bi se dobila „dobra statistika“, odnosno mala merna nesigurnost. Za izračunavanje doze korišćena je kartica deponovanja energije MCNP-4B-f6, koja određuje apsorbivane doze u različitim delovima fantoma u MeV/g po jednom emitovanom fotonu, a koje se konvertuje u Gy po 1 emitovanom fotonu. Na osnovu preporuka ICRP 74 (ICRP, 1996) efektivna doza je izračunata korišćenjem tkivnih težinskih faktora. Konačno, izvršena je konverzija jedinica da bi se izrazio efektivni faktor konverzije doze u $\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1}$ po $\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$.

7.6.2 Rezultati

Konverzioni faktori koji povezuju efektivnu dozu i aktivnost radioaktivnog lanca ^{238}U , serije ^{232}Th i ^{40}K u zemljištu, izračunati u ovom radu su 0.461, 0.337 i 0.0209 $\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1}$ po $\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$, respektivno.

U Tabeli 7.20, prikazano je poređenje sa drugim autorima (Beck i dr., 1972; Saito i Jacob, 1995; Markkanen, 1995; Clouvas i dr., 2000; Kuindos i dr., 2004). Svi ovi autori su izračunali apsorbivanu dozu u vazduhu (specifičnu jačinu apsorbivane doze u vazduhu na otvorenom) u jedinicama ($\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1}$ po $\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$) usled radioaktivnosti u zemljištu. Naučni komitet Ujedinjenih nacija za efekte atomskog zračenja (UNSCEAR, 2000) preporučio je $0.7 \text{ Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$ kao konverzioni faktor između jačine apsorbivane doze u vazduhu i efektivne doze ($\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1}$ po $\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$). Konverzioni faktor dobijen u ovom radu je drugačiji od onog koji preporučuje UNSCEAR, 2000.

Neslaganje između literature i rezultata u ovom poglavlju, koje se može videti u Tabeli 7.20., može s objasniti razlikama u metodologiji i gama spektru korišćenom u proračunu. Naime, drugi autori su izračunavali dozu u tački u vazduhu i pretvarali je u efektivnu dozu množenjem sa faktorom $0.7 \text{ Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Drugi razlog je što su literaturne vrednosti dobijene za najintenzivnije linije u spektru, dok je u ovom radu korišćeno mnogo više gama linija (649 linija za ^{238}U i 318 za ^{232}Th).

Tabela 7.20. Poredjenje konverzionih factora efektivne doze dobijenih u raznim studijama

(Krstic i Nikezic, 2010)

Literatura	Konverzioni factor efektivne doze		
	$(nSv \cdot h^{-1} po Bq \cdot kg^{-1})$		
	^{138}U	^{232}Th	^{40}K
Beck i dr., 1972	0.301	0.466	0.0295
Eckerman i Ryman, 1993	0.350	0.510	0.033
Saito i Jacob, 1995	0.324	0.423	0.0292
Markkanen, 1995	0.329	0.400	0.0295
Clouvas i dr., 2000	0.280	0.381	0.0279
Quindos i dr., 2004	0.318	0.408	0.0300
Ovo poglavlje	0.461	0.337	0.0209

7.6.3 Izračunavanje konverzionog faktora za efektivnu dozu po kermi u vazduhu

Izračunati su konverzioni faktori efektivne doze po kermi u vazduhu i rezultati su dati u $Sv \cdot Gy^{-1}$. Kerma je izračunata u vazduhu u sferi prečnika 10 cm na visini od 1 m bez prisustva fantoma. Dobijene vrednosti za odraslog fantoma su: 0.501, 0.516 i 0.456 $Sv \cdot Gy^{-1}$ (prosek 0.491) za ^{238}U , ^{232}Th i ^{40}K , respektivno. Poređenje ovih rezultata je urađeno sa vrednostima dobijenim od strane Saito i dr. (1998) za ADAM i EVA fantome za zračenje od prirodnih radionuklida ravnomerno raspoređenih u zemlji (0.672, 0.695 i 0.709 -prosek 0.692 $Sv \cdot Gy^{-1}$). Ovu vrednost zaokruženu na 0.7 $Sv \cdot Gy^{-1}$ takođe je preporučio (UNSCEAR 2000) za druge geometrije zračenja iz prirodne radioaktivnosti (na primer, spoljašnje zračenje u zatvorenom prostoru, kao što su prostorije).

U ovom poglavlju izračunate apsorbovane doze u organima ljudskog tela po jednom fotonu usled prisutnih prirodnih radionuklida u zemljištu. Korišćenjem MCNP-4B koda izračunate su apsorbovane doze za sve „glavne organe” i organe „ostatka”. Ovde dobijeni konverzioni faktori efektivne doze su 0.461, 0.337 i 0.0209 u $Sv \cdot Gy^{-1}$ za serije ^{238}U i ^{232}Th , kao i ^{40}K , respektivno. Odstupanja od drugih autora mogu se objasniti nešto drugačijom metodologijom i korišćenim spektrom gama zračenja.

Konverzioni faktori između efektivne doze i kerme u vazduhu su takođe određeni i iznose 0.501, 0.516 i 0.456 (srednja vrednost je 0.491) $Sv \cdot Gy^{-1}$ za ^{238}U , ^{232}Th i ^{40}K , respektivno.

8 PRIMENA FANTOMA KOD TERAPIJE ZAHVATA NEUTRONA NA BORU

U ovom poglavlju predstavljene su Monte Carlo simulacije izvršene da bi se procenila doza za moguće lečenje kancera terapijom zahvata neutrona na boru, Boron Neutron Capture Therapy (BNCT). Računski model muškog ORNL fantoma korišćen je kao matematički model za simulaciju tumora u plućima. Proračuni su obavljani pomoću MCNP5/X koda (X-5 Monte Carlo Team, 2003). U ovoj simulaciji razmatrana su dva suprotna snopa, kako bi se postigla ujednačena distribucija neutronskega fluksa unutar pluća. Dobijeni rezultati ukazuju da bi se karcinom pluća u uslovima proračuna mogao lečiti BNC terapijom.

Terapija zahvata neutrona na boru (BNCT) je radioterapija (Farr i dr., 1954), zasnovana na nuklearnoj reakciji u kojoj se bor (^{10}B) ozrači neutronima odgovarajuće energije, pri čemu se kao posledica zahvata neutrona emituju alfa čestice visoke energije i atom litijuma (^7Li), čije jezgro doživljava uzmak. Ove čestice imaju dužinu putanje od nekoliko mikrometara što odgovara radijusu ćelije. Na ovaj način oštećenja se lokalizuju na ćelijama koje sadrže bor. Još jedna prednost ove metode je da ćelije sa metastazama imaju afinitet prema apsorpciji bora u poređenju sa normalnim zdravim ćelijama. Ova prednost je još izraženija kada se mora tretirati ceo organ, kao što su mozak, jetra, pluća, pankreas i prostata (Yasui i dr., 2012). U kliničkoj primeni BNCT, jedinjenja ^{10}B kao što su BPA (boronofenilalanin) i BSH (sulfhidril boran) su široko korišćena kao agensi za proizvodnju alfa čestica kratkog dometa (Hopewell i dr., 2011). BPA se klinički koristi za lečenje malignih ćelija (Voyant i dr., 2011). Prva primena BNCT urađena je na neresektabilnim metastazama u jetri u Paviji, Italija (Altieri, 2007; Bortolussi i Altieri, 2007; Protti i dr., 2009). Studije u BNCT su poboljšale odnos između doza u tumoru i okolnim tkivima pažljivim odabirom neutronskega spektra. U stvarnim eksperimentima korišćena su dva različita generisana neutronska spektra, reaktorska i akceleratoriska (Verbeke i dr., 2000; Baba i dr., 2011; Blaickner i dr., 2012).

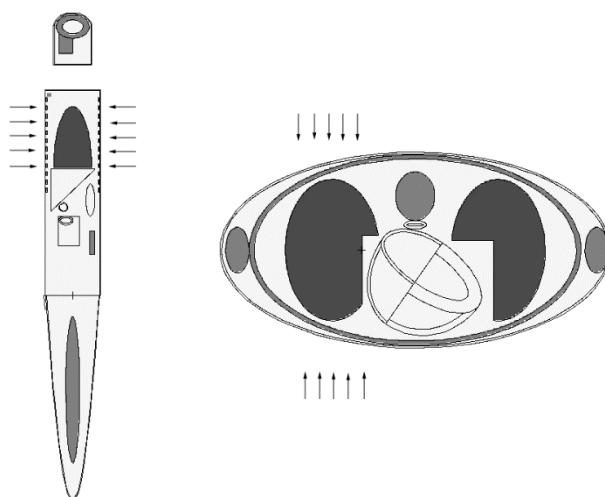
Metastazirane ćelije imaju veći afinitet prema unosu bora, tako da će veća doza biti isporučena ćelijama tumora tokom neutronskega zračenja. Normalno zdravo tkivo može biti pošteđeno nuklearnih reakcija ako nije apsorbovalo ^{10}B . Prednost ovog metoda je još izraženija kada se tretiraju celi organi kao što su mozak, jetra, pluća, pankreas i prostata (Bleuel i dr., 1998; Moussaoui i dr., 2008; Zonta i dr., 2009; Gambarini i dr., 2007).

8.1 MONTE CARLO PRORAČUN DOZE U PLUĆIMA ORNL FANTOMA ZA TERAPIJU ZAHVATA NEUTRONA NA BORU

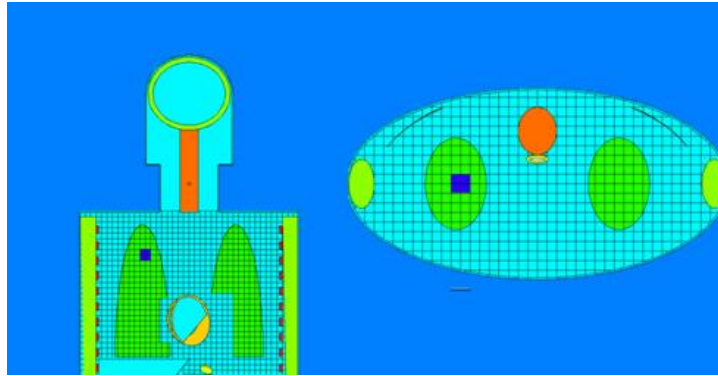
U ovom poglavlju se istražuju prednosti BNC terapije za metastaze i tumore locirane u plućima. Izračunate su doze koje neutroni isporučuju zdravom plućnom tkivu i plućnom tkivu sa metastazama raširenim po celom desnom plućnom krilu. Metastaze su simulirane homogenim obogaćivanjem desnog pluća različitim koncentracijama bora. Pretpostavljeno je da je u zdravom plućnom tkivu koncentracije bora jedna desetina odnosu na plućno tkivo sa metastazama (Matsumoto, 2007, Krstic i dr., 2014). Pored metastaza simuliran je i tumor u normalnom plućnom tkivu koji je predstavljen geometrijski u vidu regiona koji zauzima određenu zapreminu.

8.1.1 Metodologija

ORNL fantom je ispunjen vokselimama veličine 1cm^3 kako bi se dobila prostorna raspodela doze unutar pluća izračunavanjem doze u svakom vokselu posebno. Cilj je odrediti dubinsku raspodelu doze u AP (antero-posteriornoj) i PA (postero-anteriornoj) geometriji u pravcu gde je tumor lokalizovan, sl. 8.1. Tumor je predstavljen blokom $2\times 2\times 2\text{cm}^3$ na poziciji sa koordinatama: x od -9 do -7, i od -1 do 1 i z od 61 do 63 (sve u cm), sl. 8.2. Na ovaj način je predstavljen tumor sa 8 vokseli koji obrazuju kocku. Kompozicija tumorskog tkiva može se simulirati korišćenjem sastava plućnog tkiva sa gustinom jednakom jedan (Bortolussi, 2007; Krstic i dr., 2014).



Slika 8.1. Poprečni presek ORNL fantoma u ravni $p_x = -6\text{ cm}$ (levo) i $p_z = 55\text{ cm}$ (desno) (Krstic i dr., 2014).



Slika 8.2. Poprečni presek ORNL fantoma u ravni $py=0$ (levo) i $pz=62$ (desno) (Krstić i dr., 2014)

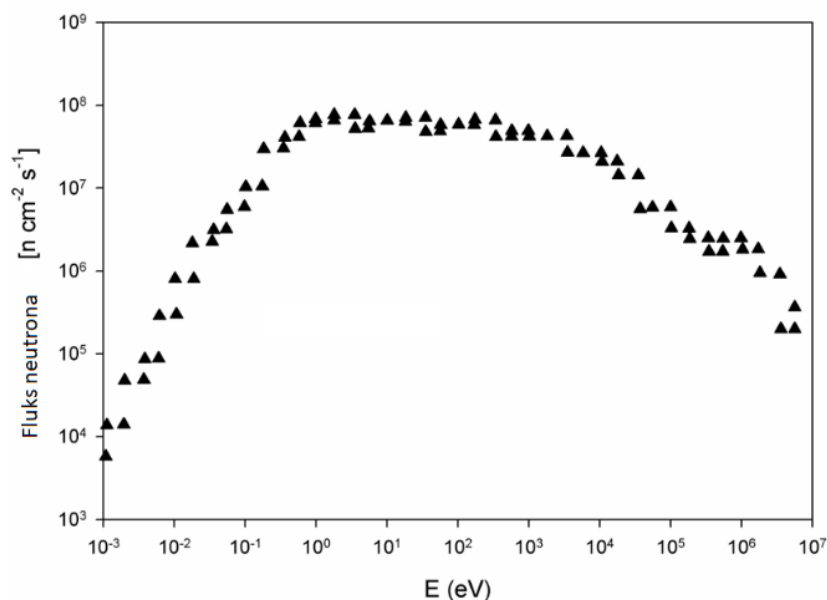
Simulacije su rađene korišćenjem MCNP5/X koda (X-5 Monte Carlo Team, 2003) i ORNL fantoma ispunjenog vokselima. MNCPIX Monte Carlo softver je korišćen za simulaciju transporta neutrona od izvora do ciljnih organa. Ulazne datoteke za MCNP sa programiranim ljudskim ORNL fantomom ranije su objavili Krstić i Nikezić (Krstic i Nikezic, 2007). Ove datoteke su dostupne u biblioteci časopisa CPC (Krstic i Nikezic, 2007) i bazi podataka medicinske fizike geometrije Nacionalne laboratorije Los Alamos (Goorley i dr., 2007).

Fantom je opisan korišćenjem tri materijala: pluća, kosti i meko tkivo. Pretpostavljeno je da se izvor zračenja sastoji od dva neutronska snopa koji simuliraju AP i PA geometrije (snopovi su paralelni i jednakog intenziteta) kako bi se postigla ujednačena distribucija fluksa unutar desnog plućnog krila (snopovi su prikazani na sl. 8.1 strelicama). Izvor neutrona je prvo izabran u obliku pravougaonika dimenzija $11 \times 25 \text{ cm}^2$, kako bi pokrio ceo volumen desnog plućnog krila (Krstic i dr., 2014). Ovu geometriju izvora koristili su u ranijim istraživanjima i drugi autori (Bortolussi, 2007).

Pošto su pluća predstavljena kao elipsoid, pravougaono polje možda nije prikladno za pažljivo zračenje pluća, jer se previše tkiva zrači izvan pluća u slučaju kada su cela pluća prekrivena snopom. U sledećem koraku simulacije su izvedene korišćenjem odgovarajućeg polja koje ima geometriju elipse presečene na pola (Krstic i dr., 2014). Na taj način je geometrija izvora ista kao i poprečni presek pluća u ravni $py=0$. Na ovaj način se očekuje smanjenje doze za druge organe osim za pluća. Takođe je potrebno uzeti u obzir taloženje bora u drugim organima, a ne samo u plućima. U svim zdravim organima i tkivima pretpostavljeno je da je koncentracija bora jednaka desetini koncentracije u tumorskom tkivu (Matsumoto, 2007). Pošto neutroni najintenzivnije stupaju u interakciju sa borom, jedna desetina koncentracije bora nije dodata svim tkivima i organima, već samo organima koji se nalaze na putu neutronske snopa (Krstic i dr., 2014).

Zavisnost doze od koncentracije bora je ispitivana za srce, kičmu, rebra i jednjak. Ovi organi su na direktnom putu neutronskog snopa. Taloženje bora u druge organe je zanemareno.

Epitermalni neutronski snop iz reaktora TRIGA-II (11) korišćen je kao primarni izvor neutrona za proračune dubine doze, kao što je prikazano na sl. 8.3.



Slika 8.3. Spektar neutrona iz reaktora TRIGA-II (Matsumoto, 2007)

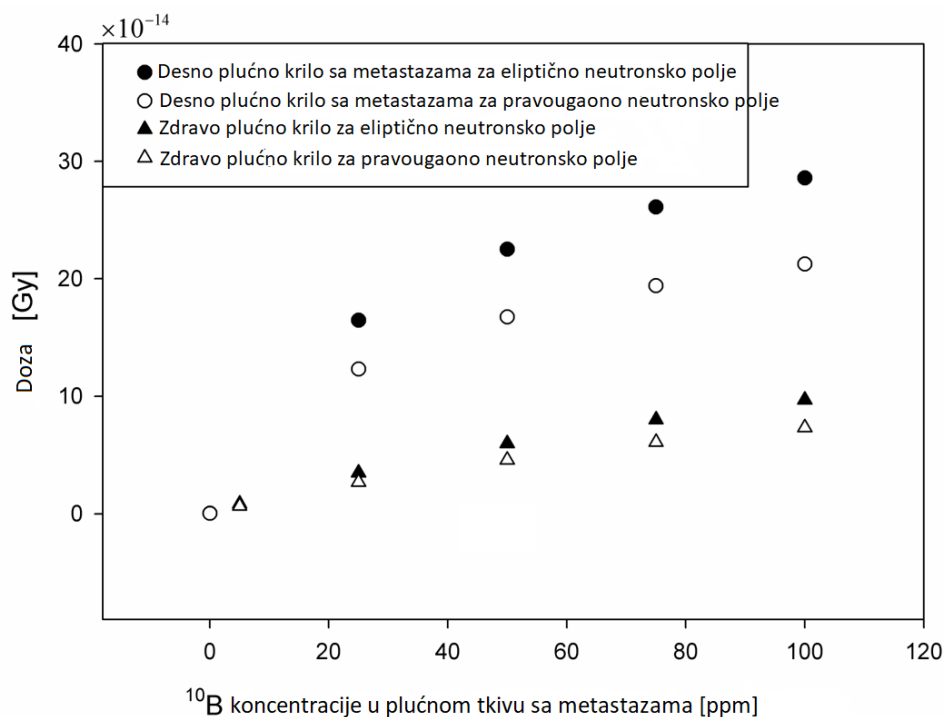
Urađeno je ukupno 10⁷ simulacija da bi se dobila mala relativna nesigurnost proračuna, ne veća od nekoliko procenata. Za izračunavanje doze korišćen je MCNP kartica f6 (f6 tally) koja daje apsorbovanu dozu u ozračenim ćelijama fantoma u Gy po jednoj emitovanoj čestici.

8.1.2 Rezultati

Prvi proračuni su urađeni korišćenjem MCNPX, pretpostavljajući različitu koncentraciju bora u ppm (delovima na milion) u metastazama desnog plućnog krila. Namera je bila da se izvrše proračuni što bliže najboljim uslovima za BNCT terapiju. Neutronska polje je u jednom slučaju uzeto kao pravougaono, a u drugom polueliptično u poprečnom preseku. Dobijeni rezultati su prikazani na slikal. 8.4 sa kružićima. U odvojenim simulacijama gde je planirano da se simulira zdravo tkivo pluća, koncentracija bora u desnom plućnom krilu je uzeta kao jedna desetina koncentracije u prethodnim simulacijama (Matsumoto, 2007). Na ovaj način se doze u zdravom tkivu i tkivu sa metastazama mogu direktno uporediti pošto su uslovi zračenja isti. Ovi rezultati su takođe predstavljeni na sl. 8.4 sa trouglovima.

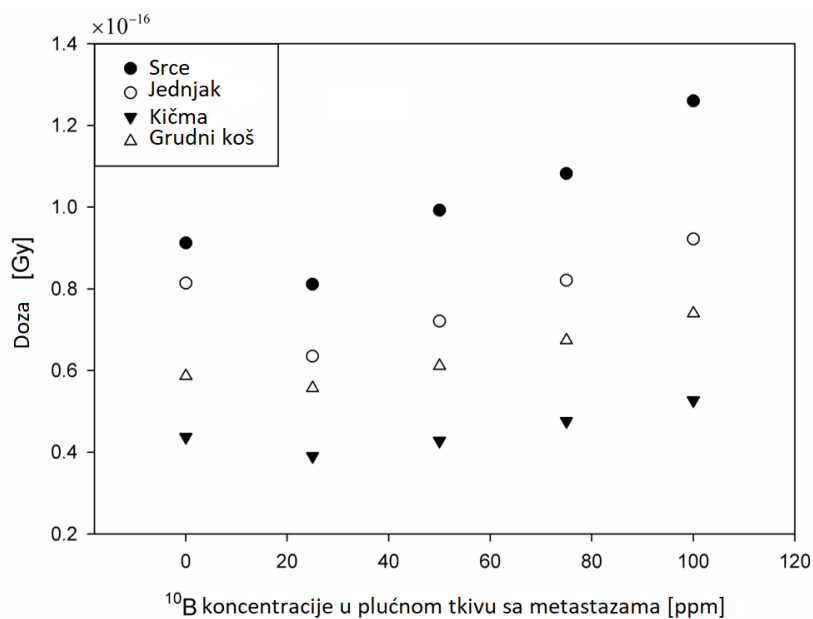
Polazna tačka u kojoj je koncentracija bora jednaka nuli odgovara zdravom tkivu bez sadržaja bora. Doza u toj tački je 0.3·10⁻¹⁴ i 0.43·10⁻¹⁴ Gy za pravougaono i eliptično neutronska polje.

Može se videti da čak i male koncentracije bora u plućima izazivaju daleko veće doze. Razlika između zdravog plućnog tkiva i tkiva sa metastazama se povećava sa višim koncentracijama bora u plućima. Na ovaj način bi bilo moguće da se velike doze isporuče tkivu sa metastazama bez prekoračenja limitirajuće doze za zdravo tkivo.



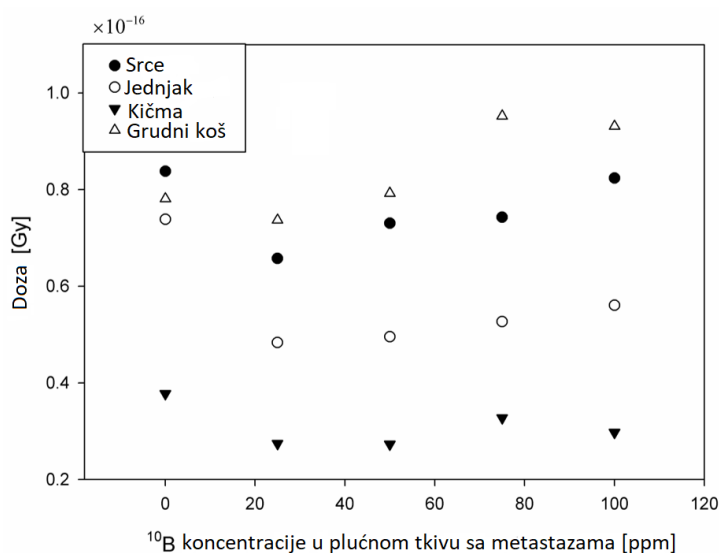
Slika 8.4. Doze po jednom emitovanom neutronu u zdravom tkivu desnog plućnog krila i tkivu desnog plućnog krila sa metastazama u zavisnosti od koncentracije bora u tkivu sa metastazama (Krstic i dr., 2014)

Sa sl. 8.4 se vidi da je eliptično polje koje je predstavljeno gornjom polovinom elipse prikladnije, jer su doze za isti neutronske fluks veće. Primena pravougaonog polja povećava dozu na okolne organe, jer, ako je celo desno plućno krilo pokriveno snopom, deo snopa će premašiti veličinu pluća i direktno ozračiti okolno tkivo. Na sl. 8.5 i 8.6 izračunate su doze u organima koji se nalaze na direktnom putu zračenja. Organi koji su uzeti u obzir sadrže jednu desetinu koncentracije bora u plućnom tkivu sa metastazama su srce, kičma, rebra i jednjak. Na sl. 8.5 prikazane su doze od pravougaonog polja, a na sl. 8.6 doze od eliptičnog polja.



Slika 8.5. Doze u organima u zavisnosti od koncentracije bora u plućnom tkivu sa metastazama za pravougaono neutronske polje. Koncentracija bora u ovim organima je jedna desetina koncentracije u plućnom tkivu sa metastazama (Krstic i dr., 2014)

Sa sl. 8.5 i 8.6 se jasno može videti da je eliptično polje pogodnije za zračenje. Doza u desnom plućnom krilu je veća za ovu vrstu polja, dok su doze u drugim organima manje u poređenju sa dozama iz pravougaonog polja.

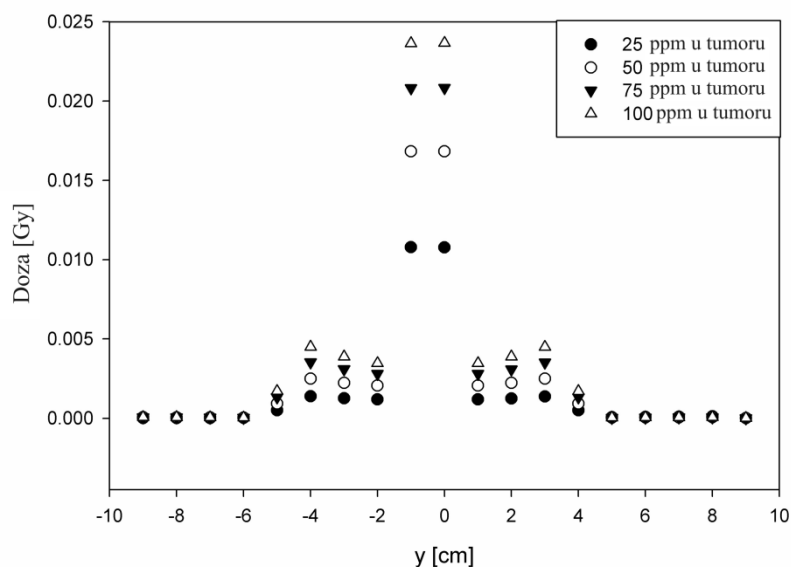


Slika 8.6. Doze u organima u zavisnosti od koncentracije bora u plućnom tkivu sa metastazama za eliptično neutronske polje. Koncentracija bora u ovim organima je jedna desetina koncentracije u plućnom tkivu sa metastazama (Krstic i dr., 2014)

Tretman je povoljniji za pacijenta jer je razlika u dozama između zdravog plućnog tkiva i tkiva sa metastazama veća. Sa povećanjem koncentracije bora, razlika između te dve doze se povećava, što rezultira isporukom većih doza metastaziranom tkivu dok se zdravo tkivo može poštediti. Zanimljivo je primetiti da se sa povećanjem koncentracije bora u organima povećava doza ovih organa. Međutim, isporučena doza je i dalje manja od doze kada u ovim organima nema bora (neutrone uglavnom apsorbuje bor u plućima). U slučaju kada se BNC terapija primenjuje za lečenje metastaza u plućima, drugi organi su pošteđeni.

U drugom delu istraživanja, tumor je geometrijski predstavljen kao kocka $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ lokalizovana unutar zdravog plućnog tkiva. Tumor je lokalizovan u regionu gde je veća verovatnoća nastanka tumora. Ovo je region gde se traheja grana u dve bronhije u gornjem delu pluća. Neutronske polje je izabrano da prati oblik tumora i kvadratnog je oblika $2 \times 2 \text{ cm}^2$ na površini ORNL fantoma na prednjoj i zadnjoj strani fantoma, gde su oba snopa paralelna. Na sl. 8.7 prikazana je raspodela doze po dubini u pravcu koji predstavlja presek ravni $px = -8 \text{ cm}$ i $pz = 62 \text{ cm}$.

U izabranom pravcu trup fantoma se proteže od $y_{trunk} = 9 \text{ cm}$ do -9 cm , pri čemu se pluća nalaze u rasponu od $y_{lung} = -5 \text{ cm}$ do 5 cm . Tumor se nalazi u centru sa koordinatama $y_{tumor} = -1 \text{ cm}$ do 1 cm . Koncentracija bora u tumoru je na apscisi Slike 8.7. Plućno tkivo koje okružuje tumor ima koncentraciju bora od jedne desetine koncentracije u tumoru. Pretpostavlja se da nema taloženja bora u ostalim organima trupa. Sa sl. 8.7 se vidi da postoji jasna korelacija sa koncentracijom bora i apsorbovanom dozom u organima.



Slika 8.7. Raspodela doze po dubini u pravcu koji predstavlja presek ravni $px = -8$ i $pz = 62 \text{ cm}$ (Krstić i dr., 2014)

8.1.3 Zaključak

Razlika u procenjenoj dozi u tkivu kancera i normalnog plućnog tkiva sugerise da bi terapija zahvata neutrona na atoma bora mogla da se primeni za lečenje kancera. Može se uočiti razlika u izloženosti kancera i zdravom tkivu, tako da se zdravo tkivo može poštediti od ozračivanja. Odnos doze u plućnom tkivu sa metastazama i zdravog tkiva pluća bio je do 5 za 25 ppm u plućnom tkivu sa metastazama. Doze za sve ostale organe su veoma male u poređenju sa dozama u plućima. Raspodela doze pokazuje da BNC terapija može biti veoma korisna u lečenju tumora. Odnos doze u tumoru i ozračenog zdravog dela tkiva koji je bio na putu neutronskog snopa takođe je bio do 5 za 25 ppm u tumoru. Doza u zdravom plućnom tkivu je prilično ujednačena u pravcu snopa, tako da se BNC terapija može primeniti za tumore na bilo kojoj dubini u plućima.

8.2 MCNP SIMULACIJA BNC TERAPIJE U LEČENJU KANCERA JETRE

Kao što je u prethodnom poglavlju opisano, zahvat neutrona na jezgrima bora se može koristiti za selektivno ozračivanje tumorskog tkiva uz poštedu zdravog tkiva. U ovom poglavlju opisana je terapijska mogućnost BNCT-a za lečenje kancera jetre korišćenjem termalnog i epitermalnog neutronskog snopa. Za simulaciju transporta neutrona i procenjene doze u organima od interesa u ORNL fantomu korišćen je MCNP softver. Organi fantoma su ispunjeni vokalima kako bi se u njima dobila raspodela doze po dubini. Rezultat sugerise da bi se BNCT koji koristi epitermalni neutronski snop mogao primeniti za lečenje kancera jetre.

Ovaj metod je prvi put primenjen 2001. godine u Paviji, Italija (Pinelli i dr., 2001). BNC terapija je primenjena na izolovanu jetru sa difuznim metastazama, koja je prethodno lečena. Sadržaj krvi je uklonjen ispiranjem i jetra je hipotermisana na temperaturi od 4°C. Neutronsko izotropno polje je primenjeno iz eksperimentalnog reaktora na Odseku za nuklearnu i teorijsku fiziku Univerziteta u Paviji.

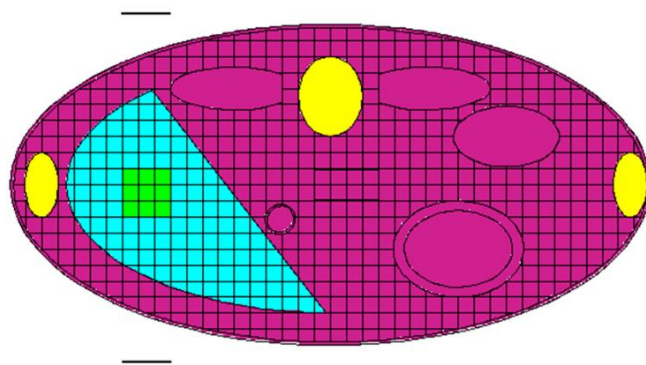
Perfuzija jetre rastvorom 10-boronofenilalanina (10BPA) obezbedila je da koncentracija bora u tumoru bude oko šest puta veća nego u zdravom tkivu jetre (Zonta i dr., 2009). Terapijska procedura je bila uspešna i ponovo je primenjena 2003. godine na drugom pacijentu. Potvrđena je efikasnost BNC terapije u uništavanju tumorskih ćelija i visoka selektivnost njegovog efekta (Zonta i dr., 2009; Bortolussi i Altieri, 2007). Nijedna druga vrsta antineoplastične terapije se ne može porediti sa ovom (Zonta i dr., 2006). Autotransplantacija jetre je težak zadatak i za pacijenta i za hirurga. In situ zračenje jetre, metodom hipotermične perfuzije, trebalo bi da smanji i hiruršku traumu i vreme potrebno za zahvat; ali u ovom slučaju bi bila potrebna odgovarajuća zaštita tela pacijenta i izvor neutrona pored kreveta pacijenta (Zonta i dr., 2006). Rezultati dobijeni u eliminaciji metastaza u jetri podstakli su druge istraživačke grupe da započnu studije i projekte za metodu autotransplantacije. Za reaktor TRIGA u Paviji, dizajnirana je nova konfiguracija termalne kolone korišćenjem MCNP proračuna koji bi obezbedili bolju uniformnost doze u eksplantiranom organu. Još jedna BNCT istraživačka oblast u Paviji bila je posvećena tumorima pluća, koja se sastojala od ozračivanja organa spoljašnjim epitermalnim neutronskim snopovima, bez eksplantacije organa. Najnovija klinička ispitivanja sa BNC terapijom objavila su veoma obećavajuće rezultate za kancer glave i vrata (Kankaanranta i dr., 2007), kao i skeleta (Bortolussi i dr., 2017). Nedavni rad se sastoji od proučavanja drugog izotopa ^{33}S kao alternative ^{10}B za terapiju zahvata neutrona. Može da

proizvede povećanje doze tumora blizu površine u BNCT tretmanima ili da se primeni na površinske tumore kao što je očni melanom (Porras i dr., 2008 i 2011). Druge studije su pokazale optimalnu tehniku zračenja za BNCT dozimetriju rekurentnih kancera dojke (Horiguchi i dr., 2011). Pokazalo se da je termalni neutronsni snop bio optimalan tretman sa kraćim vremenom ozračivanja, jer duže vreme zračenja nije bilo pogodno za stvarna klinička ispitivanja u lečenju kancera dojke. Što se tiče izvora neutrona, do sada su korišćeni samo snopovi dobijeni iz istraživačkih nuklearnih reaktora. To su objekti koji se ne mogu ugraditi u bolnice i stoga je ova tehnika ograničena. Međutim, novi projekti proizvodnje neutronske snopove iz akceleratora mogu dovesti do nove ere u BNCT.

8.2.1 Metod

U ovom poglavlju istražuje se efikasnost BNC terapije za lokalizovane tumore u jetri. U prethodnom poglavlju (Krstic i dr., 2014) opisane su metastaze i tumor pluća. Razlika u procenjenoj dozi u tumorskom i normalnom plućnom tkivu sugerise da bi se ova terapija mogla primeniti za lečenje tumora i metastaza u plućima. U ovom radu se istražuju prednosti BNCT terapije za tumore jetre.

Ovde je korišćen računarski model muškog fantoma nacionalne laboratorije (ORNL) (Krstic i Nikezic, 2007) za simulaciju tumora u jetri. Proračuni su obavljani pomoću MCNP5/X programa (X-5 Monte Carlo Team, 2003) koji je korišćen za simulaciju transporta neutrona od izvora do ciljnih organa. Ispitana jetra i okolno tkivo su ispunjeni vokalima da bi se dobila raspodela doze u pravcu snopa. Pošto je tumor lokalizovan u jetri, korišćen je kolimisani snop kako bi se minimizirala doza u zdravom tkivu. Da bi se obezbedilo izotropno neutronsno polje, tumor je zračen u geometriji napred-nazad (AP) i nazad-napred (PA). Lokacija tumora je izabrana kao u (Matsumoto, 2007), a tumor je predstavljen kockom $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ sa vokalima veličine 1 cm^3 , kao što je prikazano na sl. 8.8.



Slika 8.8. Poprečni presek ORNL fantoma na visini $z=35 \text{ cm}$. (Krstic i dr., 2014)

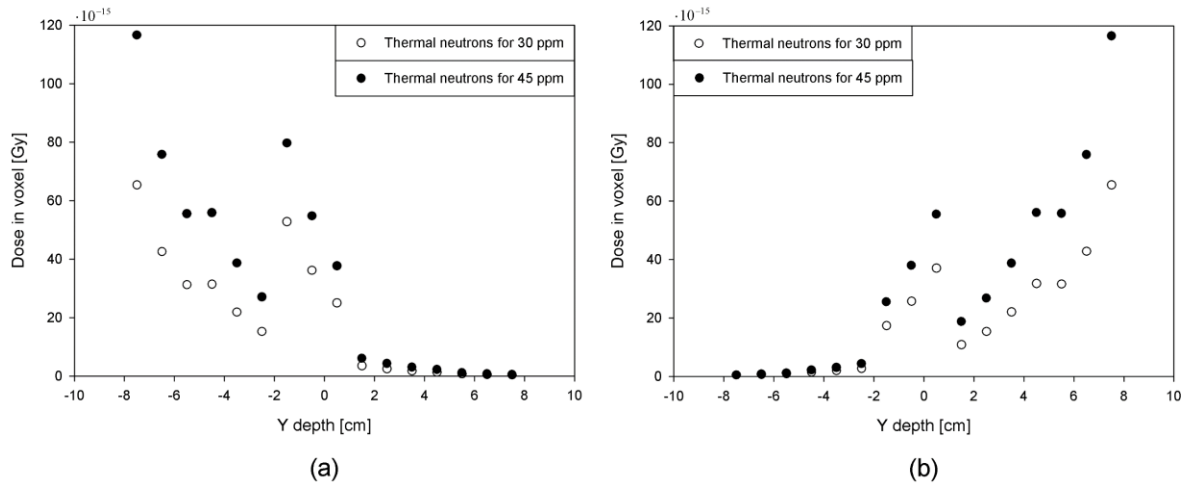
Koordinate tumora su x : -13 do -10 cm; y : -2 do 1 cm, i z : 33 do 36 cm. Položaj izvora neutrona je označen na sl. 8.8 crnim linijama izvan trupa. Izvor je iste veličine kao tumor i kolimisan u pravcu ka tumoru. Energija neutrona je 0.025 eV kao reprezentacija termalnih neutrona i 1 keV za epitermalne neutrone. U ovoj studiji su istraživana dva slučaja, tumorskom tkivu je ubrizgano 30 i 45 ppm bora. Za slučaj od 30 ppm, uzeto je da se 3 ppm apsorbuje u zdravo tkivo kao u (Matsumoto, 2007). Za slučaj od 45 ppm uzeto je da se 8 ppm apsorbuje u zdravom tkivu (Zonta i dr., 2009). Ukupno je simulirano 10^7 istorija neutrona kako bi se dobila nesigurnost manja od dva procenta. Za izračunavanje apsorbovane doze (u *Gy po izvoru neutrona*) korišćen je f6 tally.

Tumorsko tkivo prikazano na sl. 8.8 je ozračeno sa dva odvojena zraka u AP i PA geometriji termalnim i epitermalnim neutronima. Raspodela doze duž y - ose u smeru koji prolazi kroz sredinu tumora za geometriju AP i PA prikazana je za termalne neutrone na sl. 8.9a i 8.9b, respektivno. Doze u ova dva slučaja zračenja su utežnjene sa 0.5 i sumirane da bi se dobila doza po neutronu iz obe geometrije zračenja u kojima se očekivalo skoro uniformno polje. Zbirna doza je prikazana na sl. 8.9c. Za epitermalne neutrone raspodele doze za geometriju AP i PA su predstavljene na sl. 8.9d i 8.9e; usrednjena doza je prikazana na sl. 8.9f. Doze na sl. 8.9 su u *Gy po jednom upadnom neutronu* iz izvora. Analizirajući grafike za termalne neutrone može se videti da je skoro sav neutronska fliks apsorbovan u stranu trupa sa koje neutroni upadaju. Izvan tumora, doza se praktično može zanemariti, u poređenju sa dozom u tumoru i dozom na suprotnoj strani trupa. Sa povećanjem dubine, doza se brzo smanjuje. U tumorskom tkivu doza je veća zbog veće koncentracije bora. Da bi se dobila homogenija raspodela doze i veća efikasnost zračenja, neutronska fluks je podeljen na dva snopa iz suprotnih smerova. Na taj način se doza zdravog tkiva može smanjiti na polovinu u jednom pravcu. Može se videti da je doza po neutronu oko polovine doze u zdravim tkivima, dok je doza u tumoru praktično ista kada se ozrači u oba smera. Neujednačena doza po dubini u tumoru je posledica nesimetričnih uslova ozračenja. Ono što treba primetiti je činjenica da je za termalne neutrone i 30 ppm koncentracija bora doza u tumoru ista kao i blizu površine trupa. Zbog veće koncentracije bora u tumorskom tkivu u poređenju sa dozom u zdravom, u tumoru je doza daleko veća. Za koncentraciju bora u tumoru od 45 ppm, doza u trupu je čak i veća od doze u tumoru. Uzimajući u obzir epitermalni neutronska snop situacija je pogodnija. Slike 8.9d i 8.9e prikazuju dubinsku raspodelu doze za geometriju AP i PA gde se može videti da neutroni imaju dovoljno energije da isporuču daleko veće doze u tumorskom tkivu u poređenju sa zdravim tkivom. Na sl. 8.9f se može videti da je odnos tumora i zdravog tkiva veći u poređenju sa termalnim neutronima, što

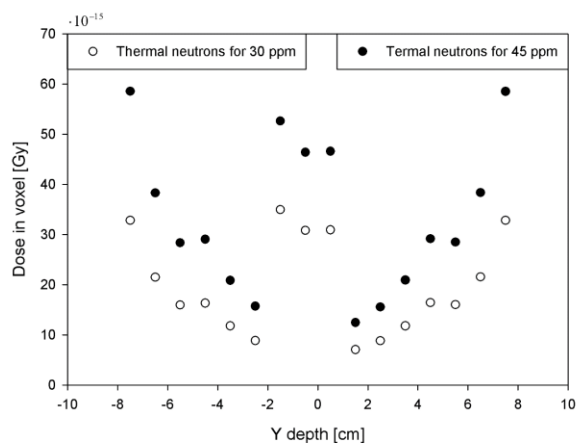
ih čini boljim izborom za BNC terapiju. Vrednosti doza su veće u slučaju termalnih neutrona, do $60 \cdot 10^{-15}$ Gy po neutronu, u poređenju sa dozom epitermalnih neutrona do $2 \cdot 10^{-15}$ Gy po neutronu. Odnos doze tumora i zdravog tkiva je oko 4 za epitermalne neutrone. Pored toga, izračunate su doze u obližnjim organima, desnom bubregu i kičmi, i prikazane u Tabeli 8.1.

Tabela 8.1. Doze u desnom bubregu i kičmi (Gy po upadnom neutronu) (Krstic i dr., 2014)

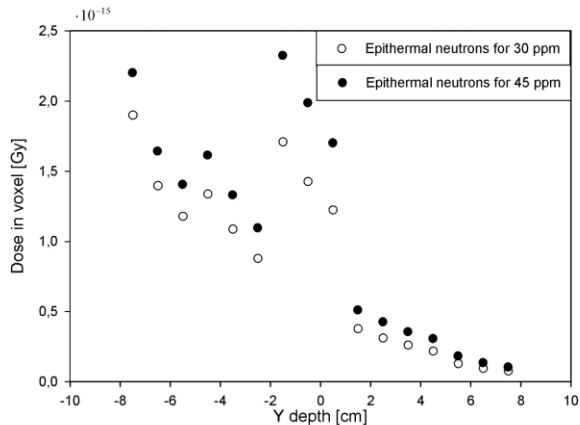
	Termalni neutroni		Epitermalni neutroni	
	30 ppm	45 ppm	30 ppm	45 ppm
Desni bubreg	$6.71 \cdot 10^{-16}$	$1.17 \cdot 10^{-15}$	$6.66 \cdot 10^{-17}$	$1.13 \cdot 10^{-16}$
kičma	$7.11 \cdot 10^{-17}$	$1.08 \cdot 10^{-16}$	$2.25 \cdot 10^{-17}$	$3.43 \cdot 10^{-17}$



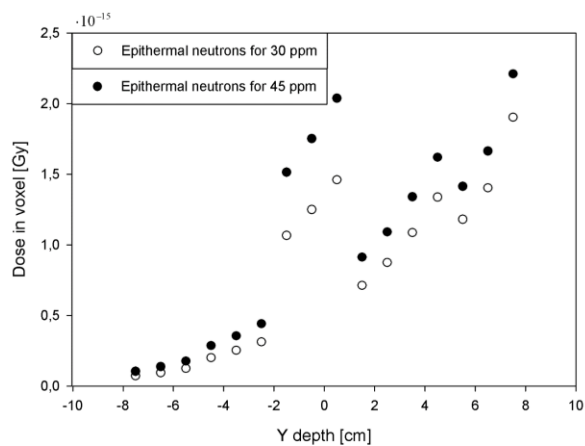
Slika 8.9a,b. Raspodela doze po dubini u slučaju: (a) termalnih neutrona u geometriji AP; (b) termalnih neutrona u geometriji PA; (c) utežnjena raspodela doze po dubini za termalne neutrone; (d) (Krstic i dr., 2014)



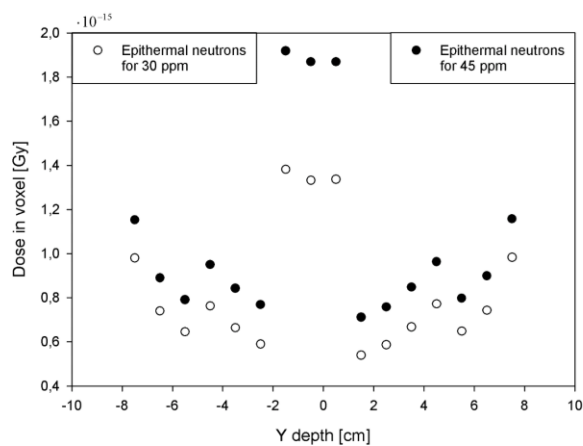
(c)



(d)



(e)



(f)

Slika 8.9c,d,f. (c) utežnjena raspodela doze po dubini za termalne neutrone; (d) Raspodela doze po dubini u slučaju; (e) epitermalni neutroni u geometriji PA; (f) utežnjena raspodela doze po dubini za epitermalne neutrone (Krstic i dr., 2014)

8.2.2 Zaključak

BNC terapija se pokazala kao dobar pristup za selektivno lečenje u nekim slučajevima malignih bolesti. Već je pokazano da ovaj pristup ima prednosti u lečenju plućnih metastaza i lokalizovanih tumora. U slučaju BNC terapije jetre, metoda je takođe prikazana kao održiva metoda za lečenje tumora. Simulacije predstavljaju veoma koristan pristup pre tretmana kako bi se pružio uvid tokom planiranja lečenja. Pokazano je da su epitermalni neutroni bolji izbor, iako su veće doze dobijene u slučaju primene termalnih neutrona. Pošto su doze po izvoru neutrona, veća izloženost epitermalnim neutronima za isti fluks kao termalnim neutronima može dovesti do iste doze u tumorskom tkivu, dok će doza u zdravom tkivu biti daleko niža u

slučaju epitermalnih neutrona. Okolni organi u ovoj studiji dobijaju daleko niže doze od tkiva koje je na putu snopa, zbog kolimisanog snopa neutrona. BNC terapija se pokazala kao veoma moćna metoda zbog selektivnog unosa bora. Nedostatak ove metode je proizvodnja snopova neutrona visokih flukseva za šta je potrebno imati reaktor ili akcelerator i sl.

8.3 PROCENA DOZE SA MCNP5/X KODOM U TERAPIJI KANCERA PANKREASA METODOM ZAHVATA NEUTRONA NA BORU

Nakon infuzije medikamenata sa borom za kliničke tretmane, pacijent se izlaže zračenju kolimisanim snopom neutrona (Junji i dr., 2019; Rolf i dr., 2018; Bortolussi 2007; Zonta i dr., 2009; Hopewell i dr., 2011; Blaickner i dr., 2012; Galeš i Anghel 2015). Parametre neutronskog snopa je definisala Međunarodna agencija za atomsku energiju (IAEA, 2010). Prednost korišćenja epitermalnih neutrona u odnosu na termalne je posebno u slučaju kada se kancer nalazi duboko u telu. Ova vrsta terapije daje prednost u odnosu na konvencionalnu radioterapiju, posebno u prisustvu metastaza celih organa, kao što su mozak, jetra, pluća, pankreas, slezina, prostata i kosti (Bortolussi i Altieri 2007; Verbeke i dr., 2000; Matsumoto, 2007; Yanagie i dr. 2007). Eksperimenti na miševima i pacovima su takođe potvrdili uspeh ove terapije (Yanagič i dr., 1997; Garabalino i dr., 2011; Hanaoka i dr., 2014; Watabe i dr., 2017).

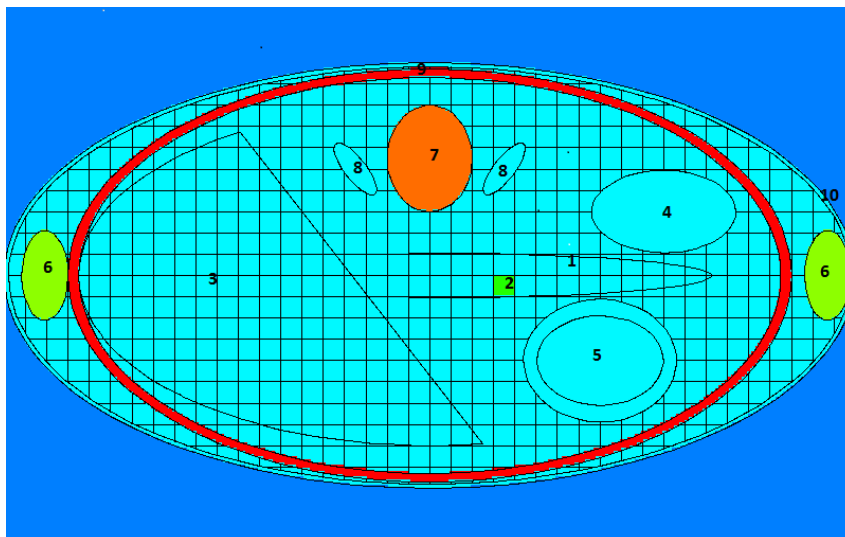
U ovom poglavlju je ispitivana BNC terapija za moguće lečenje kancera pankreasa korišćenjem neutronskih snopova. Primenjen je softver MCNP5/X (X-5 Monte Carlo Team, 2003) za simulaciju transporta neutrona i izračunate su doze u organima od interesa kod ORNL fantoma (Krstic i Nikezic, 2007; Goorley, 2007). Organi ORNL fantoma su ispunjeni vokselima dimenzija $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ kako bi se u njima dobila dubinska raspodela doze. Pretpostavljeno je da se tumor dimenzija $2 \times 1 \times 2 \text{ cm}^3$ nalazi u pankreasu. Izračunate su apsorbovane doze za različite koncentracije bora u tumoru pankreasa korišćenjem termalnih, epitermalnih neutrona i pravog neutronskog spektra za BNCT.

8.3.1 METODOLOGIJA

Svrha ovog poglavlja je da se ispituju prednosti primene BNCT na tumore koji se nalaze u pankreasu. Za BNCT se kaže da se veoma dobro koristi u lečenju karcinoma određenih organa kao što su pluća, jetra i sam mozak. MCNP5/X kod i ORNL fantom korišćeni su za simulaciju transporta neutrona od izvora do raka i ciljnih organa (Krstic i dr., 2014; Krstic i dr., 2014; Jovanovic i dr., 2015).

Pankreas i okolni organi su predstavljeni kao skup vokseli kako bi se dobila distribucija doze u pravcu kolimisanog snopa i minimizirala doza u zdravom tkivu. Da bi se osiguralo izotropno neutronsko polje kod kancera, zračenje je simulirano u anterior-posteriornoj (AP) i posterior-anteriornoj (PA) geometriji. U ovoj simulaciji su razmatrana dva suprotna neutronska snopa, kako bi se dobila ujednačena distribucija neutronskog fluksa unutar pankreasa. Veličina tumora

je bila slična, u poređenju sa prethodnim radom (Matsumoto, 2007). U ovoj studiji tumor je predstavljen sa četiri vokseli, svaki $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ (Slika 8.10). Koordinatni početak je u centru donje osnove trupa ORNL fantoma, z -osa je vertikalna, x -osa je usmerena udesno, a y -osa na poledinu fantoma. Koordinate kancera u ovom koordinatnom sistemu su x : od 3 do 5 cm; y : od -1 do 0 cm, i z : od 37 do 39 cm, odnosno veličina raka je $2 \times 1 \times 2 \text{ cm}^3$. Položaj organa od interesa označen je brojevima na sl. 1: 1-pankreas, 2-tumor, 3-jetra, 4-želudac, 5-mokraćna bešika, 6-kosti ruku, 7- kičma, 8- bubrezi, 9- rebra i 10-koža trupa. Poprečni presek (oblik) neutronske snop izabran je da bude istog oblika kao pankreas i kolimiran je u pravcu ka kanceru. Energija neutrona korišćenih u proračunu uzeta je kao 0.025 eV za predstavljanje termalnih neutrona, 1 keV za epitermalne neutrone i neutronske spektar dobijen iz reaktora, kao što je opisano u (Matsumoto, 2007). U ovoj studiji su razmatrana tri slučaja: tkivu tumora je ubrizgano 25, 50 i 75 ppm bora. Pretpostavlja se da je koncentracija bora u zdravom tkivu oko 10% primenjene koncentracije.



Slika 8.10. Horizontalni presek ORNL vokselizovanog fantoma sa ravni $pz=38\text{cm}$.

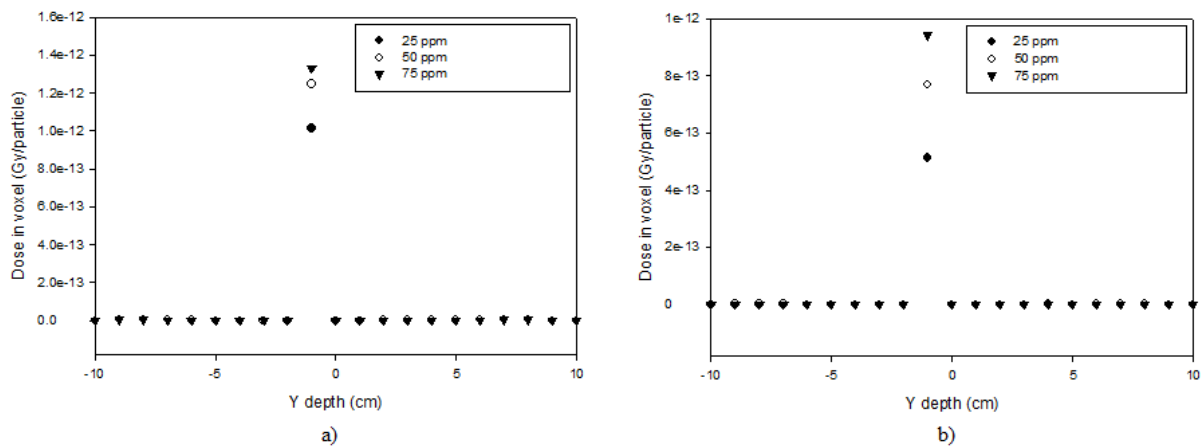
Za svaki izvor neutrona napisana je posebna ulazna datoteka (input fajl) za MCNP program. Pored toga, uzeta je u obzir ukupna doza, u skladu sa ograničenim mogućnostima ove verzije MCNP koda. Simulacija je obuhvatala 10^7 nezavisnih istorija da bi se postigla statistička nesigurnost (1σ) niža od 3%. Izlaz izračunavanja MCNP definisan je kao f6 (f6 tally) koji daje deponovanu energiju u jedinicama MeV/g po čestici , i zatim se konvertuje u apsorbovanu dozu u Gy po čestici .

Proračuni su obavljani na klasteru AEGIS04-KG, koji je sastavni deo Evropske Grid Inicijative (EGI) i Srpske Nacionalne Grid Inicijative.

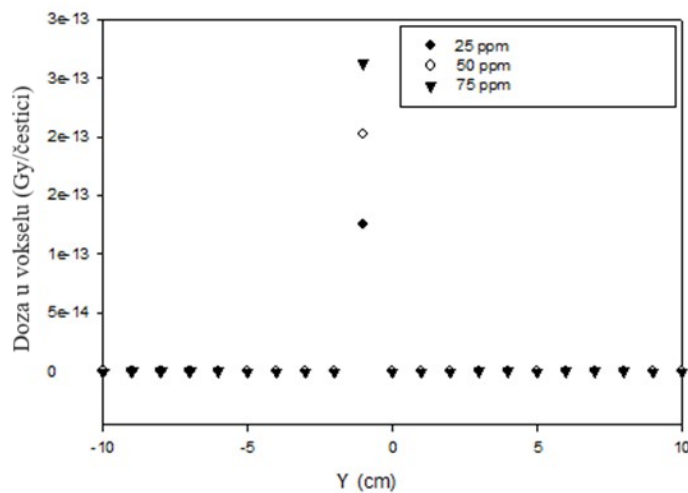
Tumor pankreasa prikazan na sl. 8.10 ozračen je sa dva odvojena snopa neutrona u AP (anterior-posterior) i PA (posterior-anterior) geometriji, pod pretpostavkom uniformnog zračenja. Rezultati doza za AP i PA ozračivanja su sumirani da bi se dobila doza po neutronu iz obe geometrije. Raspodela doze je predstavljena na sl. 8.11 i 8.12, za termalni, neutronske spektr i epitermalne neutrone, respektivno. Vidi se da apsorbirane doze imaju najveće vrednosti upravo u tumoru-kanceru, u svim slučajevima.

Raspodela dubine apsorbirane doze za 25, 50 i 75 ppm je prikazana na sl. 8.11 (a). Evidentno je da se apsorbirana doza povećava sa povećanjem koncentracije bora u kanceru. Takođe, doza kod kancera je oko 2 reda veličine veća nego u zdravom tkivu.

Sa sl. 8.11(b), može se proceniti da je doza u tumoru iz neutronske spektra nekoliko stotina puta veća nego u zdravom tkivu.



Slika 8.11. Raspodela doze po dubini za termalne neutrone (a) i neutronske spektr (b)



Slika 8.12. Raspodela doze po dubini za epitermalne neutrone

Na osnovu sl. 8.12, dobijene za epitermalne neutrone, može se videti da je apsorbovana doza kod kancera znatno veća nego u zdravom tkivu, što ih čini najpogodnijim za BNCT. Iako su vrednosti isporučene doze tumoru nešto niže nego kod termalnih neutrona, važno je zaštititi zdravo tkivo i postići željeni efekat inaktivacije ćelija kancera. Teorijski je dokazano da su epitermalni neutroni pogodan izbor za BNCT.

U Tabeli 8.2 prikazani su rezultati apsorbovane doze u *nGy po čestici* za nekoliko organa i kancera za razmatrane spektre neutrona i različite koncentracije ^{10}B u kanceru. Dobijeni rezultati potvrđuju da je doza u tumoru mnogo veća nego u zdravim organima za sva tri neutronska spektra. Odnos doze kod tumora i zdravih organa najmanji je za pluća, a najveći za karlicu i bešiku.

Tabela 8.2. Doze u organima (u nGy po neutronu) za različite koncentracije ^{10}B kod tumora pankreasa

Organi	Epitermalni neutroni			Termalni neutroni			Stvarni neutronske spektra		
	25 ppm	50 ppm	75 ppm	25 ppm	50 ppm	75 ppm	25 ppm	50 ppm	75 ppm
jetra	60.40	59.06	58.15	295.29	289.71	286.32	102.23	100.48	99.26
želudac	191.94	190.26	189.14	1835.97	1823.38	1816.30	607.56	604.32	602.36
bešika	10.03	10.02	9.97	7.81	7.71	7.64	6.81	6.79	6.74
jednjak	90.65	117.54	143.42	545.89	727.14	907.49	138.49	176.82	213.96
d.crevo	38.06	37.87	37.71	81.25	80.35	79.83	39.10	38.75	38.51
karlica	15.96	15.89	15.83	21.65	21.41	21.23	dec.19	12.okt	12.feb
rebra	37.73	43.97	57.32	501.63	643.94	935.01	69.67	81.91	107.89
kičma	69.49	84.61	115.89	500.74	641.40	928.18	68.09	82.28	112.41
bubrezi	90.12	89.29	88.76	675.85	670.97	667.73	95.95	94.35	93.38
pankreas	224.24	220.79	218.61	1469.81	1437.83	1422.67	589.59	581.77	577.18
slezina	260.92	356.62	418.69	3036.41	4725.13	5835.56	412.28	558.38	652.72
nadbubrežne žlezde	159.00	156.63	155.01	1493.07	1478.35	1468.27	179.79	175.47	172.68
žučna kesa	89.49	88.55	87.95	336.05	331.71	329.53	127.42	125.97	125.12
srce	71.52	88.08	97.82	288.33	362.83	406.09	105.25	129.36	143.67
pluća	$6.11 \cdot 10^3$	$10.25 \cdot 10^3$	$13.45 \cdot 10^3$	$25.62 \cdot 10^3$	$39.10 \cdot 10^3$	$47.50 \cdot 10^3$	$7.17 \cdot 10^3$	$11.59 \cdot 10^3$	$14.77 \cdot 10^3$
kancer	$25.54 \cdot 10^4$	$40.67 \cdot 10^4$	$52.56 \cdot 10^4$	$196.5 \cdot 10^4$	$240.16 \cdot 10^4$	$256.41 \cdot 10^4$	$54.18 \cdot 10^4$	$81.51 \cdot 10^4$	$100.14 \cdot 10^4$

U kliničkim studijama (Mundy i dr., 2005; Chen i dr., 2021; Bortolussi i dr., 2017), uzimajući u obzir relativnu biološku efikasnost (RBE), autori su pokazali da su optimalni BNCT parametri i karakteristike kancera pacijenta, a to je odnos C/H (C je doza kancera, H je doza zdravog organa ili tkiva) ≥ 3 , u zavisnosti od vrste kancera.

BNCT je noviji metod lečenja i lokalizovanih karcinoma i metastaza. Cilj je da se tumorskom tkivu isporuči što više veća doza i da se zaštiti zdravo tkivo i drugi organi. Terapija BNC ima neverovatne prednosti u lečenju kancera pluća i jetre, kao i metastaza u mozgu. Pored toga, možemo zaključiti da je ova metoda veoma korisna kao pristup pre tretmana i daje mogućnost boljeg planiranja daljeg lečenja. Upotreba BNCT je moguća i kod kancera pankreasa, a to je posebno efikasno primenom kolimisanog snopa epitermalnih neutrona. Zdravi organi i tkiva primaju daleko niže doze od tkiva tumora koje se nalaze na putu neutronske snop. BNCT je stoga jedna od najperspektivnijih metoda terapije novije generacije, posebno u lečenju kancera koji nije operabilan.

Rezultati ovog rada sugerišu da bi se BNC terapija sa epitermalnim neutronske snopom mogla primeniti za lečenje kancera pankreasa.

9 PRIMENA FANTOMA I MONTE CARLO PROGRAMA U INTERVENTNIM PROCEDURAMA

9.1 PRAĆENJE IZLOŽENOSTI ZRAČENJU MEDICINSKOG OSOBLJA U INTERVENTNIM PROCEDURAMA

Aktivnosti Radne grupe 12 (WG12) EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) imaju za cilj zaštitu od zračenja i dozimetriju u medicinskoj praksi u kojoj se koriste rendgenski zraci, kao i u nuklearnoj medicini. Sprovedeno je mnogo studija u oblasti interventne radiologije i kardiologije. U ovom poglavlju se sumiraju nekih od glavnih rezultata dobijenih u aktivnostima WG12 o karakterizaciji rasejanog polja, ličnoj dozimetriji operatera i upotrebi elektronskih dozimetara u interventnim praksama. Rezultati ovakvih studija mogu se koristiti za povećanje kvaliteta zaštite osoblja od zračenja i njegove svesti o riziku od zračenja.

Složenost uslova izlaganja medicinskog osoblja tokom interventnih praksi čini zaštitu od zračenja i praćenje uključenih radnika izazovnim zadatkom (Covens i dr., 2007; Martin, 2009; Padovani i dr., 2001). Polje rasejanog zračenja od pacijenta, može dospeti i do operatera i može se umanjiti zaštitom koju operater može nositi (kecelja i kragne) i pravilno postavljenim zaštitinim štitom (Koukorava i dr., 2011). Bez obzira na to, zbog sve većeg broja medicinskih zahvata koji se obavljaju tokom godine, zbog njihove dijagnostičke i terapijske efikasnosti (ESR, 2019), godišnje doze medicinskog osoblja koje se bavi ovom vrstom procedura spadaju među najveće registrovane za radnike u medicinskoj oblasti (Covens i dr., 2007; Martin, 2009; ICRP 2013; Vaňo i dr., 1998). Uvećanje znanja o uslovima izlaganja i optimizacija zaštite od zračenja je od suštinskog značaja za ispunjavanje ALARA (As Low As Reasonable Achivable) principa za te radnike.

Ako je praćenje izloženosti šake i prstiju prilično jednostavno korišćenjem dozametara na prstenu ili narukvici (Donadille i dr., 2011; Nikodemová i dr., 2011), efektivna procena doze, procenjena putem $H_p(10)$ merenja, je složenija. Zaštitna kecelja i kragna samo delimično štite telo operatera od rasejanog zračenja. Zaista, ekspozicija operatera striktno zavisi od pozicije rendgenske cevi, koja se menja tokom prakse, u skladu sa dijagnostičkim potrebama. Iz ovih razloga dozimetar koji se stavlja ispod kecelje ili preko kecelje (u različitim položajima, na struku, grudima ili u visini ključne kosti) ne može da oponaša tačnu situaciju izlaganja

operatera i u literaturi su dostupni različiti faktori korekcije koji se primenjuju na očitavanje pojedinačnog dozametra, ili algoritmi koji se mogu koristiti kada se dva dozametra (jedan iznad i jedan ispod) nose istovremeno (Clerinx i dr., 2008; Jarvinen i dr., 2008).

Što se tiče doze očnog sočiva, reevaluacija radiosenzitivnosti sočiva (ICRP, 2007; ICRP, 2012) i naknadno smanjenje godišnje granice doze uvedeno u direktivi EU 2013/59/Euratom, uključivalo je ažuriranje metodologije procena doze očnog sočiva u interventnim praksama (Carinou i dr., 2015; Ciraj Bjelac i dr., 2016).

Najzad, uvođenje elektronskih dozimetara i on-line uređaja za praćenje doze operatera (Abdelrahman i dr., 2020; Inaba i dr., 2015; Vaňó i dr., 2011; Vaňó i dr., 2018) s jedne strane otvara nove perspektive za dozimetriju osoblja, a sa druge strane zahteva bolje poznavanje njihovog ponašanja u interventnom polju.

Iz svih ovih razloga veliki deo aktivnosti EURADOS WG12 bio je posvećen sprovođenju serije studija o izloženosti medicinskog osoblja u interventnim procedurama. Ovo poglavlje predstavlja pregled glavnih rezultata dobijenih u WG12 i objavljenih u literaturi, sa ciljem karakterizacije polja zračenja, ekspozicije glave operatera i proučavanja odziva elektronskog dozimetra u interventnim praksama (Ferrari i dr., 2022).

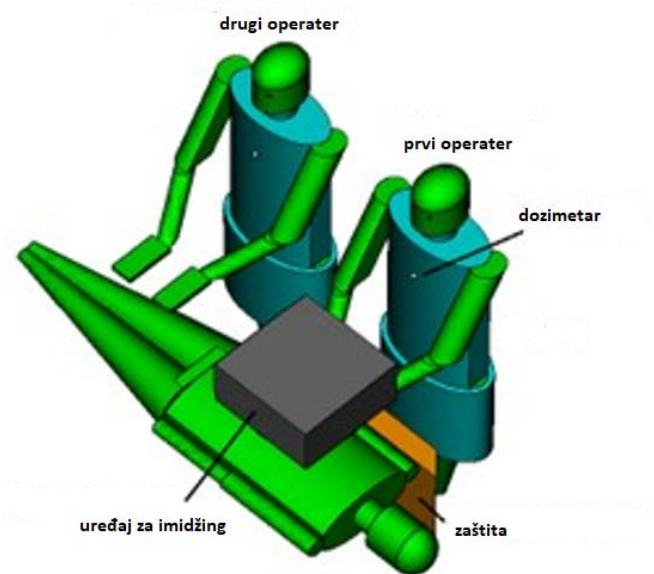
9.1.1 Simulacija polja rasejanog zračenja i doza operatera

Monte Carlo simulacijama, vršenim raznim verzijama MCNP programa (Pelowitz, 2005; Pelowitz, 2013), dobijeni su primarni podaci za istraživanje. Modifikovana verzija MIRD modela (Ferrari i dr., 2016) je korišćena za oponašanje pacijenta i dva operatera. Za potrebe simulacija, dva operatera su prekrivena slojem Pb od 0.5 mm, pravilnog oblika, koji predstavlja zaštitnu kecelju i kragnu, a ruke su im savijene da bi reprodukovale „realističan“ položaj. Prenosna komora Kerma Air Product (KAP), koja se obično koristi za praćenje emisije rendgenskih zraka tokom kliničkog pregleda, reprodukovana je kao jednostavan vazdušni paralelopiped postavljen na datu udaljenost od izvora. KAP simulirane vrednosti su korišćene za normalizaciju izračunatih vrednosti. Dozimetri postavljeni, na odabranim pozicijama na operaterima, simulirani su kao jednostavne sfere ispunjene vazduhom, čiji je radijus 1 cm. Odgovarajuća ekvivalentna doza je izračunata na osnovu fluensa fotona koji dostiže sferu sa ICRU konverzionim koeficijentima (ICRP, 1996).

U početku je geometrija uključivala samo jednog operatera i zaštitu, a zatim je dodat drugi operater, desno od prvog operatera, sl. 9.1. Položaji dva operatera su promenjeni i dodat je

olovni štít oblika ploče debljine 0.5 ili 1 mm između operatera i izvora rasejanja, kada je to bilo potrebno.

Kvalitet zraka rendgenske cevi simuliran je prema IPEM spektralnim podacima (IPEM, 1997). Korišćeni su različiti kvaliteti zraka (različiti kV, bakarna i aluminijumska filtracija) i, osim PA, uzete su u obzir različite projekcije snopa pod različitim uglovima (30°, 45°, 60°, 90°).



Slika 9.1. Monte Carlo simulirani scenarij sa dva operatera i pacijentom (PA projekcija rendgenskog zraka) (Ferrari i dr., 2022)

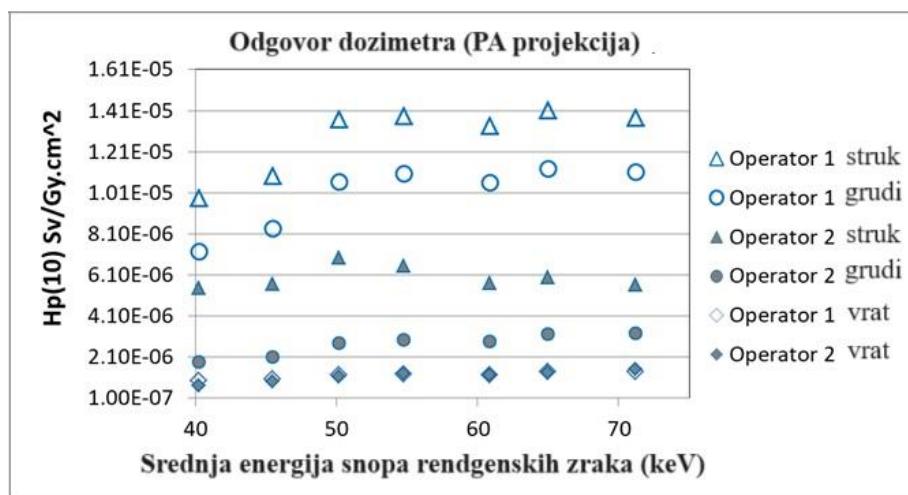
Procena polja rasejanja i ekspozicija celog tela operatera

Personalni dozni ekvivalent, $H_p(10)$, izračunat je pomoću dozimetara simuliranih na tri visine (struk, grudi i vrat) na kecelji, duž sagitalne srednje ravni antropomorfog modela. Ta studija je omogućila da se istraže razlike u polju rasejanja koje dopire do dva operatera tokom interventne radiološke prakse. Konkretno, kao što se može videti sa sl. 9.2 za PA projekciju, postoji velika razlika između doze procenjene na nivou grudi i doze iz dozimetra koji se stavlja na kragnu. Slično stanje je nedavno istraživala grupa Novaka i dr., 2020, koji je objavio spektre rasejanih fotona na odabranim pozicijama.

U slučaju interventne radiologije, ekspozicija prvog operatera, registrovana dozimetrom postavljenim na grudima, na kecelju, je reda veličine $10 \mu\text{Sv} / \text{Gy} \cdot \text{cm}^2$, što je vrednost u skladu sa vrednostima iz literature (Leyton i dr., 2016; Martin i dr., 2009) i može se smanjiti za oko dva reda veličine u slučaju zaštite, kao što su simulacija i merenje pokazali (Ferrari i dr., 2019).

Pošto su antropomorfnih modeli zasnovani na MIRD muškom fantomu (Ferrari dr., 2016), bilo je moguće proceniti „efektivnu dozu za muškog fantoma“ koja se za prvog operatera kreće od 0.03 do 0.4 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, sa srednjom energijom rendgenskog zračenja od 40 keV do 70 keV i od 0.015 do 0.1-0.4 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, za drugog operatera (Nowak i dr., 2020). Takve procene su u saglasnosti sa podacima koje su objavili Kim i dr., 2012.

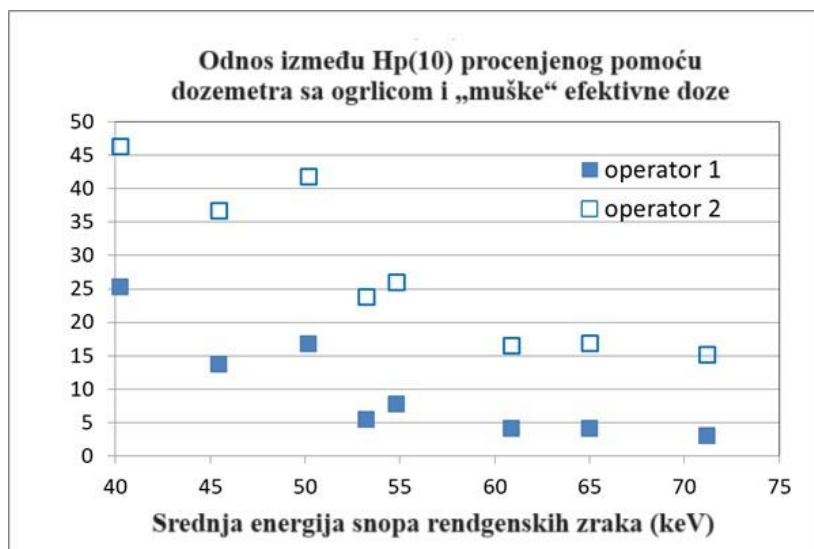
Neki algoritmi dostupni u literaturi koriste veličinu $H_p(10)$, koja se procenjuje pomoću samo jednog dozimetra koji se stavlja na zaštitnu kragnu, za procenu efektivne doze (Jarvinen i dr., 2008). Konkretno, izveštaj NCRP predlaže da se $H_p(10)$ podeli sa 21 (NCRP, 1995), a Mekjvan da se pomnoži sa 0.08 (McEwan, 2000), odnosno da se podeli sa 12.5. Ova dva faktora se mogu uporediti vrednostima koje se mogu izračunati iz studija WG12 u interventnoj radiologiji.



Slika 9.2. Očitavanje dozimetra postavljenog na kecelju operatera na tri različite visine u interventnoj radiologiji (Monte Carlo simulacije) (Ferrari i dr., 2022)

Na sl. 9.3. prikazani su odnosi između $H_p(10)$ doza, procenjenih pomoću dozimetra (nezaštićenog) i efektivne doze u odnosu na energiju zračenja. Oni variraju od 3 do 25 za prvog operatera i od 15 do 45 za drugog operatera i njihove srednje vrednosti su 10 i 27, respektivno. Vrednosti su niže za prvog operatera jer je bliži izvoru rasejanja i snopu. Zbog geometrije i udaljenosti od pacijenta, položaj drugog operatera (blizu desne noge pacijenta) može da oponaša položaj prvog operatera tokom interventnih kardioloških procedura. Dakle, srednje vrednosti dobijene iz simulacija mogu opravdati neslaganje gore citiranih faktora korekcije, s obzirom na to da su mogli biti procenjeni u različitim uslovima (kardiologija naspram radiologije, energija zraka, udaljenosti itd.) i da su verodostojni uzimajući u obzir varijacije

načina izloženosti zbog složenog rasejanog polja zračenja koje dopire do operatera tokom interventnih procedura.



Slika 9.3. Očitavanje dozimetra na kecelji stavljenog na visinu kragne (PA projekcije) i izračunati odnosi „muške efektivne doze“ (Monte Carlo simulacije) (Ferrari i dr., 2022)

9.1.2 Izlaganje glave i očnog sočiva operatera

Radna grupa EURADOS-a, WG12, posebnu pažnju je posvetila ekspoziciji glave i očnog sočiva. Pri proučavanju rasejajućeg zračenja koje pada na operatera u radu (Ferrari i dr., 2016), uzimajući u obzir samo jednog operatera i definisanu pristupnu poziciju u interventnim kardiološkim procedurama, ispitivana je ekspozicija očnog sočiva uzimajući u obzir različite kvalitete rendgenskog zračenja, projekcije i zaštitne opreme (zaštitne naočare i zaštitna ploča). U okviru simulacija je pokazano kako je efikasnost zaštitnih naočara striktno zavisna od njihovog oblika i sposobnosti da oslabe zračenje koje dolazi odozdo, u skladu sa eksperimentalnim podacima (Domeniek i Brodecki, 2016). Da bi se odredio pravac rasejanog zračenja prema očnom sočivu, pojednostavljena je geometrija oka u vidu jednostavne sfere, podeljene u sferne sektore srednjim aksijalnim, sagitalnim i koronalnim ravnima (Ferrari i dr., 2016). Pokazalo se da pravilno oblikovane naočare mogu smanjiti apsorbovanu dozu za faktor 10 ili više, a to se posebno odnosi na sočivo levog oka, koje obično prima dvostruko veću količinu zračenja koja dospeva do sočiva desnog oka. Ovo je postignuto zračenjem rasejanim unutar glave operatera; isti efekat koji je predložio Martin, 2015 i pokazao u svom radu. Analognu zaštitu očnog sočiva lako je postići olovnim štitom, pod uslovom da je pravilno

postavljen. U istoj studiji je pokazano kako se u slučaju LAO 90° projekcije, sa rendgenskom cevi na levoj strani prvog operatera, zaštitna efikasnost oklopa smanjuje za faktor 10 kada ekran nije ispravno postavljen. Slična razmatranja su dobijena i za druge testirane projekcije i za radijalni pristup (Dominiek, 2011; Sailer, 2017).

Analogne napomene o efikasnosti zaštite mogu se dati za zaštitu glave (mozga) operatera uključenog u interventne procedure. Novija istraživanja su skrenula pažnju na moguće povećanje zakasnelih malignih efekata dejstva zračenja kod interventnog radiološkog i kardiološkog osoblja usled izlaganja levog dela mozga (Picano i dr., 2012; Roguin i dr., 2013; Reeves i dr., 2015; Kithara i dr., 2017). Da bi se proučilo to izlaganje, mozak je numeričkim modelima pravilno segmentiran da grubo reprodukuje režnjeve ljudskog mozga (čeonifrontalni, slepoočni-temporalni, parijetalni, potiljačni-okcipitalni) mali mozak i stablo (Ferrari i dr., 2020). Apsorbovane doze u ovim sektorima mozga, normalizovane na KAP vrednosti, izračunate su za dva operatera interventne radiologije, u odsustvu plafonske zaštite (stanje koje nije tako retko u praksi) za različite kvalitete rendgenskog zračenja i projekcije (PA, RAO 25°, LAO 25°, CAR 25°).

Čak i u aproksimacijama koje uvodi rigidnost modela (uzimajući u obzir varijabilnost realnog scenarija), u interventnoj radiologiji, zbog položaja u odnosu na snop rendgenskih zraka, levi i desni deo mozga prvog operatera su pod uticajem skoro iste količina zračenja, sa maksimumom koji odgovara frontalnim režnjevima (kao što se očekivalo iz prethodne studije o smeru incidencije rasejanog zračenja). S druge strane, kod drugog operatera, postavljenog na desnoj strani prvog operatera, u položaju koji može da liči na poziciju prvog operatera u interventnoj kardiologiji, levi deo mozga prima duplo veću količinu zračenja u odnosu na desni deo (u skladu sa onim što se dešava sa očnim sočivom u istoj situaciji). Najveće vrednosti su dobijene za LAO i PA projekcije, zatim za CRA i za RAO projekciju.

U zavisnosti od kvaliteta zraka, projekcije i položaja operatera, u nedostatku plafonske zaštite, opseg apsorbovanih doza varira između 0.1 i 0.7 $\mu\text{Gy}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ za prvog operatera u interventnoj radiologiji i između 0.1 i 1.1 $\mu\text{Gy}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ za drugog operatera. Uzimajući u obzir tipičnu vrednost KAP koja se kreće od 20 do 40 $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ (Nikodemová i dr., 2011) dobija se oko 2 - 28 μGy za prvog i 4 - 44 μGy za drugog operatera po proceduri; vrednosti koje su u skladu sa 48 +/- 28 μGy po proceduri koju su prijavili Watson i dr., 1997, i sa onima koje su nedavno procenili pomoću plastičnih fantoma i dozimetara od strane Hattori i dr., 2022. Uzimajući u obzir 200-500 procedura godišnje (ESR, 2019) godišnja apsorbovana doza može da varira

između 0.4 i 22 mGy. Poslednja vrednost je u skladu sa izloženošću koju je Rivs razmotrio u „Studiji o mozgu“ (Reeves i dr., 2015).

9.1.3 Testiranje aktivnih ličnih dozimetara u interventnim procedurama

Pouzdana procena izloženosti medicinskog osoblja interventne radiologije i kardiologije je od primarne važnosti i to se može ostvariti i uz korišćenje prednosti novih tehnologija, kao što su elektronski lični uređaji i on-line merni sistem (Inaba i dr., 2014; Vaňo i dr., 2011; Vaňo i dr., 2019). Iz tog razloga WG12 je izvela niz studija usmerenih na analizu ponašanja APD (aktivnih ličnih dozimetara) u interventnim praksama.

Studija je podeljena na tri grane istraživanja: (a) odgovor nekih komercijalno dostupnih APD testiran je u primarnim standardnim dozimetrijskim laboratorijama, primenom kontinuiranog i impulsnog rendgenskog zračenja (poput onih koji se koriste u interventnim praksama); (b) odziv APD i pasivnih dozimetara (TLD, RPL, OSL filmski dozimetar) je proučavan u sekundarnim standardnim dozimetrijskim laboratorijama koje koriste standardne ISO fantom ploče (UNE EN ISO, 2021) čak i pokrivene „tipičnom“ zaštitnom keceljom operatera interventne radiologije, određivanje efekta takvih zaštitnih sredstava na odziv dozimetra; (c) sprovedena je merna kampanja u interventnim procedurama sa operaterima koji su nosili uređaj koji sadrži i RPL dozimetar i APD, kako bi se garantovalo da su bili istovremeno izloženi analognim uslovima.

9.1.4 APD odgovor u kontinuiranom i impulsnom polju rendgenskih zraka

Komercijalno dostupni APD testirani su u laboratoriji za kalibraciju na KIT (Tehnološki institut Karlsruhe), NIOM (Noferov institut za medicinu rada) i PTB (Phisikalisch-Technische Bundesanstalt) sa izvorima Co-60, Cs-137 i odabranim RKR rendgenskim snopovima (u kontinuiranoj i impulsnoj emisiji). Sva merenja su obavljena na ISO kalibracionoj ploči u ISO referentnom stanju (UNE EN ISO, 2021). Ponašanje dozimetara u odnosu na povećanje jačine doze je provereno pokazujući da neki od njih imaju tendenciju da potcene doze, verovatno zato što nisu u stanju da isprave elektronsko nagomilavanje pri određenoj jačini doze (Hupe i dr., 2019).

9.1.5 Uticaj zaštitne kecelje na odziv dozimetra

Odziv pasivnog (TLD, OSL, RPL, film) i aktivnog dozimetra testiran je u sekundarnim standardnim dozimetrijskim laboratorijama sa Cs-137 i odabranim kvalitetima RKR rendgenskih zraka (kontinuirana emisija). Dozimetar je postavljen na fantom ISO ploče i merenje je ponovljeno postavljanjem kecelje ili ekvivalentne debljine olova na fantom između

ploče i dozimetra, oponašajući stanje nošenja dozimetra koji se stavlja na kecelju u interventnim procedurama. Merenje je poređeno sa Monte Carlo simulacijama. U prisustvu zaštitne kecelje na ploči, studija je pokazala kako može doći do potcenjivanja, reda veličine 30%, doza u slučaju pasivnog dozimetra i kako, obrnuto, elektronski dozimetri manje utiču rasejanje koje dolazi sa ploče (Ginjaume i dr., 2019).

9.1.6 Poređenje odgovora aktivnog i pasivnog dozimetra u bolnici

U cilju testiranja istovremenog pasivnog (RPL) i aktivnog dozimetra u bolnici, među lekarima koji obavljaju interventne procedure distribuiran je jednostavan uređaj u kome se nalaze dva dozimetra, koji se nosi na kecelji. Izvedena je kampanja merenja upoređujući doze koje su primile dve vrste dozimetara. Pošto je direktno očitavanje moguće u aktivnom dozimetru, nakon što se registruje fiksni nivo akumulirane doze, pasivni dozimetar je uklonjen i zamenjen, a aktivni dozimetar je resetovan za novo merenje. Poređenje očitavanja pasivnih i aktivnih dozimetara pokazalo je izvesno raštrkavanje rezultata, posebno pri nižim dozama, i generalno potcenjivanje doza u slučaju aktivnih dozimetara. Uzroci ovakvog ponašanja se istraživani, ali pulsno polje i različita visina dva dozimetra mogu da igraju ulogu u takvom neskladu (Vanhavere i dr., 2020). Za završetak analize programirana je simulaciona kampanja o pozicioniranju dozimetra i objavljena je serija preporuka za korišćenje APD-a u oblasti medicine (O'Connor i dr., 2021).

9.1.7 Zaključak

Aktivnosti EURADOS WG-12 usmerene su na zaštitu od zračenja u oblasti medicine. Radovi prikazani u ovom poglavlju imali su za cilj bolje poznavanje izloženosti osoblja zračenju u interventnoj praksi. Ove studije su sprovedene kroz Monte Carlo simulacije i merenja, u kalibracionim laboratorijama i u bolnicama, i dovele su do niza rezultata koji se mogu koristiti za povećanje kvaliteta zaštite od zračenja osoblja i njegove svesti o riziku od zračenja.

Dve studije o rasejanju oko glave operatera dale su informacije o izloženosti očnog sočiva i mozga operatera, nudeći strategije za optimizaciju zaštite od zračenja. Studija o ekspoziciji operatera u interventnoj radiologiji omogućila je bolje poznavanje polja rasejanja u odnosu na $H_p(10)$ procenjenu sa dozimetrima na kecelji.

Tri studije o APD-u su dokazale mogućnost korišćenja ovih uređaja, naglašavajući da neki aspekti verovatno zaslužuju dodatna istraživanja.

9.2 SIMULACIJA $H_p(10)$ I EFEKTIVNA DOZA KOJU JE PRIMILO MEDICINSKO OSOBLJE U INTERVENTNIM RADIOLOŠKIM PROCEDURAMA

Interventna radiologija je široko rasprostranjena tehnika za dijagnostiku jer izbegava većinu nuspojava povezanih sa hirurškim tretmanima, ali je poznato da povećava izloženost zračenju pacijenta i operatera. Mnoge studije su tretirale izloženost operatera koji obavljaju kardiološke procedure. Umesto toga, u ovom poglavlju, ekspozicija medicinskog osoblja interventne radiologije je modelovana pomoću antropomorfnih fantoma i Monte Carlo simulacija (Ferrari i dr., 2019).

Vrednost $H_p(10)$ /KAP (Kerma Air Product) se procenjuje pomoću simulacije ličnog dozimetra koji se stavlja na zaštitnu kecelju i normalizuje na simuliranu KAP vrednost, pri čemu je za istog operatera računata i efektivna doza. Za validaciju simulacija koriste se merenja koja se vrše u bolnici tokom odabranih procedura putem elektronskih dozametara.

9.2.1 Uvod

Interventna radiologija i kardiologija su široko rasprostranjene tehnike za dijagnostiku i lečenje različitih srčanih, vaskularnih i hepatobilijarnih patologija, za terapiju tumora (procedure embolizacije) i za lečenje bolova (vertebroplastika). Budući da su minimalno invazivni, izbegavaju većinu nuspojava povezanih sa hirurškim tretmanima, ali je poznato da povećavaju izloženost zračenju pacijenata i operatera (Covens, 2007; Farouk, 2018; Martin, 2009; Morrish, 2008; Olgar, 2009; Villiams, 1997; Vano, 2018). Dugo trajanje procedure moglo bi da dovede do visoke izloženosti medicinskom osoblju. U interventnoj radiologiji (PTC- Perkutana transhepatična holangiografija, PTBD- Perkutana transhepatična bilijarna drenaža i/ili stentiranje, PTA- Perkutana transluminalna angioplastika, TIPS-Transjugularna intrahepatična portosistemska holangiografija, DSA- Digitalna suptrakcija itd.) optimizovana zaštita se ne koristi i izloženost osoblja može dostići značajne vrednosti (Dominiek, 2011; Ferrari, 2016). Iz tog razloga je potrebno poboljšati usklađenost operatera sa strategijama radiozaštite (Sailer, 2017), a posebnu pažnju treba posvetiti nezaštićenim delovima tela (npr. očno sočivo i glava). U ovom poglavlju su modelovani uslovi ekspozicije interventnih radiologa za neke odabrane procedure korišćenjem Monte Carlo simulacija, reprodukovani su odzivi pojedinačnih dozametara koji se nose na zaštitnoj kecelji, procenjena je efektivna doza za operatera, i doza

koju primaju očno sočivo i mozak. U cilju validacije simulacija, odlučeno je da se merenja vrše tokom različitih interventnih radioloških procedura, korišćenjem elektronskih dozimetara.

9.2.2 Materijal i metode

Antropomorfni modeli u interventnim radiološkim dozimetrijskim studijama su već korišćeni (Carinou, 2011; Ferrari, 2010; Ferrari, 2016; Koukorava, 2011; Principi 2016). Operater stoji uspravljen, u blizini pacijenta (oba imaju dimenzije *standardnog čoveka*, 176 cm i 73 kg), ali je treći antropomorfni fantom, koji predstavlja drugog radiologa, dodat i desna ruka prvog operatera. Za oba operatera, opis očnih jabučica operatera je izmenjen i umetnut je mali volumen na poziciji očnog sočiva. Mozak operatera (jednostavan elipsoid) je podeljen na sekcije da bi se bolje istražili uslovi lokalnog izlaganja ovog organa. Sastav i gustine tkiva preuzeti su iz ICRU izveštaja 46 (ICRU 92). Simulirani operateri su nosili olovnu kecelju od 0.5 mm i kragu za zaštitu štitne žlezde iste debljine.

Prvi operater se postavlja na desnu stranu pacijenta pored pacijentovog stomaka (pored pacijentove jetre), sa rukama skoro u rendgenskom polju (prilično uobičajena situacija u ovim procedurama), a drugi operater je oko 70 cm od njega (Slika 9.4). Simulacije su distribuirane među članovima grupe korišćenjem različitih Monte Carlo programa i verzija: MCNP4B (Briesmeister, 1997), MCNPX (Pelowitz, 2005), MCNP6 (Pelowitz, 2014), PENELOPE (Penelope 2014) i različite biblioteke fotona (mcplc22, 7bplib89).

Karakteristika simuliranog scenarija

Projekcije – Pošto je cilj studije bio da se reprodukuju interventne procedure kao što su PTC, PTBD ili TIPS, bio je potreban smanjen broj projekcija rendgenskog zraka. U intervencijskim radiološkim procedurama postero-anteriorna projekcija (PA) je dominantna, ako ne i jedina projekcija u većini situacija. Međutim, da bi se kompletirala analiza, dodate su tri dodatne projekcije rendgenskog zraka: Desno-prednji kosi 25°, RAO 25°, levo-prednji kosi 25°, LAO 25° i kranio-kaudalni 25°, CRA 25°.

Zaštita - U referentnom scenariju je razmatrana samo zaštita ispod postolja; za poređenje sa merenjima simulirana je zaštita, kao jednostavni sloj olova zadate debljine.

Izvor rendgenskih zraka – Rendgenski snop je simuliran kao tačkasti izvor koji emituje fotone u vidu konusa, fiksnog otvora, ka pacijentu. Da bi se reprodukovalo kvadratno polje savremene digitalne opreme, idealan filter je umetnut između izvora i simuliranog KAP (Kerma Air Product) metra. Ovaj filter apsorbuje sve fotone izvan svog centralnog kvadratnog

otvora (tj. imp:p = 1 u centru i imp:p= 0 izvan otvora u MCNP sintaksi kreiranog ulaznog fajla). Spektri rendgenskog snopa su odabrani iz IPEM kataloga (IPEM 1997) i variraju u smislu kV i dodatne Al i Cu filtracije (videti Tabelu 9.1).

KAP-metar – KAP-metar je dizajniran kao jednostavan tanak paralelepiped ispunjen vazduhom, pozicioniran između izvora i pacijenta, koji se rotira zajedno sa izvorom. Simulirana ulazna KAP vrednost je korišćena za normalizaciju svih izračunatih veličina za svaku kombinaciju snopa i projekcije.

Rastojanje C – Rastojanje između izvora i kože (SSD) je podešeno na oko 60 cm, a rastojanje između izvora i uređaja za sliku (SID) je bilo oko 90 cm. Ove udaljenosti su održavane konstantnim za sve uslove zračenja i prilično su reprezentativne za rutinsku praksu.

AEC- Na ulazu uređaja za snimanje, gde treba detektovati zračenje koje izlazi iz pacijenta, drugi tanak sloj ispunjen vazduhom (ovde nazvan IDEK: ulazna kerma uređaja za sliku) koristi se za normalizaciju među projekcijama. Ovo bi trebalo da imitira prisustvo automatske kontrole ekspozicije (AEC). IDEK vrednost je korišćena za normalizaciju izračunatih veličina na stanje PA (izabrano kao referentna projekcija) kada su različite projekcije upoređene.

Dozimetri – Da bi se simuliralo merenje tokom medicinske procedure, simulirane su sferne zapremine, ispunjene vazduhom, na različitim pozicijama na zaštitnoj kecelji operatera. Fluensi su konvertovani u $H_p(10)$ korišćenjem $H_p(10)/\phi$ konverzionih koeficijenata (ICRU 1996) (DE/DF kartica u MCNP sintaksi).

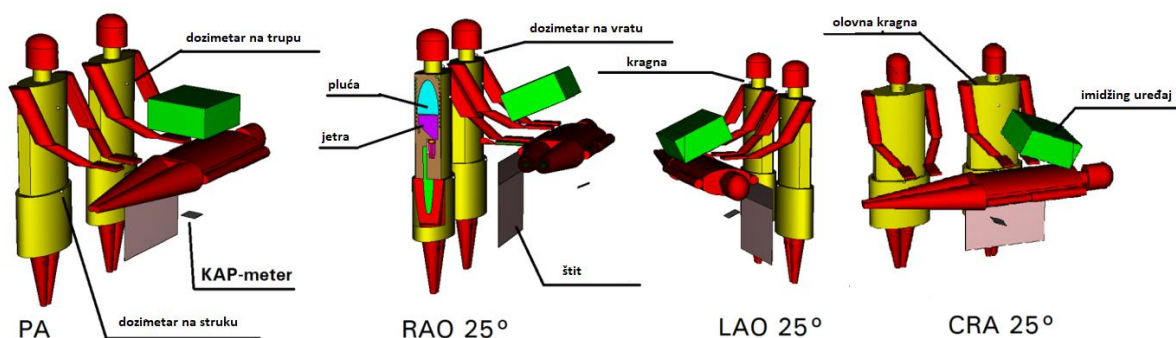
Faktor transmisije kecelje – Da bi se izračunao faktor transmisije zračenja simulirane kecelje, simulirana je dodatna sfera na istoj visini sfere koja simulira dozimetar iznad kecelje. Faktor transmisije kecelje je izračunat kao odnos apsorbiranih doza unutrašnje i spoljašnje sfere.

Merenja u bolnicama

U cilju poređenja simuliranih vrednosti sa realnim situacijama, izvršena je serija merenja na interventnim radiološkim odeljenjima tri bolnice u Italiji i Hrvatskoj. Korišćeni su elektronski dozimetri (DMC 2000Ks i DMC 3000 Mirion Technologies Inc.). Stavljani su preko kecelje, blizu dozimetra koji se obično koristi za rutinsko praćenje. Za svaku praćenu proceduru $H_p(10)$ registrovano je trajanje fluoroskopije, KAP vrednost, preovlađujuća kV vrednost i moguća dodatna zaštita.

Tabela 9.1. Simulirani kvaliteti zraka. Red 1 je referentni slučaj (Ferrari i dr., 2019)

Broj zraka	Izvor kV	Al filtracija (mm)	Cu filtracija (mm)	Izračunata srednja energija (keV)
1	90	3	0.2	54.8
2	70	3	0	40.2
3	70	3	0.4	50.2
4	80	3	0.4	54.8
5	80	4	0	45.4
6	100	4	0.6	65.0
7	100	5	0	53.2
8	110	3	0.2	60.9
9	110	3	0.9	71.2
10	110	4	0	54.7



Slika 9.4 Geometrije simuliranih scenarija za četiri razmatrane projekcije (Ferrari i dr., 2019)

9.2.3 Rezultati

Simulacija $H_p(10)$

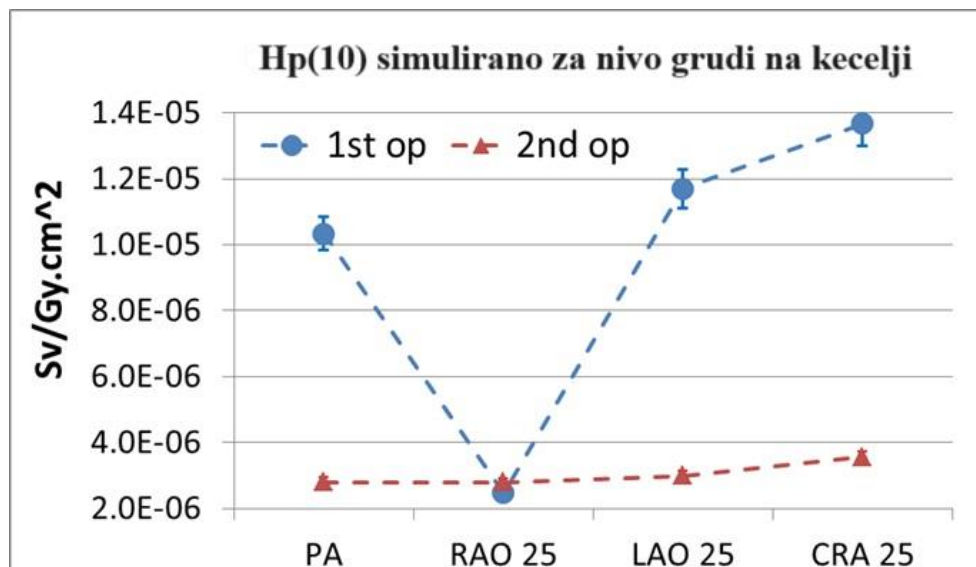
Na sl. 9.5 prikazane su simulirane vrednosti koeficijenata konverzije $H_p(10)/KAP$ na nivou grudi, preko kecelje za prvog i drugog operatera za kvalitet zraka 1 u Tabeli. 9.1, bez dodatne zaštite (tj. za referentni slučaj). Koeficijenti konverzije su reda $10 \mu Sv/Gy \cdot cm^2$ i $3 \mu Sv/Gy \cdot cm^2$ za prvog i drugog operatera. Jedinu razliku daje RAO 25° projekcija za prvog operatera. U ovom slučaju, uređaj za snimanje deluje kao dodatna zaštita za radiologa (sl. 9.4) smanjujući polje rasejanja koje dopire do trupa.

Da bi se oponašali rezultati dobijeni sa dozimetrom postavljenim ispod zaštitne kecelje, koeficijenti konverzije $H_p(10)/KAP$ su pomnoženi sa izračunatim faktorom transmisije (sl. 9.6). Rezultujuće slabljenje doznog ekvivalenta od oko dva reda veličine je u saglasnosti sa rezultatima izračunatim od strane Saldarriaga i dr. (2018).

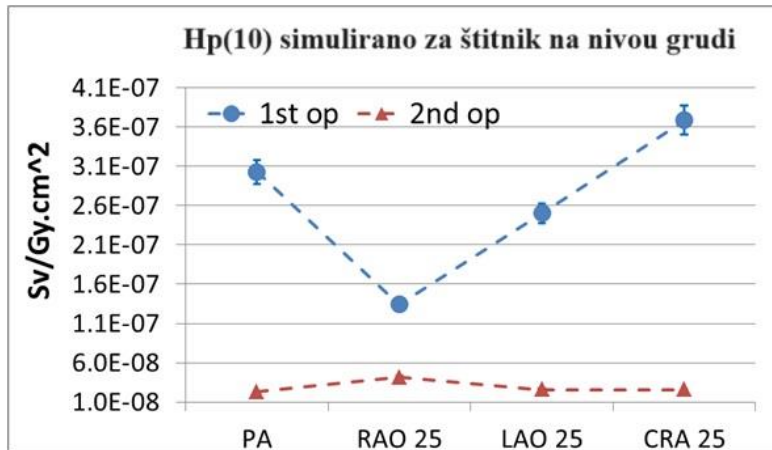
Uzimajući u obzir energetska zavisnost, koeficijenti konverzije $H_p(10)/KAP$ rastu sa energijom snopa rendgenskih zraka (sl. 9.7); ovo se odnosi samo na projekciju PA, koja je dominantna. Uticaj energetskog spektra na rezultate može se uočiti s obzirom na snopove koji imaju istu srednju energiju (snopovi 1, 4 i 10 u Tabeli 9.1).

Na istoj sl. 9.7 moguće je videti kako se koeficijenti konverzije $H_p(10)/KAP$ razlikuju između dva operatera. Ovaj efekat je uzrokovan varijacijom fluensa fotona na različitim visinama operatera na različitim udaljenostima. U stvari, odnos između fluensa fotona izračunatog za drugog operatera i fluensa fotona za prvog operatera je 0.25, ako se uzme u obzir dozimetar postavljen na nivou grudi, i 0.87, za dozimetar postavljen na nivou vrata (za referentni slučaj). To je razlog zašto su rezultati prvog i drugog operatera sličniji kada se uzme u obzir dozimetar postavljen na zaštitnu kragu, koja je zaštitno sredstvo za tiroidu (sl. 9.8).

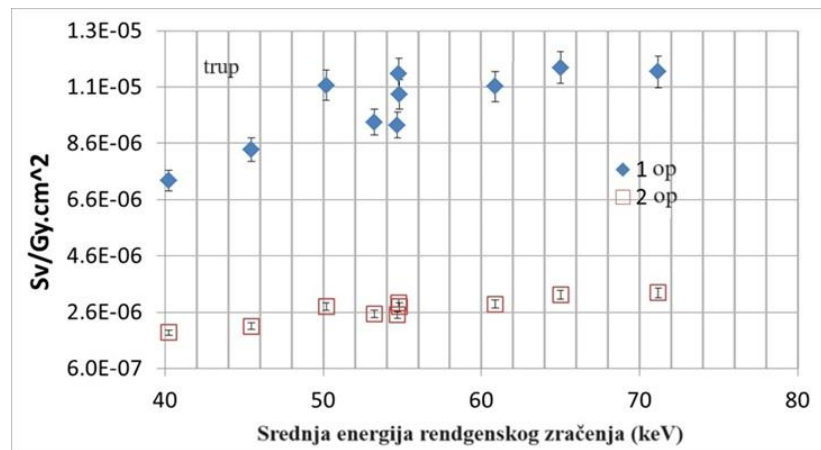
U Tabeli 9.2 prikazani su koeficijenti konverzije $H_p(10)/KAP$ za tri dozimetra, postavljena na različitim visinama kecelje operatera (struk, grudi, vrat), na sagitalnoj srednjoj ravni, za referentni slučaj.



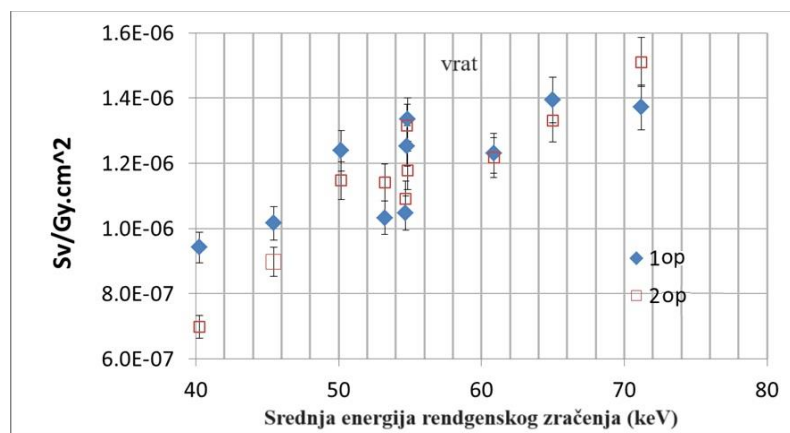
Slika 9.5 $H_p(10)$ doza preko kecelje simulirana za četiri projekcije (normalizovano vrednostima KAP-a na svim slikama)



Slika 9.6. Hp(10) sa zaštitnom kecljom simulirano za četiri projekcije (Ferrari i dr., 2019)



Slika 9.7. Hp(10) simulirano na nivou grudi za PA projekciju za kvalitet zraka iz Tabele 9.1 (Ferrari i dr., 2019)



Slika 9.8. Hp(10) simulirano na nivou vrata za PA projekciju za kvalitet zraka iz Tabele 9.1 (Ferrari i dr., 2019)

Tabela 9.2. Simulirani ekvivalent doze (KAP-normalizovan), za PA projekciju i kvalitet snopa 1, za tri različite pozicije dozimetra na keclji operatera (nesigurnosti reda 5% pri jednoj standardnoj devijaciji) (Ferrari i dr., 2019)

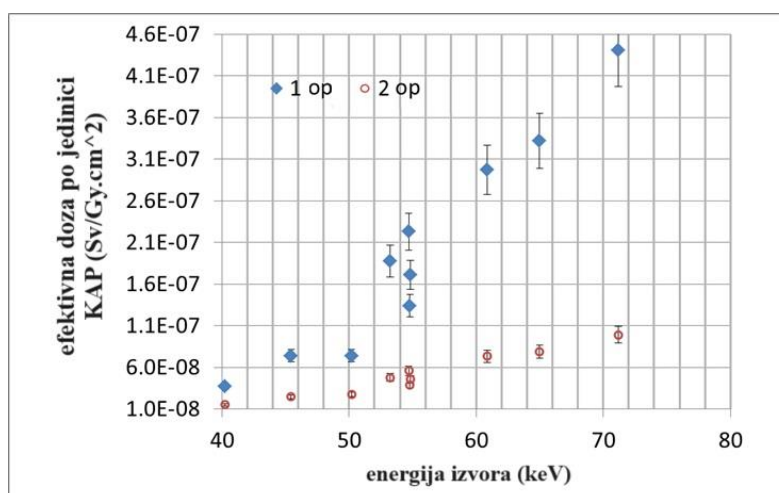
Položaj dozimetra	1. ^{op} $H_p(10)/KAP$ $Sv/Gy \cdot cm^2$	2. ^{op} $H_p(10)/KAP$ $Sv/Gy \cdot cm^2$	Odnosi između 2. i 1. operatera $H_p(10)/KAP$
Struk	1.30E-05	6.06E-06	0.47
Grudi	1.03E-05	2.80E-06	0.27
Vrat	1.33E-06	1.18E-06	0.89

Simulacija efektivne doze

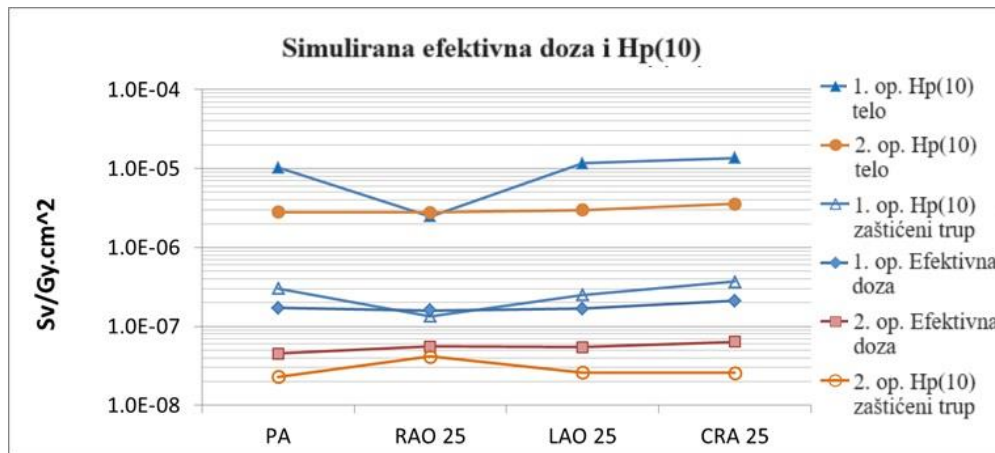
U okviru aproksimacije koja se generalno prihvata sa ovim fantomima za izračunavanje doze na površinama kostiju i crvenoj koštanoj srži (Lee 2006), može se izračunati *efektivna doza*.

Slika 9.9 prikazuje ponašanje efektivnih koeficijenata konverzije *doze* za dva operatera, koji nose keclje, ali u odsustvu dalje zaštite. Oni se odnose na PA projekciju. Ostale projekcije su prikazane na sl. 9.10. Efekat delimične zaštite koju daje RAO 25° je ovde potisnut jer je većina ciljnih organa već zaštićena kecljom.

Zanimljivo je uporediti rezultate koeficijenata konverzije *efektivnih doza*, E/KAP , i koeficijenata konverzije $H_p(10)/KAP$, simuliranih za dozimetar iznad i ispod postolja. Na sl. 9.10 se može videti da dozimetar ispod postolja daje vrednosti sličnije efektivnoj *dozi*, međutim, uzimajući u obzir drugog operatera, trebalo bi primeniti kombinaciju dva očitavanja ili barem odgovarajući faktor korekcije.



Slika 9.9 Efektivna doza simulirana za PA projekciju za kvalitet zraka iz tabele 9.1



Slika 9.10. Poređenje između efektivne doze simulirane za četiri projekcije i procenjenog $H_p(10)$ preko kecelje i zaštite za referentni slučaj (Ferrari i dr., 2019)

Poređenje sa merenjima

Poređenje merenja i MC simulacije može se pretpostaviti kao neka vrsta validacije. U bolničkom okruženju, svako merenje je jedna tačka sa preciznošću od 10% (uzimajući u obzir vrednost koju registruje elektronski dozimetar), ali veća nesigurnost može biti povezana sa varijabilnosti i složenošću procedura, usled razlike u operaterima (videti na primer efekat visine i ugla operatera u (Principi, 2016) i različite veličine pacijenata. Štaviše, kada se koristi dodatna zaštita, nesigurnost merenja je veća zbog niže doze (i veće povezane nesigurnosti). U simulacijama, preciznost je reda veličine 5%, ali su operateri u fiksnoj položaju. Dozimetri su simulirani na fantomskoj sagitalnoj srednjoj ravni radi jednostavnosti, a ne na levoj strani, gde se dozimetar uglavnom nosi. Ovo je urađeno da bi se izbegla moguća delimična zaštita, zbog fiksne geometrije, koju daje leva ruka (posebno utiče na drugog operatera, videti sliku 9.4).

Ekvivalent doze je dobijen množenjem koeficijenata konverzije $H_p(10)/KAP$ (za PA projekciju) sa izmerenim KAP. Za svaki slučaj je izabran koeficijent konverzije izračunat za energiju snopa iz Tabele 9.1 koji je sličniji pretežnoj kV vrednosti korišćenoj u bolničkoj proceduri.

U narednim tabelama prikazane su tri situacije: bez izolacije, sa plafonskom zaštitom od olova 0.5 mm i sa pokretnom zaštitom od olova od 1 mm.

U Tabeli 9.3 prikazani su rezultati merenja izvršenih u bolnici AOSP S.Orsola-Malpighi (Italija) za prvog ili drugog operatera, bez dodatne zaštite. Vrednost $H_p(10)$ je merena elektronskim dozimetrom postavljenim na nivou grudni, na zaštitnoj kecelji. Izračunata

vrednost $H_p(10)$ se dobija množenjem simuliranih $H_p(10)/KAP$ konverzionih koeficijenata ($\mu Sv/Gy \cdot cm^2$) sa izmerenom vrednošću KAP ($Gy \cdot cm^2$).

Tabela 9.3 Rezultati merenja u bolnici AOSP S. Orsola-Malpighi, bez zaštite

Slučaj	Operater	Procedura	Izmerena KAP vrednost ($Gy \cdot cm^2$)	kV	Izmerena vrednost $H_p(10)$ (μSv)	Simulirani broj zraka	Konverzioni koeficijent ($\mu Sv/Gy \cdot cm^2$)	Izračunata vrednost $H_p(10)$ (μSv)
1	Prvi	PTC	32.5	88	141	1	1.03E-05	333
	Drugi				52		2.80E-06	90
2	Prvi	PTC	79.96	85	749	4	1.11E-05	884
3	Drugi	SAVETI	82.37	99	219	7	2.54E-06	209
4	Prvi	PTC	35.18	96	456	7	9.35E-06	329
	Drugi				37		2.54E-06	89
5	Prvi	PTC	19.18	90	216	1	1.03E-05	205
	Drugi				87		2.80E-06	55

Broj slučajeva je ograničen, ali kao što se može videti, izmerene i izračunate vrednosti $H_p(10)$ su uvek uporedive, barem u smislu reda veličine, u velikom opsegu vrednosti. U tri slučaja izračunate vrednosti precenjaju merenja (kao u slučaju 1 za prvi i 1 i 4 za drugog operatera); u dva slučaja potcenjuju (prvi operater slučaj 4 i drugi slučaj 5) i u tri slučaja može se naći dobaro slaganje (slučaj 2, 3 i 5 (prvi operater)).

U Tabeli 9.4 prikazani su rezultati merenja obavljenog u bolnici Redo Emilija – IRCCS (Italija) za prvog operatera koji radi sa plafonom od 0.5 mm Pb. U simulaciji je reprodukovan plafonski štit.

Tabela 9.4 Rezultati merenja u bolnici Reggio Emilia - IRCCS, olovni štit od 0.5 mm

Slučaj	Procedura	Izmerena KAP ($Gy \cdot cm^2$)	kV	Izmerena $H_p(10)$ (mSv)	Simulirani broj zraka (Tabela 9.1)	Koeficijent konverzije ($mSv/Gy \cdot cm^2$)	Izračunati $H_p(10)$ (mSv)
6	PTC	53.2	102	34	7	9.62E-07	51
7	PTC	31.8	90	17	1	7.89E-07	25
8	PTA	49.2	89	11	1	7.89E-07	39
9	PTC	22.2	80	13	5	8.39E-07	19

U cilju proširenja naše evaluacije na veći deo interventne radiologije odlučeno je da se koriste i podaci iz različitih vrsta intervencijskih radioloških procedura. U Tabeli 9.5 prikazani su

rezultati mjerenja u Univerzitetnoj bolnici Osijek (Hrvatska). Oni se odnose samo na prvog operatera koji radi iza velikog štita od 1 mm Pb debljine koji je reprodukovano u simulaciji. U ovom slučaju još uvek je moguće izračunati $H_p(10)$, ali nesigurnosti vezane za položaj operatera tokom vežbe utiču na veće rezultate, zaista, nesigurnost povezana sa merenjima nekoliko mikrosiverta može biti veoma visoka. Ipak, opšti rezultati su i dalje zadovoljavajući, posebno za slučajeve 11, 12, 13, 14, 18, 22 i 23.

Tabela 9.5 Rezultati merenja u Univerzitetnoj bolnici Osijek, 1 mm Pb zaštita

Procedura	Izmerena KAP(Gy.cm ²)	kV	Izmerena $H_p(10)$ (mSv)	Simulirani broj zraka (Tabela 9.1)	Koeficijent konverzije (mSv/Gy.cm ²)	Izračunati $H_p(10)$ (mSv)
DSA	8.8	68	1	2	5.73E-08	0.5
PTA BTK	11.8	68	1	2	5.73E-08	0.7
DSA + KRST PTA ILIAC. FEM-POP	173.7	80	15	5	7.17E-08	12.5
PTA FEM-POP + STENT	22	72	1	2	5.73E-08	1.3
PTA ILIAC BILL	32	72	2	2	5.73E-08	1.8
DSA + PREKO PTA FEM-POP + STENT	36.7	70	3		5.73E-08	2.1
PTA FEM-POP. BTK	9.2	72	1	2	5.73E-08	0.5
PTA FEM-POP + STENT	8.9	78	1	5	7.17E-08	0.6
PTBD	38	97	5	7	1.24E-07	4.7
PTBD + STENT	74.5	70	2	2	5.73E-08	4.3
PTBD	83.8	93	3	1	1.20E-07	10.1
PTBD	44.2	72	1	2	5.73E-08	2.5
PTBD	18	66	1	2	5.73E-08	1.0
PTBD	30	74	2	2	5.73E-08	1.7
PTBD	29.5	69	1	2	5.73E-08	1.7

DSA: Digitalna subtrakciona angiografija – kompletna studija oticanja donjih ekstremiteta; PTA: Perkutana transluminalna angioplastika; BTK: ispod kolena; CROSS OVER: kontralateralni, unakrsni pristup; ILIAC: ilijačne arterije, FEM-POP: femoropoplitealna arterija, STENT: dodatno stentiranje; RAČUN: bilateralni; PTBD: perkutana transhepatična bilijarna drenaža

9.2.4 Diskusija

Kako je cilj ovog rada bio modelovanje stanja ekspozicije interventnih radiologa, jedna od glavnih tačaka je bila utvrđivanje tačnosti vrednosti koje se mogu izračunati kroz Monte Carlo

simulirane scenarije. Grubo poređenje prikazano u Tabelama 9.3, 9.4 i 9.5 daje predstavu o opsegu validnosti izračunatih veličina. S obzirom na to da medicinskom osoblju koje obavlja te procedure nije postavljena nikakva posebna obaveza ili zahtev, osim nošenja dodatnog dozametra, smatramo da je, čak i u slučaju većeg odstupanja, mogućnost imitiranja izloženosti operatera.

Ako se uzme u obzir varijabilnost ovih postupaka i varijabilnost doza, procenjeni podaci su koherentni sa onim što se može naći u literaturi. Koeficijenti konverzije za prvog operatera za kvalitet zraka 1 su reda $10 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ u odsustvu zaštite, smanjujući na $0.8 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ i $0.1 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ u slučaju 0.5 mm i 1 mm olovne zaštite. Neoklopljena vrednost je u skladu sa $8.3 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ koju su pronašli Leiton i dr. koristeći PMMA ploče i plastične fantome (Leiton 2016). Smanjenje faktora 3 ili 4 u ekspoziciji, prelazeći sa prvog na drugog operatera, koherentno je sa sličnim procenama (Tsalafoutas 2008). Oko (muške) *efektivne doze*, E/KAP za prvog operatera varira od 0.03 do $0.4 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$. Ove procene su koherentne sa vrednostima od $0.06 - 0.2 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ koje su objavili Kim i dr. (2012). Zaista, moguće je uporediti rezultate koje su izračunali Santos i dr. (2018), koji su koristili antropomorfne voksel modele, sa podacima za drugog operatera (prisustvo zaštite isključuje direktno poređenje sa prvim operaterom). U Santos i dr. 2018 E/KAP, za zaštitu PA, različite kV i veličine pacijenata, variraju u opsegu $0.02 - 0.07 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ što je u skladu sa 0.03 do $0.09 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ pronađenim u ovom poglavlju.

9.2.5 Zaključak

U ovom poglavlju predstavljen je i validiran model za simulaciju $H_p(10)$ osoblja koje radi u interventnoj radiologiji. U granicama rigidnosti simuliranih geometrija, s obzirom na veću varijabilnost realnog stanja, poređenje sa merenjem u bolnicama pokazalo je dobro slaganje. Ovaj model se može koristiti za određivanje efekta zaštite, u dozimetrijskoj karakterizaciji radiološke sobe i za testiranje algoritama za dvostruku dozimetriju za *efikasno* izračunavanje doze u interventnim procedurama.

Kada iz nekih razloga direktna dozimetrija nije dostupna, koeficijenti konverzije $H_p(10)/\text{KAP}$ mogu dati grubu procenu ličnog *ekvivalenta doze* koji je primio pojedinac. To može biti korisno, na primer, u slučaju da osoblje nije normalno izloženo zračenju, da pomogne pacijentu tokom prakse.

9.3 UTICAJ ZAŠTITNE KECELJE NA ODZIV AKTIVNIH I PASIVNIH LIČNIH DOZAMETARA KOJI SE KORISTE U INTERVENTNOJ RADIOLOGIJI I KARDIOLOGIJI

U interventnim procedurama vođenim fluoroskopijom preporučuje se da medicinski radnici nose dva lična dozimetra. Kombinacija rezultata koristi za bolju procenu efektivne doze, dok dozimetar iznad zaštitne odeće može pomoći da se proceni ekvivalentna doza očnog sočiva.

Kada se lični dozimetar nosi iznad zaštitne kecelje, detektovano polje resejanog zračenja se menja od slučaja do slučaja. Ovo poglavlje sumira rezultete analiza promena u odzivu 7 pasivnih i 8 aktivnih ličnih dozimetara kada su postavljeni iznad odeće koja je ekvivalentna olovu za S-Cs i X zrake kvaliteta rendgen dijagnostike. Monte Carlo simulacije su se dodatno koristile radi poređenja sa eksperimentalnim rezultatima (Ginjaume i dr., 2018).

Utvrđeno je da je kod pasivnih dozimetara uticaj sloja ekvivalentnog olovu na dozimetar bio u rasponu od 15-38% za kvalitet rendgenskih zraka; ovaj efekat je manji, reda veličine 10%, kada se koristi odeća bez olova i mnogo manji, unutar 1-10% za većinu APD-a (Aktivni Personalni Dozimetar) koji su korišćeni u studiji.

Iz ovih rezultata dolazi se do zaključka da se prilikom upoređivanja merenja pasivnih i aktivnih dozimetara koji se nose iznad zaštite u interventnoj radiologiji, može očekivati razlika od 20-40%. Efekat dvostuke dozimetrije nije toliko od značaja u generalnom smislu, ali može biti od velike važnosti na radnim mestima gde se praćenje dozimetrije očnih sočiva zasniva na upotrebi dozimetra koji se nosi preko olovne kecelje ili okovratnika za štitnu žlezdu.

9.3.1 Uvod

Praćenje doze medicinskih radnika izloženih spoljašnjem jonizujućem zračenju obično se vrši merenjem personalnog doznog ekvivalenta, na dubini od 10 i 0.07 mm, $H_p(10)$ i $H_p(0.07)$, sa dozimetrom smeštenim na izvesnoj poziciji na telu radnika (ICRU 1992; ICRP, 1997, ICRP 2007). U homogenim poljima, $H_p(10)$ je dobra procena efektivne doze E , a vrednost $H_p(10)$ se može uporediti sa relevantnim granicama doze za E . Međutim, kada medicinsko osoblje nosi zaštitnu odeću, kao što su olovne kecelje ili okovratnike za štitnu žlezdu, polje zračenja više nije homogeno i stoga $H_p(10)$ i $H_p(0.07)$ ne daju dobru procenu efektivne doze, E .

Ovo je situacija u interventnim procedurama vođenim fluoroskopijom gde osoblje radi u neposrednoj blizini izvora zračenja (rendgenska cev i rasejano zračenje pacijenata) i štiti deo tela ličnim štitom. U ovoj situaciji ICRP preporučuje upotrebu dva dozimetra, jedan iznad zaštite, a drugi ispod zaštite (ICRP 2001). Određivanje E korišćenjem algoritma koji kombinuje

očitanje dva dozimetra je poznato kao „dvostruka dozimetrija“ (Clerink i dr. 2008). Primenom takve dvostruke dozimetrije može se dobiti bolja procena E nego sa samo jednim dozimetrom iznad ili ispod olovne kecelje. Zaista, jedan dozimetar ispod zaštitne kecelje će potceniti E , dok će jedan dozimetar iznad značajno preceniti E .

Iako se dvostruka dozimetrija koristi više od 20 godina, njena upotreba još uvek nije uobičajena praksa u mnogim zemljama (Bartlett i dr., 2000; Carinou i dr., 2018). Osim toga, ne postoji konsenzus o najprikladnijem algoritmu za radnike u interventnoj radiologiji. Jarvinen i dr., 2008 su objavili detaljan pregled literature o dostupnim algoritmima dvostruke dozimetrije i zaključili da ne postoji samo jedan algoritam koji je optimalan za sve procedure (Jarvinen i dr., 2008a; 2008b). Međutim, oni su takođe preporučili upotrebu dva dozimetra umesto jednog dozimetra.

Interesovanje za dvostruku dozimetriju, a posebno za upotrebu dozimetra celog tela koji se nalazi na nezaštićenom delu tela (iznad zaštitne kragne štitaste žlezde) poraslo je zbog preporuke ICRP-a, IAEA i Evropska komisija (EK) da se smanji godišnja granica doze očnih sočiva za izložene medicinske radnike na 20 mSv (ICRP, 2012; IAEA, 2014; EC, 2014). Ova nova vrednost je pokrenula veliko interesovanje za praćenje očnih sočiva, posebno za radna mesta gde su oči posebno blizu emitera zračenja, kao što je interventna radiologija. Za radnike koji su podložni izloženosti većoj od ekvivalentne doze od 15 mSv godišnje za očno sočivo biće uspostavljen adekvatan sistem za praćenje prema Evropskoj direktivi 2013/59 (EC, 2014). Pored toga, ISO 15382 preporučuje praćenje očnog sočiva za radnike ako postoji razumna verovatnoća da će u jednoj godini primiti dozu veću od 15 mSv ili u uzastopnim godinama veću od 6 mSv godišnje (ISO, 2015).

Najtačniji metod za praćenje ekvivalentne doze očnog sočiva, $H_{\text{sočiva}}$, je merenje personalnog doznog ekvivalenta doze na dubini od 3 mm, $H_p(3)$, sa dozimetrom koji se nosi što bliže oku i kalibrisan na fantomu glave (ICRU, 1992; Carinou i dr., 2015). Međutim, u praksi, nošenje dozimetra blizu oka nije baš udobno i mnogi korisnici radije procenjuju $H_p(3)$ do $H_p(10)$ ili $H_p(0,07)$ mereno dozimetrima koji se nose iznad zaštite (IAEA, 2013; Broughton i dr., 2013; Carinou i dr., 2014). Zbog toga se trenutno preporučuje upotreba dvostruke dozimetrije za bolju procenu E i $H_{\text{sočiva}}$ kada je deo tela zaštićen.

Lični dozimetar mora biti dizajniran da meri količinu $H_p(d)$. Zahtevi za tipična ispitivanja mogu se naći u IEC62387 za pasivne dozemetre (IEC, 2012), i u IEC61526 za aktivne dozemetre (IEC, 2010). $H_p(d)$ je definisan u tački na telu, što inherentno uključuje zračenje koje telo rasejava nazad (ICRU 1992). Kada se takav dozimetar nosi iznad olovne kecelje, to menja

njegov odziv i više neće meriti $H_p(d)$. Ovo pitanje je delimično analizirano za LiF lične dozometre od strane Damet i dr. (2011), Saldariaga Vargas i dr. (2018) i Kuintero-Kuintero i dr. (2018).

U ovom poglavlju će se analizirati promene u odzivu, kako pasivnih tako i aktivnih, ličnih dozimetara kada su postavljeni iznad odeće koja je ekvivalentna olovu ili samom olovu. Standardne kalibracione postavke se koriste u kombinaciji sa olovom ili olovnim ekvivalentnim apsorberima. Monte Carlo simulacije se koriste da isprate eksperimentalne rezultate.

9.3.2 Materijal i metode

Vrste dozimetara

Sedam tipova pasivnih dozimetara iz sedam akreditovanih servisa personalne dozimetrije (PDS), uključujući najčešće tipove pasivnih detektora, odabrano je za studiju: filmovi, optički stimulisani luminiscentni dozimetri (OSL), radiofotoluminiscentni dozimetri (RPL) i termoluminiscentni dozimetri (TLD). Tabela 9.6. sumira karakteristike odabranih sistema. Svi dozimetri su obezbedili oba merenja $H_p(10)$ i $H_p(0,07)$, ali samo $H_p(10)$ podaci će biti razmatrani u ovoj studiji.

Tabela 9.6. Karakteristike ispitivanih pasivnih dozimetara

Tehnologija	Proizvođač	Materijal	Nosač	Kompanija
Film	Foma Bohemia	DF10+DF2	2 filma i 4 filtera	NIOM – Poland
OSL	Dosimetrics GmbH	BeO	2 detektora i 2 filtera	HMGU- Nemačka
OSL	Landauer Inlight	$Al_2O_3:C$	4 detektora i 4 filtera	SCK•CEN- Belgija
RPL	Chiyoda Technol Corp.	Fosfat staklo Ag dopirano	1 detektor i 5 filtera	IRSN-Francuska
TLD	Harshaw – TLD-100	LiF:Mg,Ti	2 detektora i 2 filtera	IRB- Hrvatska
TLD	Panasonic –	$Li_2B_4O_7$ $CaSO_4$	4 detektora i 4 filtera	Dosilab- Švajcarska
TLD	UD-802	LiF:Mg,Ti	2 detektora i 2 filtera	EEAE- Grčka

Od PDS-a je zatraženo da pripreme 12 dozimetara i da ih izmere prema uobičajenoj proceduri. Svi podaci su tretirani poverljivo korišćenjem identifikacionog koda dodeljenog svakom tipu dozimetra.

Za istraživanje je odabrano i osam tipova aktivnih personalnih dozimetara (APD), koji se često koriste u Evropi i sa poznatim zadovoljavajućim energetske odgovorom za fotonsko zračenje u energetske opsegu od 30 do 100 keV. Tabela 9.7 prikazuje listu i glavne karakteristike testiranih APD-a; svi su bili zasnovani na poluprovodnicima za detekciju zračenja. Poslednja kolona u Tabeli 9.7 pokazuje broj jedinica po tipu svakog APD-a koji je korišćen u ovoj studiji.

Tabela 9.7. Karakteristike testiranih aktivnih ličnih dozimetara (APD)

Proizvođač	Tip	Energetski opseg	Raspon brzine doze	Broj jedinice
Atomtek	AT3509C	15 keV- 10 MeV	100 nSv/h - 5 Sv/h	2
Dosilab	ED M III	20 keV - 6 MeV	500 nSv/h - 1 Sv/h	3
Mirion Technologies	DMC 2000	20 keV - 7 MeV	10 μ Sv/h - 10 Sv/h	3
Mirion Technologies	DMC 3000	16 keV - 7 MeV	10 μ Sv/h - 10 Sv/h	3
Polimaster	PM1610A	20 keV - 10 MeV	10 nSv/h - 12 Sv/h	1
Polimaster	PM1621A	10 keV - 20 MeV	10 nSv/h - 200 mSv/h	2
RaiSafe	RaiSafe i2	33 keV - 101 keV	40 μ Sv/h - 300 mSv/h	4
Thermo Fisher Scientific	EPD Mk2	16 keV - 7 MeV	50 nSv/h - 4 Sv/h	3

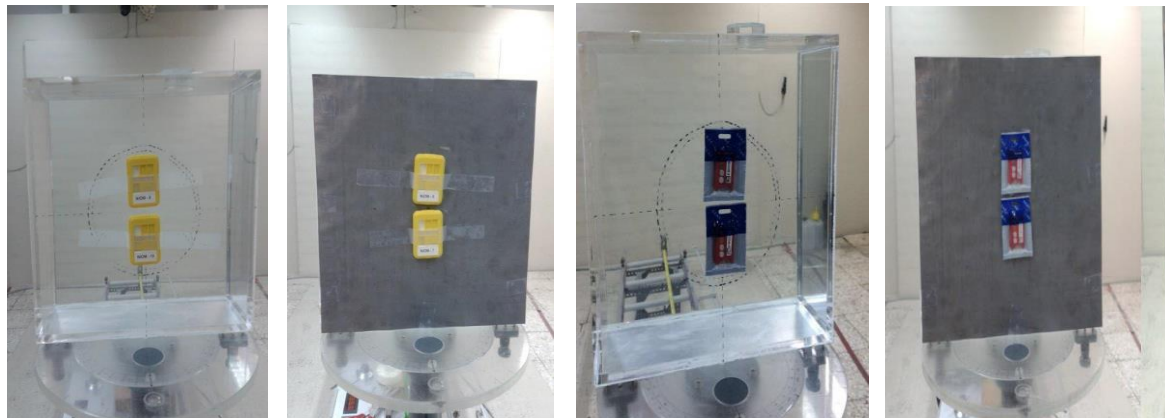
Podešavanje zračenja

Ozračivanje je obavljeno u akreditovanim laboratorijama za kalibraciju sekundarnih standarda UPC (Španija), NIOM (Poljska), KIT (Nemačka) i EEAE (Grčka). Dozimetri su ozračeni na ISO pločastom fantomu prema preporukama ISO 4037-3 (ISO, 1996). Kvaliteti zračenja korišćeni u zračenju su: standard IEC 61267, kvalitet zračenja u snopovima zračenja koji izlaze iz uređaja izvora rendgenskih zraka (koji se nazivaju RKR serija) (IEC 2005) za napon rendgenske cevi od 70 kV (RKR 5) i 120 kV (RKR 9) i izabrani su standard ISO 4037-1 gama kvaliteta koji odgovara ^{137}Cs (koji se naziva S-Cs) (ISO 1992). Referentni lični ekvivalent doze $H_p(10)$ je određen korišćenjem koeficijentata konverzije iz vazdušne kerme u $H_p(10)$, $h_{pK}(10, E)_{\text{ploča}}$, prikazanih u Tabeli 9.8. Za S-Cs je korišćen koeficijent naveden u ISO 4037-3. Za RKR kvalitete zračenja, konverzioni koeficijenti su izračunati korišćenjem Monte Carlo simulacije prema proceduri opisanoj u radu (Principi i dr., 2016). Tabela 9.8. sumira glavne karakteristike referentnih kvaliteta zračenja korišćenih u testovima, koeficijente konverzije i opseg doze zračenja.

Tabela 9.8. Kvaliteti zračenja, koeficijenti konverzije i opseg doze

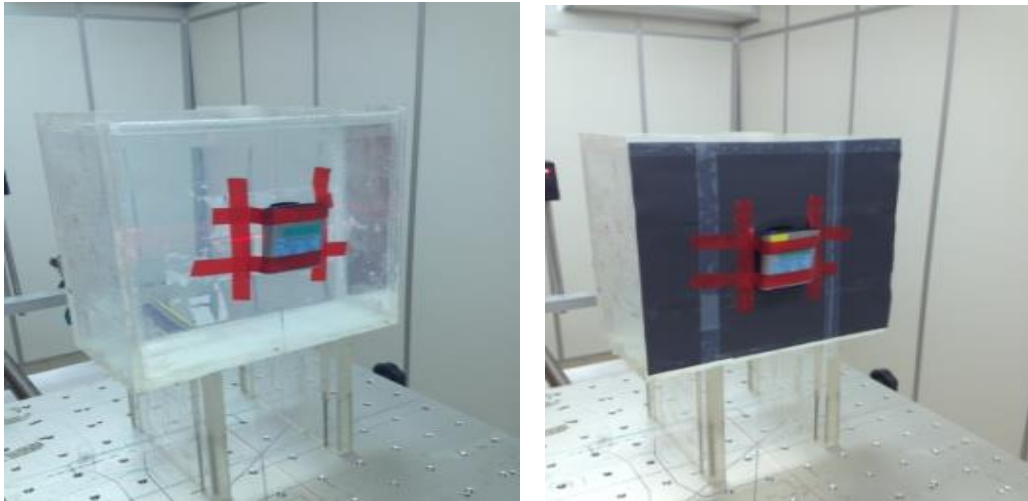
Kvalitet zračenja	Radionuklid/ Napon cevi (kV)	HVL (mm Al)	Srednja energija (keV)	$h_{pK}(10, E)$ ploča (mSv/ mGi)	Raspon doze (mSv)
S-Cs	¹³⁷ Cs	-	662	1.21	2 – 5
RKR 9	120	5.00	56	1.52	2 – 5
RKR 5	70	2.41	38	1.176	2 - 5

Kod pasivnih dozimetara, za svaki kvalitet zračenja, istovremeno su ozračene dve jedinice svakog tipa dozimetra. Zatim su ponovljena zračenja dva dodatna dozimetra, postavljajući sloj olova od 0.5 mm između dozimetara i fantoma. Slika 9.11 ilustruje podešavanje za dva tipa pasivna dozimetra. Posle ozračivanja, pasivni dozimetri su poslani u PDS na procenu. PDS nisu imali informacije o podešavanju zračenja: kvalitetu fotonskog zračenja ili kada je olovni sloj bio prisutan, ili nije korišćen. Uključena su dva pozadinska dozimetra tako da su pozadinske i transportne doze uzete u obzir.



Slika 9.11. Primer zračenja sa i bez olovnog sloja za film i TLD dozimetar

Za APD, jedan dozimetar je postavljen u centar fantoma. Dozimetri su postavljeni okomito na osu snopa zračenja, uzimajući u obzir uputstva proizvođača u pogledu određivanja centra aktivne oblasti. Ozračivanja kao i u slučaju pasivnih dozimetara vršena su na ISO fantomu bez i u prisustvu sloja olova od 0.5 mm. Sve dostupne jedinice svakog tipa su testirane i dobijeno je srednje očitavanje od 3 ozračivanja u svakom slučaju. Slika 9.12. ilustruje podešavanje aktivnih dozimetara.



Slika 9.12. Primer zračenja sa i bez olovnog sloja za APD

Što se tiče kliničke zaštitne odeće, olovo je zamenjeno ili kompozitnim olovom ili bezolovnim materijalima sa drugim elementima visokog atomskog broja. Ove novije kecelje proizvođači su kategorisali u smislu vrednosti ekvivalenta olova. Da bi se istražio odziv i pasivnih i aktivnih dozametara u ovim slučajevima, za *RADOS TLD* i *Thermo Fisher Scientific MK2*, ozračivanje je ponovljeno korišćenjem ISO fantoma (sl. 9.13a) i dva tipa komercijalnih kecelja (0.5 mm Pb ekvivalent): envirolit olovo - kecelju tipa 1110 LF proizvođača *ProtecKs Medical Ltd* (sl. 9.13b) i kecelju tipa KSP/N800 proizvođača *Agsa gomma SRL* (sl. 9.13c). Tačan hemijski sastav kecelja nisu dali proizvođači. Prema dostupnim informacijama, *ProtecKs* kecelja se sastoji od 75-85% kompozita teških metala, ne uključujući olovo, inkapsuliranih u vinil smolu i matricu plastifikatora, i obezbeđuje slabljenje u direktnom polju od 99.3% na 70 kV i 97.6% na 90 kV. The *Agsa gomma* je napravljena od sloja olovnog gumenog materijala ugrađenog u pamučnu tkaninu sa jedne strane i vodootpornog materijala sa druge strane i obezbeđuje slabljenje od 99% na 80 kV i 97% na 100 kV. U narednim paragrafima *ProtecKs* kecelja će se pominjati kao kecelja bez olova i *Agsa gomma* kao olovno-kompozitna kecelja.

Za drugi test, šest *Rados TLD* i tri merenja dva *Thermo Fisher Sc. EPD MK2* su korišćena za svako podešavanje. Slika 9.13. ilustruje eksperimentalnu postavku sa stvarnim keceljama koje se koriste u kliničkoj praksi.



(a)

(b)

(c)

Slika 9.13. Podešavanje zračenja pomoću pasivnih i aktivnih detektora na ISO fantomu ploče (a), ProtecKs-om kecelja (b) i Agsa gamma kecelja (c).

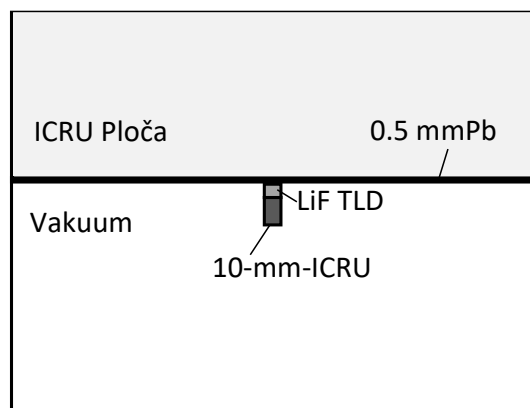
Monte Carlo simulacije

LiF dozimetar je simuliran korišćenjem MCNPX koda verzije 2.6.0. (Pelovitz, 2005) i PENELOPE/ PenEasi verzija 2015-05-30 (Salvat, 2011; Sempau i dr., 2011). Proračuni su imali za cilj bolje razumevanje uticaja olovnog sloja na odziv dozimetara i energije deponovane na detektoru koji se nalazi ispred $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ ICRU fantoma u obliku ploče sa i bez olova. Za simulacije su korišćeni broj depozicija energije u PENELOPE i F6 tally u MCNPX. Kerma aproksimacija je uzeta u obzir za simulacije zbog opsega energije fotona od interesa (Zankl i dr., 2002; Daures i dr., 2010). U ovom radu simulirano je ukupno 10^9 fotonskih istorija da bi se dobile male nesigurnosti. Ovaj broj simulacija je osigurao da je relativna statistička nesigurnost manja od 1%.

Izvor zračenja je bio ravnomerno raspoređen na izvoru dimenzija 30 cm x 30 cm (da bi se obezbedila pokrivenost cele prednje strane ploče). Postavljen je na udaljenosti od 5 cm od fantoma u vakuumu. Energetski spektri su bili zračenje S-Cs kvaliteta, kao referentne energije i IEC 61267 RQR kvaliteti od RQR 5 do RQR 9 jer su slični snopovima zračenja koji se obično sreću u fluoroskopski vođenim interventnim procedurama. Rendgenski spektri su generisani korišćenjem programa XCOMP5 (Novotni i Hofer, 1985) i parametara rendgenske cevi UPC postrojenja za zračenje korišćenih u eksperimentima (anodni ugao od 18° i 7 mm Be inherentna filtracija).

TLD je simuliran kao cilindar od LiF materijala, prečnika 4.5 mm i debljine 0.8 mm, i gustine $2.65 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$, prekriven slojem od 10 mm ICRU tkiva da bi se simulirala veličina $H_p(10)$. Ove dimenzije odgovaraju jednom od testiranih pasivnih dozimetara. Da bi se kvantifikovao efekat

prisustva olova ispod TLD dozimetra, simulacije su ponavljene sa slojem olova debljine 0.5 mm između detektora i fantoma ploče. Slika 9.14 ilustruje geometriju korišćenu u simulacijama, režim prikaza PENELOPE sa olovnim slojem.



Slika 9.14. Geometrija korišćena u simulacijama sa olovnim slojem između detektora i fantoma (Ginjaume, 2019)

MCNPX simulacije su ponovljene za sloj olova od 0.25 mm i 0.35 mm, kako bi se ilustrovala validnost ove studije u slučaju upotrebe tanjih zaštitnih odevnih predmeta.

Statistička analiza je izvršena korišćenjem softverskog paketa IBM SPSS Statistics verzija 25.0 (IBM 2017). Statistička značajnost uticaja zaštitne odeće je procenjena korišćenjem *t*- testa nezavisnih uzoraka. Nivo poverenja je postavljen na 5%.

9.3.3 Rezultati

Pasivni dozimetri

Tabela 9.9. sumira odgovore 7 PDS dozimetara. Kolone 2, 3 i 4 pokazuju odziv pasivnih dozimetara. Odgovor se definiše kao odnos prijavljene vrednosti učesnika ($H_p(10)_{\text{phan}}$) i odgovarajuće referentne vrednosti ($H_p(10)_{\text{ref}}$). Kolone 5, 6 i 7 pokazuju uticaj olovnog sloja na odziv dozimetra, određen kao odnos očitavanja dozimetra sa ($H_p(10)_{\text{pb}}$) i bez sloja olova od 0.5 mm ($H_p(10)_{\text{phan}}$). Jedna od kompanija koja je koristila TLD detektore potcenila je datu dozu za oko 60% - 40% za dati kvalitet rendgenskih zraka i oko 20% za S-Cs kada je dozimetar bio postavljen iznad olovne kecelje. Njihovi rezultati nisu uključeni u poslednje kolone Tabele 9.9, jer je prepoznata činjenica da njihov dozimetrijski algoritam nije uspeo da pravilno identifikuje vrstu polja zračenja i samim tim značajno potcenio dozu. Poslednja vrsta u Tabeli 9.9 označava broj proračuna, N. Kao što je navedeno ranije u ovom poglavlju, sva očitavanja su $H_p(0,07)$ ali

ovi podaci ovde nisu prikazani jer je ponašanje, u pogledu uticaja zaštitnih materijala, analogno.

Tabela 9.9. Rezime odziva N dozimetrijskih sistema: srednja vrednost, standardna devijacija, maksimum i minimum za ^{137}Cs , RKR 9 i RKR 5. Poređenje sa referentnom vrednošću,

$H_p(10)_{ref}$ i uticaj prisustva sloja Pb od 0.5 mm

	$H_p(10)_{phan}/H_p(10)_{ref}$			$H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{fan}$		
	S-Cs	RKR 9	RKR 5	S-Cs	RKR 9	RKR 5
Srednja	1.00	0.97	1.03	0.95	0.71	0.76
vr.						
Sd	0.11	0.12	0.15	0.04	0.05	0.04
Max	1.15	1.13	1.24	1.02	0.75	0.81
Min	0.85	0.79	0.85	0.91	0.62	0.70
N	7	7	7	6	6	6

Tabela 9.9. pokazuje karakteristike RADOS TLD kada je postavljen iznad sloja olova od 0.5 mm i iznad dva tipa zaštitnih kecelja ekvivalentnih 0.5 mm. Srednja vrednost i standardna devijacija $H_p(10)$ odnosa sa i bez apsorbera, kao i broj merenja za svaku postavku, n , dati su u Tabeli 9.10.

Tabela 9.10. Odnos merenja RADOS TLD detektora kada se postavi ispred sloja olova od 0.5 mm i ispred dva tipa zaštitnih kecelja ekvivalentnih 0.5 mm i kada se postavi direktno na fantom ISO ploče (srednja vrednost i standardna devijacija)

RADOS TLD	n	S-Cs	RKR 9	RKR 5
$H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{fan}$	2	0.96 ± 0.01	0.71 ± 0.01	0.74 ± 0.01
$H_p(10)_{bez Pb}/H_p(10)_{fan}$	6	0.99 ± 0.01	0.90 ± 0.02	0.96 ± 0.02
$H_p(10)_{Pb-komp}/H_p(10)_{fan}$	6	0.98 ± 0.02	0.75 ± 0.01	0.79 ± 0.01

Aktivni dozimetri

Tabela 9.11 sumira odgovore 8 APD za količinu $H_p(10)$. Srednja i standardna devijacija odgovora su izračunate za sve odnose posebno za svaki tip dozimetra.

Tabela 9.11. Odgovor 8 testiranih APD za $H_p(10)$ za S-Cs, RKR 5 i RKR 9 (srednja vrednost i standardna devijacija)

Proizvođač	Tip	# jedinica	$H_p(10)_{APD}/H_p(10)_{ref}$					
			S-Cs		RKR 9		RKR 5	
Atomtek	AT3509C	2	1.12	± 0.02	1.48	± 0.04	0.80	± 0.02
Dosilab	EDM-III	3	1.03	± 0.01	1.00	± 0.01	0.87	± 0.02
Mirion Technologies	DMC2000KSB	3	1.03	± 0.01	1.11	± 0.05	1.07	± 0.04
Mirion Technologies	DMC3000	3	1.01	± 0.01	1.11	± 0.01	1.14	± 0.01
Polimaster	PM1610A	1	0.96	± 0.01	1.02	± 0.01	0.88	± 0.01
Polimaster	PM1621A	2	0.97	± 0.01	1.26	± 0.07	1.13	± 0.08
RaySafe	RaySafe i2	4	0.44	± 0.03	1.04	± 0.10	0.94	± 0.10
Thermo Fisher Sc.	EPD Mk2	3	1.01	± 0.01	0.98	± 0.01	0.99	± 0.01

Tabela 9.12. predstavlja odnos merenja APD kada su ozračeni iznad sloja olova od 0.5 mm $H_p(10)_{Pb}$ i na fantomu, $H_p(10)_{phan}$, za svaki tip APD. Tabela 9.13 sumira podatke iz tabela 9.11 i 9.12, uzimajući u obzir 8 APD-a zajedno.

Tabela 9.12. Odnos $H_p(10)$ meren preko zaštite $H_p(10)_{Pb}$ i na fantomu za S-Cs; RKR 5 i RKR 9 (srednja vrednost i standardna devijacija)

Proizvođač	Tip	# jedinice	$H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{fan}$					
			Cs-137		RKR 9		RKR 5	
Atomtek	AT3509C	2	0.95	± 0.03	0.89	± 0.02	0.94	± 0.01
Dosilab	EDM-III	3	1.05	± 0.02	0.98	± 0.02	0.99	± 0.01
Mirion	DMC2000KSB	4	0.94	± 0.02	0.91	± 0.05	0.96	± 0.06
Mirion	DMC3000	3	0.95	± 0.01	0.94	± 0.01	0.99	± 0.01
Polimaster	PM1610A	1	0.95	± 0.00	0.92	± 0.02	0.99	± 0.01
Polimaster	PM1621A	2	0.95	± 0.03	0.97	± 0.03	0.97	± 0.02
RaySafe	RaySafe i2	4	0.98	± 0.02	0.78	± 0.04	0.88	± 0.05
Thermo Fisher Sc.	MK2	3	0.95	± 0.01	0.98	± 0.01	0.99	± 0.01

Tabela 9.13. Rezime odgovora N APD: srednja vrednost, standardna devijacija, maksimum i minimum za S-Cs, RKR 9 i RKR 5. Poređenje sa referentnom vrednošću, $H_p(10)_{ref}$, i uticaj prisustva 0.5 mm Pb sloja

	$H_p(10)_{phan}/H_p(10)_{ref}$			$H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{fan}$		
	S-Cs	RKR 9	RKR 5	S-Cs	RKR 9	RKR 5
Srednje	1.02	1.13	0.98	0.97	0.92	0.96
Sd	0.05	0.17	0.13	0.04	0.07	0.04
Maks	1.12	1.48	1.14	1.05	0.98	0.99
Min	0.96	0.98	0.8	0.94	0.78	0.88
N	7*	8	8	8	8	8

* Za S-Cs Raisafe nije uključen u ovu analizu jer je izvan radnog opsega koji je naveo proizvođač.

Tabela 9.14. prikazuje performanse *Thermo Fisher Sc . EPD Mk2* kada se postavi iznad sloja olova od 0.5 mm i dva tipa zaštitnih kecelja ekvivalentnih 0.5 mm. Srednja vrednost i standardna devijacija $H_p(10)$ odnosa sa i bez apsorbera, kao i broj merenja, n , za svako podešavanje su dati u Tabeli 9.9.

Tabela 9.14. Odnos *Thermo Fisher Sc . APD* kada se postavi ispred sloja olova od 0.5 mm ili ispred dve kecelje bez olova i kada se postavi direktno na fantom ISO ploče (srednja vrednost i standardna devijacija)

<i>Thermo Fisher Sc . EPD Mk2</i>	n	S-Cs		RKR 9		RKR 5	
$H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{fan}$	9	0.95	± 0.01	0.98	± 0.01	0.99	± 0.01
$H_p(10)_{bez Pb}/H_p(10)_{fan}$	6	0.97	± 0.04	0.98	± 0.01	0.99	± 0.03
$H_p(10)_{Pb-komp}/H_p(10)_{fan}$	6	0.98	± 0.01	0.99	± 0.01	0.99	± 0.01

Monte Carlo simulacija

Tabela 9.15. sumira rezultate Monte Carlo simulacije. Prikazuje odnos $H_p(10)$ iznad sloja olova od 0.5 mm i $H_p(10)$ na fantomu, $H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{phan}$, dobijen kao prosek odnosa od PENELOPE i MCNPX. Povezana nesigurnost srednje vrednosti odnosa izračunata je kao razlika između dva Monte Carlo rezultata i podeljena sa srednjom $H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{phan}$.

Tabela 9.15. Odziv simuliranog LiF TL detektora kada je postavljen iznad sloja Pb od 0.5 mm ($H_p(10)_{Pb}$) ili ispred fantoma ICRU ploče

	S-Cs	RKR 9	RKR 8	RKR 7	RKR 6	RKR 5
Visok napon (kV)		120	100	90	80	70
Srednja energija (keV)	662	56	48	44	41	38
$H_p(10)_{Pb}/H_p(10)_{fan}$	0.94	0.73	0.73	0.74	0.76	0.79
Neizvesnost srednje vrednosti (%) (k=1)	3.7	2.1	1.7	1.1	0.4	0.2

Proračuni za debljine od 0.35 mm i 0.25 mm su pokazali da je uticaj debljine olova manji od 0.5% u svim RKR kvalitetima. U slučaju S-Cs postoji varijacija od 1% i 1.7%, respektivno.

9.3.4 Diskusija

Tabela 9.9. pokazuje da svih 7 očitavanja pasivnih dozimetara imaju dobru tačnost i ponovljivost za sve testirane kvalitete zračenja, u skladu sa 2 standardne devijacije. Međutim, kada se nalazi ispred olovnog sloja, jedno od očitavanja nije bilo u mogućnosti da pravilno izmeri dozu, što ukazuje na to da bi neki algoritmi mogli imati poteškoća u ovoj situaciji. Za ostala očitavanja utvrđeno je da je uticaj olovnog sloja bio mali za ^{137}Cs , u proseku 5% sa maksimalnom potcenjivanjem od 9%, dok su za rendgensko zračenje svi sistemi potcenjivali dozu unutar raspona 19%-38%, a u proseku 25%. Najveća potcena je dobijena za RKR 9. Slično ponašanje je pronađeno, nezavisno od tipa korišćenog detektora (TLD, OSL, RPL ili film). Sproveden je t-test nezavisnih uzoraka da bi se potvrdila statistička značajnost uočenog ponašanja. Potvrđeno je da razlika nije značajna za S-Cs ($t(10)=0.682$, $p = 0.511$), ali jeste za RKR 9 ($t(10)=4.397$, $p = 0.001$) i RKR 5 ($t(10)=3.369$, $p = 0.007$).

Monte Carlo simulacije potvrđuju ove rezultate pokazujući potcenjenost od 21% za RKR 5 i od 27% za RKR 9. Takođe postoji dobra saglasnost sa nalazima Dameta i dr. (2011) i Saldariaga Vargasa (2018). Damet i saradnici (2011) su zaključili da je personalni dozni ekvivalent izmeren Radpro dozimetrom sa TLD-100 detektorima potcenjen za 20%-40% za kvalitet rendgenskog zraka koji se koristi u radiologiji kada su dozimetri postavljeni preko lične zaštite. Slično, Saldariaga Vargas i dr. (2018) su otkrili, pomoću Monte Carlo proračuna, da bi LiF lični pasivni dozimetar potcenio dozu za 17% do 37% u ovom energetskom opsegu.

U slučaju testirane zaštitne odeće (Tabela 9.10), uočeno je da, za olovnu kompozitnu kecelju (sl. 9.13c), merenja TL dozimetra nisu pokazala značajne razlike u poređenju sa odgovorom ispred sloja 0.5 mm Pb: nema promene za S-Cs ($p=0,145$) i smanjenje između 20%-25% za kvalitet rendgenskih zraka ($p<0.001$ za RKR 5 i RKR 9). Za odeću bez olova (Slika 9.13b) uticaj je bio mnogo manji, unutar 10% za oba rendgenska kvaliteta, kako su to opisali Damet i dr. (2011). Međutim, t-test nezavisnih uzoraka pokazuje statistički značajnu razliku između srednje vrednosti odgovora sa i bez odeće za rendgenske zrake.

Testirani APD (Tabela 9.11) su dali odzive unutar 20%, osim za *Raisafei2* koji potcenjuje dozu za 56% za S-Cs i *Atomek AT3509C* i *Polimaster PM1621A* koji precenjuju dozu za 26% i 48%, respektivno, za kvalitet RKR 9. Uticaj sloja olova na odziv APD-a je mnogo manji nego kod pasivnih dozametara. Za većinu APD -a odnos odgovora sa ili bez olovnog sloja je unutar 10%. Jedini izuzeci su za *RaiSafei2* i za *Atomek AT3509C*. Za *RaiSafei2* uticaj olovnog sloja je istog reda kao kod pasivnih dozametara, sa smanjenjem merenja od 12% i 23%, za RKR 5 i RKR 9, respektivno. *Atomek AT3509C* je smanjio svoj odziv za oko 11% za RKR 9. Međutim, pošto je ovaj dozimetar precenio dozu za ovaj kvalitet, može se smatrati da je merenje preko kecelje bliže referentnoj vrednosti.

Tabela 9.14 pokazuje da učinak *Thermo Fisher Sc MK2*, kada se postavi iznad sloja olova od 0.5 mm ili ispred dve komercijalne kecelje ekvivalentne olovu, ne menja odziv u odnosu kada nema zaštite. Razlike su unutar 5% i u okviru standardne devijacije merenja. Može se zaključiti da bi ostali APD dali analogne odgovore. Ova zapažanja naglašavaju činjenicu da mere APD-a neće varirati kada se nose iznad olovnog kompozita ili kecelje bez olova.

Dobro slaganje odziva dozimetara iznad sloja olova i ekvivalentnog kompozita olova pokazuje reprezentativnost rezultata ove studije u praksi. Štaviše, rezultati Monte Carlo simulacija pokazuju da se u energetskom opsegu od interesa očekuje analogno ponašanje za debljine olova između 0.25 mm i 0.5 mm.

Kao što je ranije rečeno, trenutno ne postoji jedinstveni preporučeni algoritam dvostruke dozimetrije za procenu efektivne doze, ali u većini njih doprinos efektivnoj dozi merenja nezaštićenim dozimetrom je manji od 10% (Jarvinen 2008a), tako da će uočeno potcenjivanje pasivnih dozametara od 20%-40% generalno biti zanemarljivo sa stanovišta zaštite od zračenja u proračunu efektivne doze.

S druge strane, kada se merenje prekomerne doze koristi za procenu očnog sočiva, uticaj potcenjivanja pasivnog dozimetra od 20%-40% može biti od velike važnosti, jer granice doze za očno sočivo mogu biti premašene. Nekoliko studija naglašava poteškoće da se pravilno

proceni doza ocnog sočiva pomoću dozimetra koji nije smešten blizu očiju u nehomogenom polju zračenja (Carinou i dr., 2015; Principi i dr., 2015). Rezultati ove studije ukazuju da u interventnoj radiologiji, ukoliko se koristi zaštitna odeća sa olovom, treba uzeti u obzir efekat potcenjivanja pasivnog dozimetra. Potrebne su dodatne studije da bi se potvrdio uticaj sastava zaštitnih odevnih predmeta. Da bi se prevazišao efekat zaštitne odeće u pasivnim dozimetrima, Quintero-Quintero i dr. (2018) predlažu specifičnu proceduru kalibracije koja bi se mogla prilagoditi drugim dozimetrima.

Kao što je opisano u uvodu, u praksi se ekvivalentna doza za očno sočivo često procenjuje korišćenjem dozimetra za celo telo kalibrisanog na $H_p(10)$ koji se nalazi iznad zaštite. Međutim, iako se koristi takvo merenje, rezultate praćenja ocnog sočiva treba izraziti u vidu odgovarajuće operativne veličine, $H_p(3)$.

9.3.5 Zaključak

Kada se dozimetar nosi iznad zaštitne kecelje, on više ne meri veličinu $H_p(10)$ za koju je dozimetar bio tipski testiran. Deo povratnog rasejanja tela više neće dostići do dozimetra, a promene spektra rasejanog zračenja, na primer, od olovne kecelje dovode do karakterističnih rendgenskih zraka od 72 i 75 keV.

Zbog toga je lični ekvivalent doze izmeren pasivnim dozimetrom koji se nosi preko olovne kecelje potcenjen za 20%-40% u tipičnim dijagnostičkim energijama rendgenskih zraka. Ovo nije slučaj sa aktivnim dozimetrima, jer su projektovani tako da su manje osetljivi na rasejano zračenje i kao takvi ne daju velike razlike u slučaju da se nose direktno na telu ili na zaštitnoj kecelji. Sistem Raisafei2 je izuzetak u ovom pogledu.

Iz ovih rezultata može se zaključiti da kada se uporede mere pasivnih i aktivnih dozimetara koji se nose iznad zaštite u interventnoj radiologiji, treba očekivati razliku od 20%-40%. Iako se trenutno aktivni dozimetri još uvek ne koriste mnogo u bolnicama, ovo će se verovatno povećati u budućnosti (Sanchez i dr., 2010; Clairand i dr., 2011; Struelens i dr., 2011).

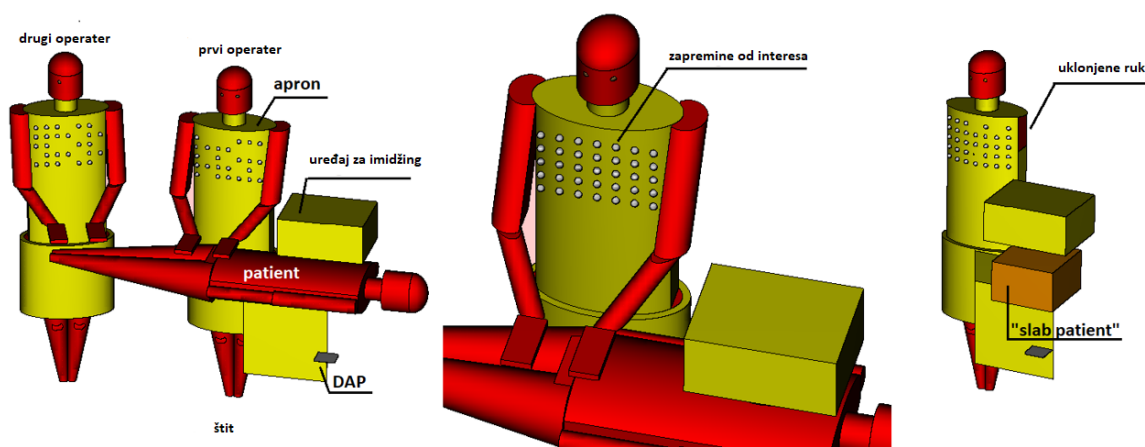
Što se tiče uticaja efekta zaštitne odeće na procenu efektivne doze sa algoritmom dvostruke dozimetrije, pokazano je da je efekat sa stanovišta zaštite od zračenja mali, 5% za pasivne dozimetre i zanemarljiv za APD. Ipak, budući da je većina ovih algoritama predložena pre objavljivanja Publikacije ICRP 103 (ICRP, 2007) i da se koriste stari tkivni težinski faktori za izračunavanje efektivne doze, to bi mogla biti dobra prilika da se predlože novi algoritmi dvostruke dozimetrije koji mogu uzeti u obzir i efekat novih vrsta zaštitne odeće.

Uočeno potcenjivanje bi, međutim, moglo biti od velike važnosti na radnim mestima gde je praćenje očnih sočiva zasnovano na upotrebi dozimetra koji se nosi preko olovne kragne. U ovom slučaju, 20%-40% potcenjivanja može napraviti značajnu razliku. Pošto za APD ovo ne predstavlja ograničenje, njihova upotreba bi se mogla podsticati ne samo da bi se povećala svest o riziku od zračenja i da bi se optimizovala upotreba zaštite, već i da bi se sprečilo prekoračenje granice doze.

9.4 POSTAVLJANJE DOZEMETRA I ODREĐIVANJE DOZE U INTERVENTNIM PROCEDURAMA

Zaštita od zračenja i praćenje medicinskog osoblja u interventnom postupku je izazovan zadatak (Martin, 2009). Dobro je poznato da se izloženost operatera može smanjiti nošenjem zaštitne opreme (kecelje i kragne) i pravilno postavljenom zaštitom (Koukorava i dr., 2011). Bez obzira na to, zbog sve većeg broja godišnjih obavljenih zahvata, godišnje kadrovske doze su među najvišim registrovanim za radnike u medicinskoj oblasti i veće su čak i ako se u obzir uzmu nuklearna medicna (Covens i dr., 2007; Vano i dr., 1988).

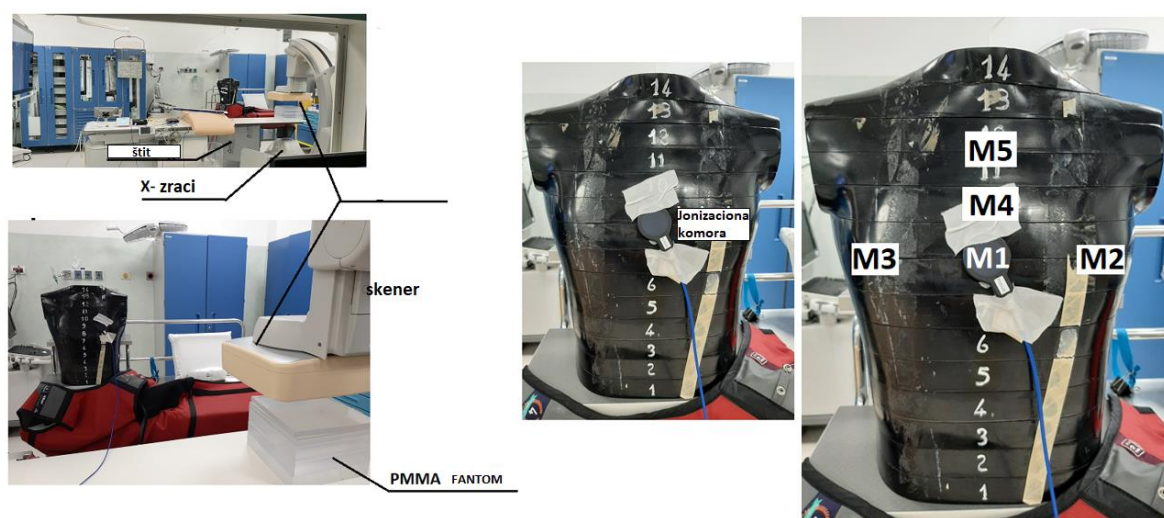
U ovom poglavlju je korišćen Monte Carlo MCNP program i modifikovana verzija fantoma MIRD tipa (Ferrari i dr., 2019, 2022) je korišćena da oponaša pacijenta i dva operatera tokom „tipične“ intervencijske kardiološke procedure. Sloj Pb od 0.5 mm, pravilnog oblika, pokriva modele koji predstavljaju olovnu kecelju i zaštitnu kragnu. Ruke operatera su savijene da bi se dobila „realna“ konfiguracija. Na grudima operatera, sfere ispunjene vazduhom prečnika 1 cm su raspoređene u mreži od pet redova i sedam kolona. Rastojanje između centara dve susedne sfere bilo je 5 cm (sl. 9.15). Veličina $Hp(10)$ je izračunata gde je kvalitet zraka rendgenske cevi simuliran prema IPEM spektralnim podacima (IPEM, 1997). Prvi operater je udaljen oko 60 cm od snopa, u pravcu glava-stopala pacijenta, i 45 cm duž pravca leva-desna ruka. Različiti kvaliteti zraka i projekcije rendgenskih zraka (Postero-Anterior, PA, Left Anterior Kosi, LAO 45° i LAO 60°, Right Anterior Kosi, RAO 30°, Kranijal, CRA 30°, Caudal, CAU° 30°) su razmatrati.



Slika 9.15 Šema za simulirani scenario (Ferrari i dr., 2022)

Sesija merenja je obavljena u bolnici Morgagni-Pierantoni u Forliju (Italija). Prilikom ozračivanja Philips Allura Ksper FD10 sistemom (kardio protokol: 68 kVp, 8 mA, 0.4 mm Cu i 1 mm Al) korišćen je trup od plastičnog fantoma tipa Rando (visine 42.5 cm) koji predstavlja operatera i ploča od 20 x 20 x 20 cm³ PMMA zamenila je pacijenta (sl. 9.16). Dva fantoma su bila na 110 cm i 90 cm od poda, a recipročna rastojanja su bila 80 cm, u pravcu duž kauča za pacijente, i 50 cm u pravcu okomitom na njega.

Apsorbovana doza je procenjena u različitim položajima na Rando prednjoj površini okrenutoj ka stolu pacijenta i snopu kroz 6 cm³ PTV sa komorom tipa 34069 opremljenu NOMEKS elektrometrom.



Slika 9.16 Šematski prikaz merenja

9.4.1 Rezultati

U simulacijama je analizirano 6 projekcija (PA, LAO 30, LAO 60, RAO 30, CRA 30, CAU 30) i 5 kvaliteta zraka (70, 80, 90, 100 i 110 kV sa 4 mm Al filtracijom). Dodatni proračuni su urađeni rotiranjem prvog operatera, kao i uklanjanjem ruku. Prikazan je samo izbor najistaknutijih rezultata, koji se odnose samo na prvog operatera.

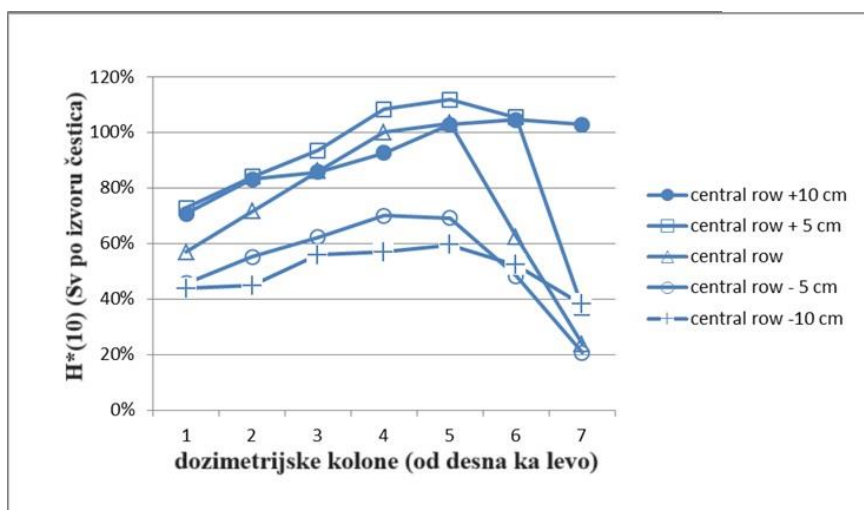
Monte Carlo simulacije

Svi rezultati na slikama su normalizovani na vrednost dozimetra četvrte kolone centralnog reda. Na sl. 9.17 prikazani su rezultati za projekciju PA za snop od 110 kV. Kao što se može videti, veće vrednosti se dobijaju u gornjim redovima dozimetara. Uzimajući u obzir kolone 3, 4 i 5

za dozimetre postavljene u centralnom redu, postoji varijacija doza zbog složenosti polja rasejanja i prisustva ruku koji doprinose daljem rasejanju zračenja.

Doze, krećući se od centra (kolone 4 i 5) udesno, smanjuju se za oko 30% - 40% i više. Slično smanjenje se takođe može videti u slučaju krajnjih levih dozimetara, ali je izazvano prisustvom leve ruke. Analogno stanje se dešava prelazak iz centralnih u donje redove sa smanjenjem za oko 40% - 50%. Ovo smanjenje koje je neočekivano, ako se ima u vidu da zračenje dolazi odozdo, gde pacijent leži, proizvode i ruke. U stvari, uklanjanjem krakova i zadržavanjem istog scenarija izloženosti kao u prethodnom slučaju, ono što se dobija je potpuno drugačije. Kao što se može videti na sl. 9.18, zračenje se smanjuje krećući se iz donjih redova (koji sada predstavljaju veće doze) u gornje i efekat smanjenja doze u kolonama 6 i 7, koji proizvodi leva ruka, nestaje. Zaista, postoji jasan trend rasta koji se kreće od kolone 1 do kolone 7. U ovom slučaju dozimetar u koloni 7 karakteriše doza koja je za oko 40% -60% veća od doze u koloni 4 (centralna kolona).

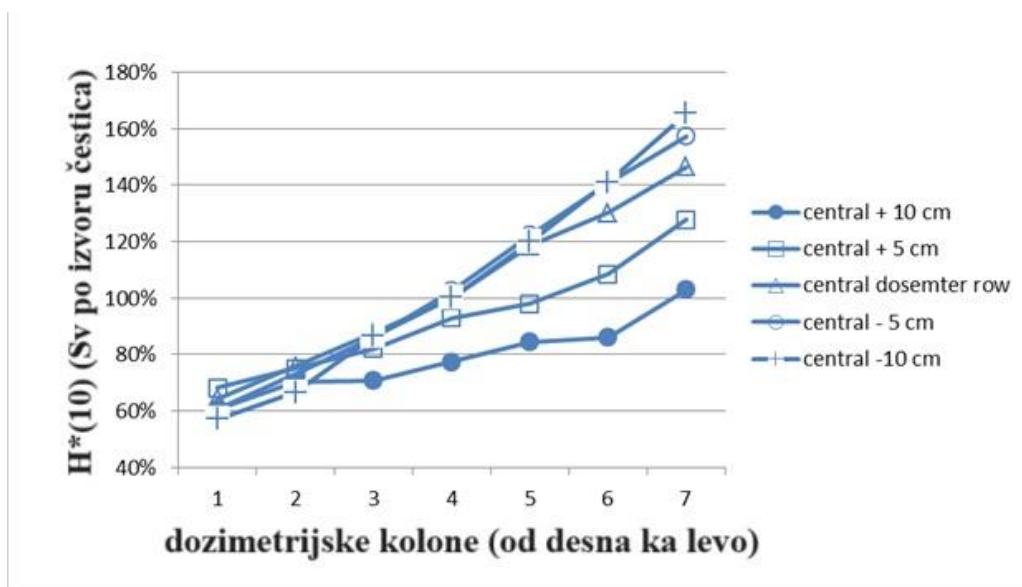
Na Sl. 9.19, su prikazani odnosi prema centralnom dozimetru za PA geometriju za različite energije zraka (centralni red, kolona 4). Kao što se i očekivalo, doze se povećavaju sa kV vrednošću i skoro se udvostruče prelazeći sa snopa od 70 kV (srednja energija oko 41.7 keV) u snop od 110 kV (srednja energija 54.7 keV).



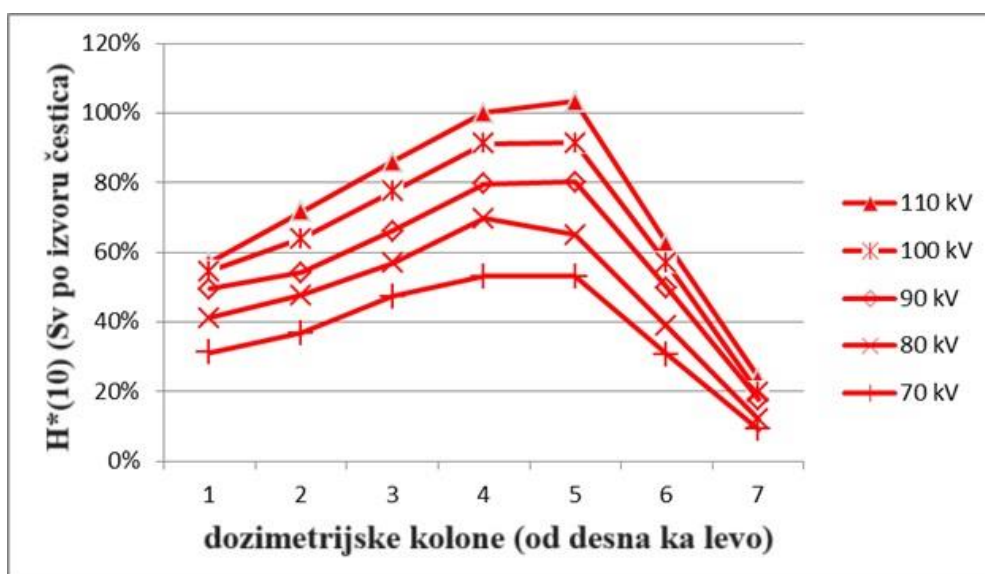
Slika 9.17. 110 kV, PA projekcija, procenjena $H_p(10)$ u mreži dozimetara na sl. 9.15 (Ferrari i dr., 2022)

Na sl. 9.20, odnosi procenjeni u centralnom redu su prikazani za različite projekcije snopa za 110 kV. Kao što se može videti, različito polje rasejanja koje stvaraju pravci snopa rendgenskih

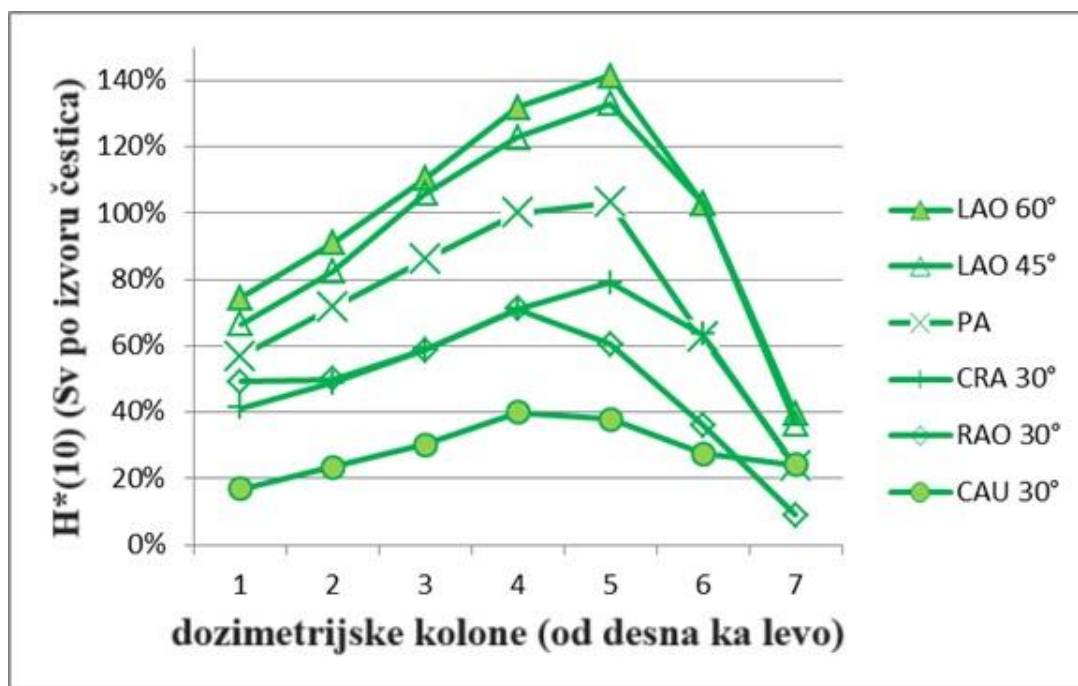
zraka podrazumevaju različitu ekspoziciju dozametara. Kao što se i očekivalo, veće vrednosti su povezane sa LAO projekcijama kada je izvor rendgenskog zraka na istoj strani operatera sa povećanjem reda od 20% - 40%. U RAO i CAU projekcijama položaj uređaja za snimanje doprinosi smanjenju ekspozicije trupa operatera (doze su smanjene za skoro 60%).



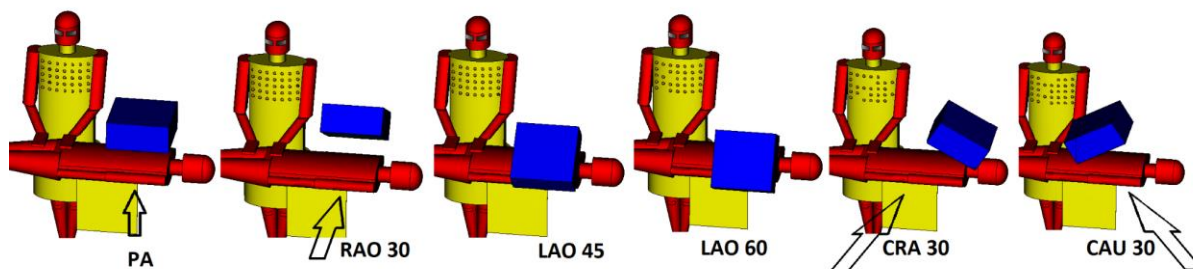
Slika 9.18. 110 kV, PA projekcija, procenjen $H_p(10)$ u mreži dozametara na sl. 9.15, ruke uklonjene sa modela (Ferrari i dr., 2022)



Slika 9.19. PA projekcija, procenjena $H_p(10)$ za različite kV vrednosti (Ferrari i dr., 2022)



Slika 9.20. PA projekcija, procenjena $H_p(10)$ u centralnom redu za različite kV vrednosti (Ferrari i dr., 2022)



Slika 9.21 Prikaz projekcija zraka

Merenja

Na sl. 9.16. prikazane su neke od pozicija koje se koriste u merenjima. Na sredini grudi fantoma (M1) i 10 cm levo (M2), 10 cm desno (M3), 4.5 cm (M4) i 9 cm iznad (M5) tačke.

C-RUK proizvođač rendgenske opreme je korišćen u PA projekciji i izabran je kardio protokol (68 kV, 1 mm Al, 0.4 mm Cu). Sva merenja su vezana za referentnu tačku M1. U Tabeli 9.16 prikazani su rezultati merenja u smislu apsorbovane doze zajedno sa odnosom izmerene vrednosti i vrednosti izmerene u M1 tački. Kao što se može videti iz tabele, vrednost se

prepolovljuje krećući se od M1 udesno (M3) i smanjuje se za faktor 0.6 krećući se od M1 do višeg položaja na grudima, M4 i M5.

Tabela 9.16 $H^(10)$ merenja na plastičnom fantomu (Ferrari i dr., 2022)*

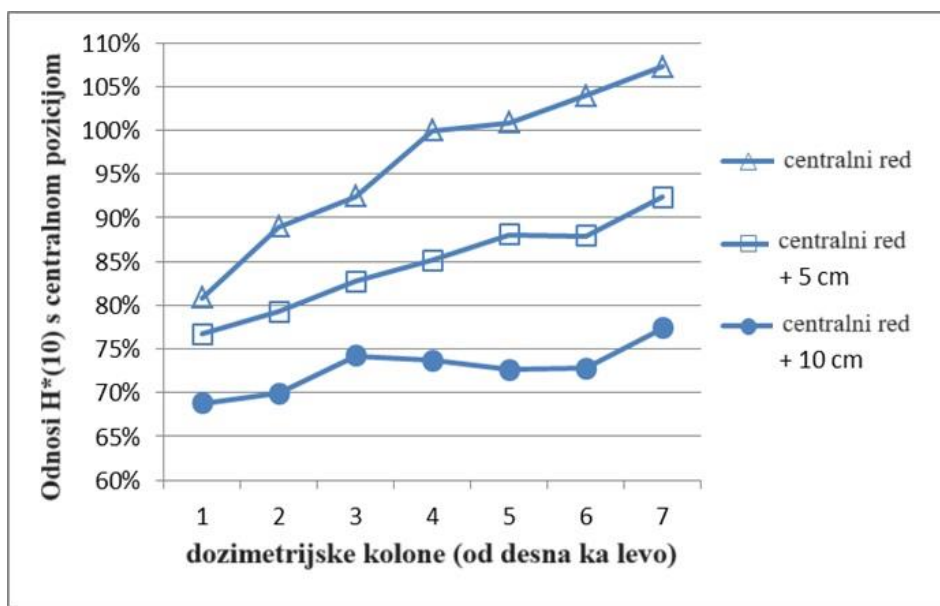
Merna pozicija	Apsorbovana doza (uGy) i povezana nesigurnost	Odnosi
M1 (u sredini)	29.7 (4%)	1
M2 (10 cm levo)	30.5 (4%)	1.03
M3 (10 cm desno)	15.8 (4%)	0.53
M4 (4.5 cm iznad)	19.2 (6%)	0.65
M5 (9 cm iznad)	18.5 (6%)	0.62

9.4.2 Diskusija

Merenja treba koristiti kao neku vrstu validacije Monte Carlo simulacija, ali direktno poređenje nije moguće, jer su modeli prilično različiti; međutim, još uvek je moguće uporediti njihove rezultate procenom odnosa između centralnog dozimetra i drugih tačaka.

Da bi simulirana ekspozicija bila sličnija onoj koja karakteriše merenja, urađene su dodatne Monte Carlo simulacije zamenom pacijenta sa PMMA pločom, redefinisanjem dimenzija polja i uređaja za snimanje, uklanjanjem ruku sa operatera (konfiguracija je prikazana na sl. 9.15 desno).

Upoređujući anatomsku strukturu između numeričkog modela i plastičnog fantoma, pozicija M1 na sl. 9.16 odgovara približno poziciji kolone 4, centralnog reda numeričkih modela. Na sl. 9.22 prikazani su odnosi između odnosa procenjenih u centralnom i dva gornja reda dozimetara, za 70 kV, za numerički model bez ruku. Kao što se može videti, opšti trend primećen tokom merenja je očuvan čak i u simulacijama. U stvari, pomeranjem ulevo dolazi do malog povećanja doze, reda veličine nekoliko procenata, dok se, naprotiv, pomeranjem udesno doza povećava za 20%. Prelaskom na više položaje na grudima (gornji redovi dozimetra) dolazi do smanjenja reda veličine 15% (5 cm više) i 25% (10 cm više).



Slika 9.22. PA, 70 kV, simulacija ekspozicije sa pločom pacijenta i operaterom sa uklonjenim rukama (Ferrari i dr., 2022)

9.4.3 Zaključak

Postoji velika nehomogenost rasejanog polja i doze koje registruje dozimetar postavljen na kecelju i varira u zavisnosti od položaja dozimetra na grudima i projekcije rendgenskog zračenja. Što se tiče položaja koji se kreće od centra udesno, s obzirom na operatera sa desne strane pacijenta, procenjena ekspozicija može da se smanji za oko 40%. Sličnu vrednost potvrđuju i merenja. Drugačija je situacija za dozimetar koji se stavlja na levu stranu jer na njega veoma utiče položaj leve ruke koji može doprineti delimičnom zaklanjanju dozimetra. U slučaju kada se efekat zaklanjanja levom rukom može zanemariti, povećanje registrovane doze direktno zavisi od rastojanja.

U vezi sa smerom zraka postoji varijabilnost reda veličine od 30% koja se menja od PA do LAO (30% više) ili do RAO (30% niže). Granice ove studije su evidentne i odnose se na rigidnost simuliranog scenarija koji je u suprotnosti sa realnom situacijom u kojoj operater ima određenu pokretljivost tokom prakse koja se može okarakterisati ekspozicijom dobijenom različitim projekcijama. Zaista, nikakva dodatna zaštita koja može dodatno modifikovati rasejano polje nije razmatrana.

REFERENCE

- Abdelrahman, M., Lombardo, P., Vanhavere, F. i dr. (2020). First steps towards online personal dosimetry using computational methods in interventional radiology: Operator's position tracking and simulation input generation. *Radiation Physics and Chemistry*, 171, 108702.
- Ackers, J.G., Bosnjakovic, B.F.M., Strackee, L. (1984). Limitation of radioactivity concentrations in building materials based on a practical calculation model. *Radiation Protection and Dosimetry*, 7, 413-416.
- Adams, K.J., 2000. Electron Upgrade for MCNP4B. Los Alamos National Laboratory Internal Memorandum X-5-RN(U)-00-14.
- Ademola, J. A., Farai, I. P. (2005). Annual effective dose due to natural radionuclides in building blocks in eight cities of southwestern Nigeria. *Radiation Protection and Dosimetry*, 114, 524-526.
- Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., i dr. (2003). GEANT4 – a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 506, 250–197.
- Ahmad, N., Hussein, Aslam, A.J.A. (1998). Radiation doses in Jordanian dwellings due to natural radioactivity in construction materials and soils. *Journal of Environmental Radioactivity*, 41, 127-136.
- Alderson, S.W., Lanzl, L.H., Rollins, M., Spira, J. (1962). An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *The American Journal of Roentgenology*, 87, 185.
- Alizadeh, M., Ghorbani, M., Haghparast, A., Zare, N., Moghaddas, A.T. (2015). A Monte Carlo study on dose distribution evaluation of Flexisource 192Ir brachytherapy source. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 20(3), 204–209.
- Al-Jundi, J., Li, W.B., Abusini, M. i dr. (2011). Inhalation dose assessment of indoor radon progeny using biokinetic and dosimetric modeling and its application to Jordanian population. *Journal of Environmental Radioactivity*, 102, 574-580.
- Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J. i dr. (2016). Recent developments in Geant4. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 835, 186–225.
- Almansa, J.F., Guerrero, R., Al-Dweri, F.M.O. i dr. (2007). Dose distribution in water for monoenergetic photon point sources in the energy range of interest in brachytherapy: Monte

- Carlo simulations with PENELOPE and GEANT4. *Radiation Physics and Chemistry*, 76, 766–773.
- Altieri, S., Bortolussi, S., Bruschi, P. i dr. (2006). Boron absorption imaging in rat lung colon adenocarcinoma metastases. *Journal of Physics: Conference Series*, 41, 484–495.
- Amgarou, K., Font, L., Baixeras, C. (2003). A novel approach for long-term determination of indoor ^{222}Rn progeny equilibrium factor using nuclear track detectors, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 506, 186–198.
- Apostolakis, J., Asai, M., Cosmo, G. i dr. (2008). Parallel geometries in Geant4: foundation and recent enhancements. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 883–886.
- Arce, P., Apostolakis, J., Cosmo, G., 2008. A technique for optimised navigation in regular geometries. *IEEE Nuclear Science Symposium conference record*.
- Arce, P., Lagares, J. I., Harkness, L. i dr. (2014). Gamos: a framework to do Geant4 simulations in different physics fields with a user-friendly interface. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 735, 304–313.
- Arogunjo, A.M. (2004). A re-evaluation of the occupancy factors for effective dose estimate in a tropical environment. *Radiation Protection and Dosimetry*, 112(2), 259–265.
- Baba, H., Onizuka, Y., Nakao, M. i dr. (2011). Microdosimetric evaluation of the neutron field for BNCT at Kyoto University reactor by using the PHITS code. *Radiation Protection and Dosimetry*, 148, 528-532.
- Bartlett, D. J., Ambrosi, P., Bordy, J. M., Van Dijk, J. W. E. (Eds.). (2000). Harmonisation and dosimetric quality assurance in individual monitoring for external radiation. *Radiation Protection Dosimetry*, 89, 1–154.
- Beck, H. L., DeCampo, J., Gogolak, G. (1972). In situ Ge(Li) and Na (Tl) gamma-ray spectrometry. HASL-258.
- Becker, J., Zankl, M., Petoussi, N. (2007). A software tool for modification of human voxel models used for application in radiation protection. *Physics in Medicine and Biology*, 52, N195-N205.
- Behrens, R., Dietze, G., Zankl, M. (2009). Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens. *Physics in Medicine and Biology*, 54, 4069–4087.

- BEIR VI (1999). Health Effects of Exposure to Radon: BEIR VI, Committee on Health Risks of Exposure to Radon, National Research Council, National Academy Press, Washington, D.C.
- Bielajew, A.F., Rogers, D.W.O. (1987). PRESTA: The parameter reduced electron step transport algorithm for electron Monte Carlo transport. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 18, 165-181.
- Billings, M.P., Yucker, W.R. (1973). The computerized anatomical man CAM model, NASA CR-134043, Washington, DC: Government Printing Office.
- Blaickner, M., Kratz, J. V., Minouchehr, S. i dr. (2012). Dosimetric feasibility study for an extracorporeal BNCT application on liver metastases at the TRIGA Mainz, *Applied Radiation and Isotopes*, 70(1), 139-143.
- Bleuel, D.L., Donahue, R.J., Ludewigt, B.A., Vujic, J. (1998). Designing accelerator-based epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy. *Medical Physics*, 25, 1725–1734.
- Bohm, T.D., DeLuca Jr., P.M., DeWerd, L.A. (2003). Brachytherapy dosimetry of I and Pd sources using an updated cross section library for the MCNP Monte Carlo transport code. *Medical Physics*, 30, 701–7011.
- Boia, L.S., Juraci, P.R.J., Menezes, A.F., Silva, A.X. (2014). Computational system to create an entry file for replicating I-125 seeds simulating brachytherapy case studies using the MCNPX code. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, 2, 02023.
- Bortolussi, S. (2007). Boron Neutron Capture Therapy of disseminated tumours. *Scientific Acta*, 1(1), 123–128.
- Bortolussi, S., Altieri, S. (2007). Thermal neutron irradiation field design for boron neutron capture therapy of human explanted liver. *Medical Physics*, 34, 4700-4705.
- Bortolussi, S., Postuma, I., Protti, N. i dr. (2017). Understanding the potentiality of accelerator-based boron neutron capture therapy for osteosarcoma: dosimetry assessment based on the reported clinical experience. *Radiation Oncology*, 12(1), 130.
- Brash, J.C., Jamieson, E.B. (1943). *Cunningham's Textbook of Anatomy*. Oxford University Press, New York.

- Briesmeister, J. F. (1997). MCNP - A General Monte Carlo N- Particle Transport Code, Version 4B, LA-12625- M. Los Alamos National Laboratory. Los Alamos, New Mexico.
- Briesmeister, J.F. (2000) MCNPX2.4.0: MCNP—A General Monte Carlo N-Particle Transports.
- Broggio, D., Bento, J., Cardenas-Mendez i dr. (2012). Monte Carlo modelling for in vivo lung monitoring of enriched uranium: results of an international comparison. *Radiation Measurements*, 47, 492–500.
- Broughton, J., Cantone, M.C., Ginjaume, M., Shah, B. (2013). Report of Task Group on the implications of the implementation of the ICRP recommendations for a revised dose limit to the lens of the eye. *Journal of Radiological Protection*, 33, 855–868.
- Brun, E., Hugot, F.-X., Jouanne, C. i dr. (2015). TRIPOLI-4, CEA, EDF and AREVA reference Monte Carlo code. *Annals of Nuclear Energy*, 82, 151–160.
- Capote, R., Mainegra, E., Lopez, E. (2001). Anisotropy function for ^{192}Ir low-dose-rate brachytherapy sources: an EGS4 Monte Carlo study. *Physics in Medicine and Biology*, 46, 1487–1499.
- Carinou, E., Ferrari, P., Ciraj Bjelac, O. i dr. (2015). Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp(3) monitoring. A 2015 review. *Journal of Radiological Protection*, 35, R17–R34.
- Carinou, E., Kollaard, R., Stankovic Petrovic, J., Ginjaume, M. (2019). A European survey on the regulatory status for the estimation of the effective dose and the equivalent dose to the lens of the eye when radiation protection garments are used. *Journal of Radiological Protection*, 39(1), 126-135.
- Cazeca, M.J., Medich, D.C., Munro 3rd, J.J. (2010). Monte Carlo characterization of a new Yb-169 high dose rate source for brachytherapy application. *Medical Physics*, 37, 1129–1136.
- Chen, Y.W., Lee, Y.Y., Lin, C.F. i dr. (2021). Salvage Boron Neutron Capture Therapy for Malignant Brain Tumor Patients in Compliance with Emergency and Compassionate Use: Evaluation of 34 Cases in Taiwan. *Biology*, 10(4), 2-16.
- Chow, J.C.L., Wong, E., Chen, J.Z., Van Dyk, J. (2003). Comparison of dose calculation algorithms with Monte Carlo methods for photon arcs. *Medical Physics*, 30, 2686-2694.

- Ciraj Bjelac, O., Carinou, E., Ferrari, P. i dr. (2016). Occupational Exposure of the Eye Lens in Interventional Procedures: How to Assess and Manage Radiation Dose. *Journal of the American College of Radiology*, 13(11), 1347–1353.
- Clairand I, Bordy JM, Carinou E, i dr. (2011). Use of active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology: tests in laboratory conditions and recommendations - ORAMED project. *Radiation Measurements*, 46, 1252-1257.
- Clerinx, P., Buls, N., Bosmans, H., de Mey, J. (2008). Double dosimetry algorithm for workers in interventional radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 129, 321–327.
- Clouvas, A., Xanthos, S., Antonopoulos-Domis, M., Silva, J. (2000). Monte Carlo calculation of dose rate conversion factors for external exposure to photon emitters in soil. *Health Phys.* 78(3), 295-302.
- Conti, C. C., Bertelli, L., Lopes, R. T. (1999). Age-dependent dose in organs per unit air kerma free-in-air: conversion coefficients for environmental exposure. *Radiation Protection Dosimetry*, 86(1), 39-41.
- Covens, P., Berus, D., Buls, N., Clerinx, P., Vanhavere, F. (2007). Personal dose monitoring in hospitals: global assessment, critical applications and future needs. *Radiation Protection Dosimetry*, 124(1-4), 250–259.
- Cristy, M. (1980). Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. U.S. Nuclear Regulatory Commission Report NUREG/CR-1159 (also Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/NUREG/TM-367).
- Cristy, M. (1981). Active bone marrow distribution as a function of age in humans. *Physics in Medicine and Biology*, 26, 389-400.
- Cristy, M., and Eckerman, K.F. (1987a). Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods. Oak Ridge National Laboratory ORNL/TM-8381: Vol. 1.
- Cristy, M., and Eckerman, K.F. (1987b). Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. II. One-year-old. Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM-8381: Vol. 2.
- Cristy, M., Eckerman, K. (1987). Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. In: *Methods*. (ORNL/TM-8381/V1). Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee, p. 37831.

- Damet, J., Bailat, C., Bize, P. i dr. (2011). Individual monitoring of medical staff working in interventional radiology in Switzerland using double dosimetry. *Radiation Measurements*, 46, 1839–1842.
- Darby, S., Whitley, E., Silcocks, P. i dr. (1998). Risk of lung cancer associated with residential radon exposure in southwest England: a case-control study. *British Journal of Cancer*, 78, 394-408.
- Daures, J., Gouriou, J., Bordy, J.M. (2011). Monte Carlo determination of the conversion coefficients $H_p(3)/K_a$ in a right cylinder phantom with 'PENELope' code. Comparison with 'MCNP' simulations. *Radiation Protection Dosimetry*, 144(1-4), 37-42.
- De Jong, P., van Dijk, W. (2008). Modeling gamma radiation dose in dwellings due to building materials. *Health Phys*, 94, 33-42.
- DeMarco, J.J., Wallace, E.R., Boedeker, K. (2002). An analysis of MCNP cross-sections and tally methods for low-energy photon emitters. *Physics in Medicine and Biology*, 47, 1321–1332.
- Dice, L.R. (1945). Measures of the amount of ecologic association between species. *Ecology*, 26, 297–302.
- Domienik, J., Brodecki, M. (2016). The effectiveness of lead glasses in reducing the doses to eye lenses during cardiac implantation procedures performed using x-ray tubes above the patient table. *Journal of Radiological Protection*, 36, N19–N25.
- Dominiek, J., Brodecki, M., Carinou, E. i dr. (2011). Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. *Radiation Protection Dosimetry*, 144, 442–447.
- Donadille, L., Carinou, E., Brodecki, M. i dr. (2011). Staff eye lens and extremity exposure in interventional cardiology: Results of the ORAMED project. *Radiation Measurements*, 46(11), 1203–1209.
- Duran A., Hian SK, Miller D.L. i dr. (2013) Recommendations for occupational radiation protection in interventional cardiology. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 82, 29-42.
- Eakins, J., Huet, C., Brkić, H., ... Krstic Dragana Z, ...i dr. (2021). Monte Carlo calculation of organ and effective dose rates from ground contaminated by Am-241: results of an international intercomparison exercise. *Radiation Measurements*, 148, 106649.

- Eatough, J.P., Henshaw, D.L. (1992). Radon and thoron associated dose to the basal layer of the skin. *Physics in Medicine and Biology*, 37(4), 955-967.
- EC (2014). Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 Laying down Basic Safety Standards for Protection against the Dangers Arising from Exposure to Ionising Radiation, and Repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom.
- Eckerman, K.F., Ryman, J.C. (1993). External exposure to radionuclides in air, water, and soil. Federal Guidance Report No. 12. EPA 402-R-93-081.
- Edelsbrunner, H., Kirkpatrick, D., Seidel, R. (1983). On the shape of a set of points in the plane. *IEEE Transactions on Information Theory*, 29, 551–559.
- El Moussaoui, F., El Bardouni, T., Azahra, M., Kamili, A., Boukhal, H. (2008). Monte Carlo calculation for the development of a BNCT neutron source (1 eV–10 KeV) using MCNP code. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 591(2), 315-501.
- Eremić Savković, M., Udovičić, V., Maletić, D. i dr. (2020). Results of the first national indoor radon survey performed in Serbia. *Journal of Radiological Protection*, 40(N22).
- ESR (2019). European Society of Radiology (ESR) and Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe (CIRSE). Interventional radiology in European radiology departments: a joint survey from the European Society of Radiology (ESR) and the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe (CIRSE). *Insights into Imaging*, 10, 16.
- ESTRO. (2012). European Society for Radiotherapy and Oncology. High Energy Brachytherapy Source Dosimetry (HEBD). Working Group. American Association of Physicists in Medicine.
- Farr, L.E., Sweet, W.H., Robertson, J.S. i dr. (1954). Neutron capture therapy with boron in the treatment of glioblastoma multiforme. *The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine*, 71(2), 279–293.
- Fernández-Varea, J.M., Mayol, R.J., Baró, J., Salvat, F. (1993). On the theory and simulation of multiple elastic scattering of electrons. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 73, 447-473.

- Ferrari, P., Becker, F., Carinou, E., Chumak, V., Farah, J., Jovanovic, Z., Krstic, D., Morgun, A., Principi, S., Teles, P. (2016). Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures. *Journal of Radiological Protection*, 36, 902–921.
- Ferrari, P., Becker, F., Jovanovic, Z., Khan, S., Bakhanova, E., Principi, S., Krstic, D., i dr. (2019). Simulation of Hp (10) and effective dose received by the medical staff in interventional radiology procedures. *Journal of Radiological Protection*, 39(3), 809–824.
- Ferrari, P., Jovanovic, Z., Bakhanova, E., Becker, F., Krstic, D., Jansen, J., Principi, S., Teles, P., Clairand, I., Knezevic, Ž. (2020). Absorbed dose in the operator's brain in interventional radiology practices: evaluation through KAP value conversion factors. *Physica Medica*, 76, 177–181.
- Ferrari, P., Ginjaume, M., Hupe, O., O'Connor, U., Vanhavere, F., Bakhanova, E., Becker, F., Campani, L., Carinou, E., Clairand, I., Faj, D., Jansen, J., Jovanovic, Z., Knežević, Ž., Krstic, D., i dr. (2022). What Is Worth Knowing in Interventional Practices about Medical Staff Radiation Exposure Monitoring: A Review of Recent Outcomes of EURADOS Working Group 12. *Environments*, 9(4), 53.
- Ferrari, P., Becker, F., Campani, L., Jansen, J., Jovanović, Z., Krstić, D., Mariotti, F., Teles, P., Venturi, G. (2022) ON THE PLACEMENT OF APRON DOSEMETERS AND DOSE ASSESSMENT IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY PROCEDURES: PRELIMINARY RESULTS, *Radiation Protection Dosimetry*, 198(19), 1495–1499.
- Fisher, H.L., Snyder, W.S. (1967). Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. Health Physics Division Annual Progress Report. Oak Ridge National Laboratory Report ORNL-4168, 245-257.
- Frank, S., Pisters, L., Davis, J., Lee, A., Bassett, R., Kuban, D. (2007). An assessment of quality of life following radical prostatectomy, high dose external beam radiation therapy and brachytherapy iodine implantation as monotherapies for localized prostate cancer. *Journal of Urology*, 177, 2151–2156.
- Furihata, S. (2000). Statistical analysis of light fragment production from medium energy proton-induced reactions. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 171(3), 251–258.

- Furtado, M., Teles, P., Laporte, C. i dr. (2016). Dosimetric study of prostate brachytherapy, using Monte Carlo simulations and voxel phantoms. *Physics in Medicine*, 32, 322.
- Galeş, N.L., Anghel, M.R. (2015). Global clinical experience with boron neutron capture therapy (BNCT). *Therapeutics Pharmacology and Clinical Toxicology*, 19(4), 135-140.
- Gambarini, G., Daquino, G.G., Moss, R.L. i dr. (2007). Gel dosimetry in the BNCT facility for extra-corporeal treatment of liver cancer at the HFR Petten. *Radiation Protection Dosimetry*, 126(1-4), 604-609.
- Garabalino, M.A., Monti Hughes, A., Molinari, A.J. id r. (2011). Boron neutron capture therapy (BNCT) for the treatment of liver metastases: biodistribution studies of boron compounds in an experimental model. *Radiation and Environmental Biophysics*, 50(1), 199-207.
- Ghorbani, M., Mehrpouyan, M., Davenport, D., Moghaddas, T.A. (2016). Effect of photon energy spectrum on dosimetric parameters of brachytherapy sources. *Radiology and Oncology*, 50, 238–246.
- Ginjaume, M., Carinou, E., Marcin, B. i dr. (2019). Effect of the radiation protective apron on the response of active and passive personal dosimeters used in interventional radiology and cardiology. *Journal of Radiological Protection*, 39(1), 97–112.
- Gómez-Ros, J.M., de Carlan, L., Franck, D. i dr. (2008). Monte Carlo modelling of germanium detectors for the measurement of low-energy photons in internal dosimetry: results of an international comparison. *Radiation Measurements*, 43, 510–515.
- Gómez-Ros, J.M., Moraleda, M., Arce, P.,... Krstic, D., i dr. (2021). Monte Carlo calculation of the organ equivalent dose and effective dose due to immersion in a ¹⁶N beta source in air using the ICRP reference phantoms. *Radiation Measurements*, 145, 106612.
- Gómez-Ros, J.M., Moraleda, M., López, M.A. i dr. (2007). Monte Carlo based voxel phantoms for in vivo internal dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, 125, 161–165.
- Goorley, T., (2007). MCNP Medical Physics Database. Los Alamos National Laboratory, X-3 MCC, American Nuclear Society, LA-UR-07-27777. Available at: http://mcnp-green.lanl.gov/publication/pdf/MP_DataBase_March2008-LA-UR-08-2113-release.pdf.
- Granero, D., Perez-Calatayud, J., Ballester, F., Bos, A., Venselaar, J. (2006). Broad beam transmission data for new brachytherapy sources, Tm-170 and Yb-169. *Radiation Protection Dosimetry*, 118, 11–15.

- Gupta, V.K. (1995). Brachytherapy – past, present and future. *Journal of Medical Physics*, 20, 31–38.
- Han, E.Y., Bolch, W.E., Eckerman, K.F. (2006). Revisions to the ORNL series of adult and pediatric computational phantoms for use with the MIRD schema. *Health Physics*, 90(4), 337–356.
- Han, M.C., Kim, C.H., Jeong, J.H. i dr. (2013). DagSolid: a new Geant4 solid class for fast simulation in polygon-mesh geometry. *Physics in Medicine and Biology*, 58(13), 4595.
- Han, M.C., Yeom, Y.S., Kim, C.H., i dr. (2015). New approach based on tetrahedral-mesh geometry for accurate 4D Monte Carlo patient-dose calculation. *Physics in Medicine and Biology*, 60, 1601–1612.
- Hanaoka, K., Watabe, T., Naka, S. i dr. (2014). FBPA PET in boron neutron capture therapy for cancer: Prediction of ^{10}B concentration in the tumor and normal tissue in a rat xenograft model. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 41(1), 70–78.
- Hattori, S., Monzen, H., Tamura, M. i dr. (2022). Estimating radiation exposure of the brain of a physician with a protective flap in interventional radiology: A phantom study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. Advance online publication.
- Hausdorff, F. (1918). Dimension und äußeres Maß. *Mathematische Annalen*, 79, 157–179.
- Hopewell, J.W., Morris, G.M., Schwint, A., Codere, J.A. (2011). The radiobiological principles of boron neutron capture therapy: A critical review. *Applied Radiation and Isotopes*, 69(12), 1756–1759.
- Horiguchi, H., Nakamura, T., Kumada, H. i dr. (2011). Investigation of irradiation conditions for recurrent breast cancer in JRR-4. *Applied Radiation and Isotopes*, 69(12), 1882–1884.
- Huet, C., Eakins, J., Zankl, M. i dr. (2022). Monte Carlo calculation of organ and effective doses due to photon and neutron point sources and typical X-ray examinations: Results of an international intercomparison exercise. *Radiation Measurements*, 150, 106695.
- Hugot, F.X., Lee, Y.K. (2011). A new prototype display tool for the Monte Carlo particle transport code TRIPOLI-4. *Progress in Nuclear Science and Technology*, 2, 851–854.
- Hupe, O., Friedrich, S., Vanhavere, F., Marcin, B. (2019). Determining the dose rate dependence of different active personal dosimeters in standardized pulsed and continuous radiation fields. *Radiation Protection Dosimetry*, 187(3), 345–352.

IAEA (2013). IAEA Tec Doc-1731. Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye. ISSN 10114289. Vienna.

IAEA (2014). Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3. No. GSR Part 3. Vienna.

IBM (2017). IBM SPSS Statistics 25.0.

ICRP (1975). Report on the Task Group on Reference Man. ICRP Publication 23. Annals of the ICRP.

ICRP (1977). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Annals of the ICRP, 1(3).

ICRP (1987). Data for Use in Protection against External Radiation. ICRP Publication 51. Ann. ICRP, 17(2-3).

ICRP (1991). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP, 21(1-3).

ICRP (1994). Human respiratory tract model for radiological protection. ICRP Publication 66. Annals of the ICRP, 24(1-3).

ICRP (1995). Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides - Part 3 Ingestion Dose Coefficients. ICRP Publication 69. Annals of the ICRP, 25 (1).

ICRP (1995). Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: The skeleton. ICRP Publication 70. Annals of the ICRP, 25(2).

ICRP (1996). Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74. Annals of the ICRP, 26(3-4).

ICRP (1997). Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. Annals of the ICRP, 1 (3).

ICRP (2002). Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: Reference values. ICRP Publication 89. Annals of the ICRP, 32(3-4).

ICRP (2006). Human Alimentary Tract Model for Radiological Protection. ICRP Publication 100. Annals of the ICRP, 36 (1-2).

ICRP (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Annals of the ICRP, 37(2-4).

- ICRP (2008). Nuclear decay data for dosimetric calculation (DECADATA v2.7). ICRP Publication 107. *Annals of the ICRP*, 38(3).
- ICRP (2009). Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110. *Annals of the ICRP*, 39(2).
- ICRP (2010). Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP Publication 116. *Annals of the ICRP*, 40(2–5).
- ICRP (2015). Occupational intakes of radionuclides: Part 1. ICRP Publication 130. *Annals of the ICRP*, 44(2).
- ICRP (2016). Occupational intakes of radionuclides: Part 2. ICRP Publication 134. *Annals of the ICRP*, 45(3/4).
- ICRP (2017). Occupational intakes of radionuclides: Part 3. ICRP Publication 137. *Annals of the ICRP*, 46(3/4).
- ICRP (2020a). Dose coefficients for external exposures to environmental sources. ICRP Publication 144. *Annals of the ICRP*, 49(2).
- ICRP (2020b). Adult mesh-type reference computational phantoms. ICRP Publication 145. *Annals of the ICRP*, 49(3).
- ICRU (1980). Radiation Quantities and Units. ICRU Report 33.
- ICRU (1985). Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources. ICRU Report 39.
- ICRU (1989). Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report 44. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU (1992). Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection. ICRU Report 48. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU (1992). Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. ICRU Report 46. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU (1998). Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRU Report 57. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.

- IEC (2005). IEC 61267 Ed.2. Medical diagnostic X-ray equipment—radiation conditions for use in the determination of characteristics. IEC, Geneva.
- IEC (2010). IEC 61526 Ed.3. Radiation protection instrumentation - Measurement of personal dose equivalents $H_p(10)$ and $H_p(0,07)$ for X, gamma, neutron and beta radiations - Direct reading personal dose equivalent meters. IEC, Geneva.
- IEC (2012). IEC 62387 Ed.1. Radiation Protection Instrumentation - Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation. IEC, Geneva.
- Ilić, R. (1991). Tehnike Monte Karlo u transportu čestica, Naučna knjiga, Beograd.
- Inaba, Y., Chida, K., Kobayashi, R., Kaga, R., Zuguchi, M. (2014). Fundamental study of a real-time occupational dosimetry system for interventional radiology staff. *Journal of Radiological Protection*, 34(3), N65–N71.
- IPEM Scientific Report Series N.78. (1997) Catalogue of diagnostic X-ray and other spectra. IPEM, York.
- IPEM Scientific Report Series N.78. (1997). Catalogue of diagnostic X-ray and other spectra. IPEM, York.
- ISO (1996). ISO 4037-1. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 1: radiation characteristics and production methods. ISO, Geneva.
- ISO (1999). ISO 4037-3. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 3: calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. ISO, Geneva.
- ISO (2015). ISO 15382. Radiological protection - Procedures for monitoring the dose to the lens of the eye, the skin and the extremities. ISO, Geneva.
- Iwase, H., Kurosawa, T., Nakamura, T., Yoshizawa, N. and Funabiki, J. (2002). Development of General-Purpose Particle and Heavy Ion Transport Monte Carlo Code. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 39, 1142-1151.

- Jaberi, R., Gholami, M.H., Pashaki, A.S., Khoshghdam, A. (2015). Evaluate shielding design of the brachytherapy unit by using Monte Carlo simulation code. *Journal of Modern Physics*, 6, 902–911.
- Jacobi, W. (1972). Activity and potential energy of ^{222}Rn and ^{220}Rn daughters in different air atmosphere, *Health Phys.* 22, 441-450.
- Jarvinen, H., Buls N., Clerinx P. i dr. (2008). Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose the interventional radiology staff. *Radiation Protection Dosimetry*, 129, 333–339.
- Järvinen, H., Buls, N., Clerinx, P. i dr. (2008b). Comparison of Double Dosimetry Algorithms for Estimating the Effective Dose in Occupational Dosimetry of Interventional Radiology Staff. *Radiation Protection Dosimetry*, 131(1), 80–86.
- Järvinen, H., Buls, N., Clerinx, P., i dr. (2008a). Overview of Double Dosimetry Procedures for the Determination of the Effective Dose to Interventional Radiology Staff. *Radiation Protection Dosimetry*, 129, 333–339.
- Jovanović, Z., Krstić, D., Nikezić, D., Matović, M., Krstić, R. (2015). Monte Carlo simulations to evaluate dose for possible treatment of brain cancers by boron neutron capture therapy. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 42(1), S379-S379
- Kai, M. (1985). Estimation of embryonic and fetal doses from accidentally released radioactive plumes. *Radiation Protection Dosimetry*, 11, 91.
- Kankaanranta, L., Seppälä, T., Koivunoro, H. i dr. (2007). Boron neutron capture therapy in the treatment of locally recurred head and neck cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 69(2), 475-482.
- Kaul D.C., Egbert S.D., Otis M.D. i dr. (1987). Organ dosimetry. In: US-Japan reassessment of atomic bomb radiation dosimetry in Hiroshima and Nagasaki (W.C. Roesch, Ed.), p. 306. Radiation Effects Research Foundation, Hiroshima, Japan.
- Kendall, G.M., Smith, T.J. (2002). Doses to organs and tissues from radon and its decay products *Journal of Radiological Protection*, 22, 389–406.
- Kerr, G.D., Hwang, J.M.L., Jones, R.M. (1976). A mathematical model of a phantom developed for use in calculations of radiation dose to the body and major internal organs of a Japanese adult. *Journal of Radiation Research*, 17, 211-229.

- Kim, C.H., Jeong, J.H., Bolch, W.E., i dr. (2011). A polygon-surface reference Korean male phantom (PSRK-Man) and its direct implementation in Geant4 Monte Carlo simulation. *Physics in Medicine and Biology*, 56, 3137–3161.
- Kim, C.H., Yeom, Y.S., Nguyen, T.T. i dr. (2016) The reference phantoms: voxel vs polygon. *Annals of the ICRP*, 45(1_suppl), 188-201.
- Kim, H.S., Yeom, Y.S., Nguyen, T.T., i dr. (2017). Inclusion of thin target and source regions in alimentary and respiratory tract systems of mesh-type ICRP adult reference phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, 62, 2132–2152.
- Kim, K.P., Miller, D.L., Berrington de Gonzalez, A. i dr. (2012). Occupational radiation doses to operator performing fluoroscopically-guided procedures. *Health Physics*, 103(1), 80–99.
- King, S.D., Spiers, F.W. (1985). Photoelectron Enhancement of the Absorbed Dose from X Rays to Human Bone Marrow: Experimental and Theoretical Studies. *British Journal of Radiology*, 58, 345-56.
- Kithara, C.M, Linet, M.S., Balter, S. i dr. (2017). Occupational radiation exposure and deaths from malignant intracranial neoplasms of the brain and CNS in U.S. radiologic technologists, 1983-2012. *American Journal of Roentgenology*, 208, 1278–1284.
- Koblinger L. (1981). Phantom organ shielding factors for radiation from walls of buildings. *Health Physics*, 40, 343-345.
- Koblinger L. (1984) Mathematical models of external gamma radiation and congruence of measurements, *Radiation Protection Dosimetry*, 7, 227-234.
- Koblinger, L. (1978). Calculation of exposure rates from gamma sources in walls of dwelling rooms, *Health Physics*, 34, 459-463.
- Koo, Y.H., Yang, Y.S., Song, K.W. (2014). Radioactivity Release from the Fukushima Accident and Its Consequences: A Review. *Progress in Nuclear Energy*, 74, 61–70.
- Koukorava C., Carinou E., Ferrari P., Krim S., Struelens L. (2011). Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations. *Radiation Measurements*, 46(11), 1216-1222.
- Kramer, R., Vieira, J.W., Khoury, H.J., Lima, F.R.A., Fuelle, D. (2003). All about MAX: a male adult voXel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 48, 1239-1262.

- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G., Drexler, G. (1982). The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms. GSF-Report S-885. Institut für Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-München.
- Krstić, D. Input files with ORNL-mathematical phantoms of the human body for MCNP-4b. Available at <http://www.pmf.kg.ac.rs/radijacionafizika/InputFiles.html>.
- Krstić, D., Cuknić, O., Nikezić, D. (2012). Application of MCNP5 Software for Efficiency Calculation of a Whole Body Counter. *Health Physics*, 102(6), 657-663.
- Krstić, D., Jovanović, Z., Marković, V. M., Nikezić, D., Urošević, V. (2014). MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNCT therapy. *Central European Journal of Physics*, 12(10), 714-718.
- Krstić, D., Marković, V. M., Jovanović, Z., Milenković, B., Nikezić, D., Atanacković, J. (2014). Monte Carlo calculations of lung dose in ORNL phantom for boron neutron capture therapy. *Radiation Protection Dosimetry*, 161(1-4), 269-273.
- Krstić, D., Nikezić, D. (2006). External doses to humans from ^{137}Cs in soil. *Health Physics*, 91, 249-257.
- Krstić, D., Nikezić, D. (2007). Input files with ORNL mathematical phantoms of the human body for MCNP-4B. *Computer Physics Communications*, 176, 33-37.
- Krstić, D., Nikezić, D. (2009). Calculation of indoor effective dose factors in ORNL phantoms series due to natural radioactivity in building materials. *Health Physics*, 97(4), 299-302.
- Krstić, D., Nikezić, D. (2010). Calculation of the effective dose from natural radioactivity in soil using MCNP code. *Applied Radiation and Isotopes*, 68(4-5), 946-947.
- Krstić, D., Nikezić, D. (2011). Debugging of ORNL Series of Mathematical Phantoms of Human Body. *Acta Physica Polonica A*, 119(3), 279-281.
- Krstić, D., Nikezić, D., Jeremić, M. Z., Dolicanin, E., Miladinović, T. B., Živković, M. (2023). Comparison between MCNP and planning system in brachytherapy of cervical cancer. *Applied Radiation and Isotopes*, 192, 110614.

- Krstić, D., Nikezić, D., Marković, V. M., Vučić, D. (2013). Absorbed fractions in sensitive regions of the human respiratory tract calculated by MCNP5/X software for electrons and beta particles due to radon progeny. *Romanian Journal of Physics*, 58, S164–S171.
- Krstić, D., Nikezić, D., Stevanović, N., Jelić, M. (2004). Vertical Profile of ^{137}Cs in Soil. *Applied Radiation and Isotopes*, 61, 1487–1492.
- Kulesza, J.A., Adams, T.R., Armstrong, J.C. i dr. (2022). MCNP® Code Version 6.3.0 Theory & User Manual (Rev. 1). Los Alamos National Laboratory Technical Report, LA-UR-22-30006. Los Alamos, NM, USA.
- Lamart, S., Bouville, A., Simon, S.L., Eckerman, K.F., Melo, D., Lee, C. (2011). Comparison of internal dosimetry factors for three classes of adult computational phantoms with emphasis on I-131 in the thyroid. *Physics in Medicine and Biology*, 56, 7317.
- Lee, C., Lamart, S., Moroz, B.E. (2013). Computational lymphatic node models in pediatric and adult hybrid phantoms for radiation dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 58, N59–N82.
- Lee, C., Lodwick, D., Hasenauer, D. i dr. (2007). Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body models. *Physics in Medicine and Biology*, 52, 3309–3333.
- Lee, C., Lodwick, D., Hurtado, J. i dr. (2010). The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 55, 339–363.
- Lee, Y.K. (2003). Analysis of the LEU-COMP-THERM-049 MARACAS critical configurations using TRIPOLI-4.3 3D lattice geometry and JEFF3.0 library. In ICNC2003 Proc. Int. Conf. on Nuclear Criticality Safety, 289–295. Tokai-mura, Japan, Oct. 20-24.
- Lee, Y.K. (2015). TRIPOLI-4 simulation of core physics parameters for two SFRs. *Nuclear Technology*, 191, 234–245.
- Lee, Y.K. (2018). Radiation shielding calculations for a 3D ITER benchmark model using TRIPOLI-4 Monte Carlo code. *Fusion Engineering and Design*, 136, 602–607.
- Lee, Y.K., Hugot, F.X. (2009). Use of TRIPOLI-4.5 mesh tally to investigate power maps of the LEU-COMP-THERM-008 PWR critical lattices. In: International Conference on Mathematics, Computational Methods and Reactor Physics, Saratoga Springs, NY, USA.

- Leyton, F., Nogueira, M. S., Gubolino, L. A., Pivetta, M. R. , Ubeda, C. (2016). Correlation between scatter radiation dose at height of operator's eye and dose to patient for different angiographic projections. *Applied Radiation and Isotopes*, 117, 100–105.
- Lux, I., Koblinger, L. (1991). *Monte Carlo Particle Transport Methods: Neutron and Photon Calculations*. CRC Press.
- Luxton, G., Jozsef, G. (1999). Radial dose distribution, dose to water and dose constant for monoenergetic photon point sources from 10 keV to 2 MeV; EGS4 Monte Carlo model calculation. *Medical Physics*, 26, 2531–2538.
- Lymperopoulou, G., Papagiannis, P., Sakelliou, L. i dr. (2005). A dosimetric comparison of ¹⁶⁹Yb versus ¹⁹²Ir for HDR prostate brachytherapy. *Medical Physics*, 32, 3832–3842.
- Maduar, M.F., Hiromoto, G. (2004). Evaluation of indoor gamma radiation dose in dwellings. *Radiation Protection and Dosimetry*, 111(2), 221-228.
- Mainegra, E., Capote, R., Lopez, E. (1998). Dose rate constants for ¹²⁵I, ¹⁰³Pd, ¹⁹²Ir and ¹⁶⁹Yb brachytherapy sources: an EGS4 Monte Carlo study. *Physics in Medicine and Biology*, 43, 1557–1566.
- Mancusi, D., Bonin, A., Hugot, F.-X. i dr. (2018). Advances in Monte-Carlo code TRIPOLI-4's treatment of the electromagnetic cascade. *European Physical Journal Conferences*, 170(3), 0100.
- Markkanen, M. (1995). *Radiation dose assessments for materials with elevated natural radioactivity*. STUK-B-STO 32, Helsinki.
- Markovic, V., Stevanovic, N., Nikezic, D. (2008). Absorbed fractions for electrons and beta particles in sensitive regions of the human respiratory tract. *Radiation and Environmental Biophysics*, 47, 139–145.
- Markovic, V.M., Krstic, D., Nikezic, D. (2009). Gamma and beta doses in human organs due to radon progeny in human lung. *Radiation Protection Dosimetry*, 135(3), 197-202.
- Markovic, V.M., Krstic, D., Nikezic, D., Stevanovic, N. (2012). Doses from radon progeny as a source of external beta and gamma radiation. *Radiation and Environmental Biophysics*, 51, 391–397.

- Markovic, V.M., Stevanovic, N., Nikezic, D. (2011). Doses from beta radiation in sensitive layers of human lung and dose conversion factors due to $^{222}\text{Rn}/^{220}\text{Rn}$ progeny. *Radiation and Environmental Biophysics*, 50(3), 431-440.
- Marsh, J.W., Bessa, Y., Birchall, A. i dr. (2008). Dosimetric models used in the alpha-risk project to quantify exposure of uranium miners to radon gas and its progeny. *Radiation Protection Dosimetry*, 130, 101-106.
- Marsh, J.W., Birchall, A. (2000). Sensitivity analysis of the weighted equivalent lung dose per unit exposure from radon progeny. *Radiation Protection Dosimetry*, 87, 167-178.
- Marsh, J.W., Birchall, A. (2000). Sensitivity analysis of the weighted equivalent lung dose per unit exposure from radon progeny. *Radiation Protection Dosimetry*, 87, 167–178.
- Martin, C. J. (2009). A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. *Radiation Protection Dosimetry*, 136(3), 140–157.
- Martin, C.J., Magee, J.S., Sandblom, V., Almén, A., Lundh, C. (2015). Eye dosimetry and protective eyewear for interventional clinicians. *Radiation Protection Dosimetry*, 165, 284–288.
- Martz, R. (2014). *The MCNP6 Book on Unstructured Mesh Geometry: User's Guide*. Report LA-UR-11-05668. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM.
- Matsumoto, T. (2007). Monte Carlo simulation of depth–dose distribution in several organic models for boron neutron capture therapy. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 580(1), 552-557.
- Matsumoto, T. (2007). Monte Carlo simulation of depth–dose distribution in several organic models for boron neutron capture therapy. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 580(1), 552-557.
- McEwan, A. C. (2000). Assessment of occupational exposure in New Zealand from personal monitoring records. *Radiation Protection Australas*, 17(2), 60–66.
- Mendez, L.C., Morton, G.C. (2017). High dose-rate brachytherapy in the treatment of prostate cancer. *Translational Andrology and Urology*, 7, 357–370.

- Milenkovic, B., Stevanovic, N., Krstic, D., Nikezic, D. (2014). Neutron detection by a CR-39 detector and analysis of proton tracks etched in the same and opposite directions. *Radiation Protection Dosimetry*, 161(1-4), 108-111.
- Miri, H.H., Rafat, M.L., Karimi, S.K. (2012). Different effective dose conversion coefficients for monoenergetic neutron fluence from 10-9 MeV to 20 MeV – a methodological comparative study. *Radioprotection*, 47(2), 271–284.
- Mirza, N.M., Ali, B., Mirza, S.M., Tufail, M., Ahmad, N. (1991). A shape and mesh adaptive computational methodology for gamma ray dose from volumetric sources. *Radiation Protection Dosimetry*, 38, 307-314.
- Miura, J., Ogura, R., Sato, K., i dr. (2019). Boron delivery for boron neutron capture therapy targeting a cancer-upregulated oligopeptide transporter. *Journal of Pharmacological Sciences*, 139(3), 215-222.
- Moghaddas, A.T., Ghorbani, M., Haghparast, A., Flynn, T.R. (2014). Monte Carlo study on dose enhancement Effect of various paramagnetic Nanoshells in brachytherapy. *Journal of Medical Biology Engineering*, 34, 559–567.
- Molière, G. (1948). Theorie der Streuung schneller geladener Teilchen II. Mehrfachund Vielfachstreuung. *Z. Naturforsch.* 3, 78-97.
- Möller, T.B., Reif, E. (1993). Taschenatlas der Schnittbildanatomie – Computertomographie und Kernspintomographie. Band II: Thorax, Abdomen, Becken. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Mundy WD, Jevremovic T. Monte Carlo assessment boron neutron capture therapy for the treatment of breast cancer. *Nucl Techn Radiat Prot*, 20 (2005), 1, pp. 27-32.
- Mustonen R. (1984) Methods for evaluation of radiation from building materials. *Radiat Prot Dosim* 7:235-238.
- Nara, Y., Otuka, N., Ohnishi, A., Niita K., Chiba, S. (1999). Relativistic nuclear collisions at 10A GeV energies from p+Be to Au+Au with the hadronic cascade model. *Physical Review C*61, 024901.
- Nath, R., Anderson, L.L., Luxton, G. i dr. (1995). Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendation of the AAPM radiation therapy committee task group 43. *Medical Physics*, 22, 209–234.

- NCRP. (1987). Ionizing radiation exposure of the population of the United States. NCRP Report No. 93, Bethesda, Maryland.
- NCRP. (1995). Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent to workers for external exposure to low-LET radiation. NCRP Report No. 122, Bethesda, MD.
- Nelson, W.R., Hirayama, H., Rogers, D.W.O. (1985). The EGS4 Code System. Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, California, US.
- Nguyen, T.T., Yeom, Y.S., Kim, H.S. i dr. (2015). Incorporation of detailed eye model into polygon-mesh versions of ICRP-110 reference phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, 60, 8695–8707.
- Niita, K., Chiba, S., Maruyama, T., i dr. (1995). Analysis of the (N_xNⁿ) reactions by quantum molecular dynamics plus statistical decay model. *Physical Review C*, 52, 2620–2635.
- Niita, K., Matsuda, N., Iwamoto, Y. i dr. (2010). PHITS: Particle and heavy ion transport code system, version 2.23. Japan: N. p.
- Niita, K., Sato, T., Iwase, H., Nose, H., Nakashima, H., Sihver, L. (2006). PHITS—a particle and heavy ion transport code system. *Radiation Measurements*, 41(9–10), 1080-1090.
- Nikezic, D., Lau, B.M.F., Stevanovic, N., Yu, K.N. (2006). Absorbed dose in target cell nuclei and dose conversion coefficient of radon progeny in the human lung. *Journal of Environmental Radioactivity*, 89, 18-29.
- Nikezić, D., Marković, V. M., Krstić, D., N. Yu., P. K. (2010). Doses in human organs due to alpha, beta, and gamma radiations emitted by thoron progeny in the lung. *Radiation Protection Dosimetry*, 141(4), 428–431.
- Nikezic, D., Stevanovic, N. (2007). Room model with three modal distributions of attached ²²⁰Rn progeny and dose conversion factor. *Radiation Protection Dosimetry*, 123, 95–102.
- Nikezic, D., Yu, K.N. (2001). Microdosimetric calculations of absorption fraction and the resulting dose conversion factor for radon progeny. *Radiation and Environmental Biophysics*, 40, 207-211.
- Nikodemová, D., Brodecki, M., Carinou, E., Domienik, K., Donadille, L., Koukorava, C., Krim, S., Ruiz-López, N., Sans-Merce, M., Struelens, L., Vanhavere, F., Zaknounge, F. (2011). Staff extremity doses in interventional radiology. Results of the ORAMED measurement campaign. *Radiation Measurements*, 46(11), 1210–1215.

- Nipper, J.C., Williams, J.L., Bolch, W.E. (2002). Creation of two tomographic voxel models of paediatric patients in the first year of life. *Physics in Medicine and Biology*, 47(17), 3143-3164.
- Nogueira, P., Rühm, W., López, M.A. i dr. (2015). EURADOS 241Am skull measurement intercomparison. *Radiation Measurements*, 82, 64–73.
- Nowak, M., Carbonez, P., Krauss, M., Verdun, F.R., Damet, J. (2020). Characterization and mapping of scattered radiation fields in interventional radiology theaters. *Scientific Reports*, 10(1), 18754.
- Nowotny, R., Hofer, A. (1985). XCOMP5, Program for calculating diagnostic x-ray spectra. RoeFo, *Fortschr. Geb.Roentgenstr. Nuklearmed.*, 142, 685-689.
- NRC. (1999). *Risk Assessment of Radon in Drinking Water*. Washington, DC: National Academy Press.
- NRPB. (1997). Assessment of skin doses, Documents of the NRPB: 8 (3).
- NRPB. (2000). *Health Risks from Radon* Faculty of Public Health Medicine, Chartered Institute of Environmental Health. Chilton: NRPB.Padovani, R., Rodella, C. A. (2001). Staff dosimetry in interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 94(2), 99–103. NRC
- Oliver, P.A.K., Thomson, M.R.A. (2017). Monte Carlo study of macroscopic and microscopic dose descriptors for kilovoltage cellular dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 62, 1417–1437.
- Park, I., Lee, J., Do, T.G. i dr. (2018). Calculation of dose conversion coefficients for radioactive cesium in contaminated soil by depth and density. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 316, 1213–1219..
- Park, J.S., Chung, M.S., Hwang, S.B., i dr. (2005). Visible Korean human: improved serially sectioned images of the entire body. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24, 352–360.
- Pelowitz, D. B., Fallgren, A. J., McMath, G. E. (2014). *MCNP6 user's manual*, code version 6.1.1 beta. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos.
- Pelowitz, D.B. (2005). *MCNPX Users Manual*, Version 2.6.0. Los Alamos National Laboratory Report. LA-CP-05-0369.

- Pelowitz, D.B. (Ed.), (2011). MCNPX User's Manual. Version 2.7.0. Report LA-CP-11-00438. Los Alamos National Laboratory, USA.
- Perkins, S.T., Cullen, D.E., Chen. i dr. (1991). Tables and Graphs of Atomic Subshell and Relaxation Data Derived from the LLNL Evaluated Atomic Data Library (EADL), Z=1-100, vol. 30. Lawrence Livermore National Laboratory. Technical Report UCRL-50400.
- Petoussi, N., Jacob, P., Zankl, M., Saito, K. (1991). Organ doses for foetuses, babies, children and adults from environmental gamma rays. *Radiation Protection Dosimetry*, 37, 31-41.
- Picano, E., Vano, E., Domenici, L., Bottai, M., Thierry-Chef, I. (2012). Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. *BMC Cancer*, 12, 157.
- Piegl, L.A. (1991). On NURBS: a survey. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 10, 55–71.
- Pinelli, T. (2001). Eighth International Symposium, 1998, Los Angeles, CA, USA. Kluwer Academic/Plenum Publishers, New York, 1427.
- Poder, J., Cutajar, D., Guatelli, S. i dr. (2018). HDR brachytherapy in vivo source position verification using a 2D diode array: a Monte Carlo study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 19, 163–172.
- Porras, I. (2008). Enhancement of neutron radiation dose by the addition of sulphur-33 atoms. *Physics in Medicine and Biology*, 53(7), L1.
- Porras, I. (2011). Sulfur-33 nanoparticles: a Monte Carlo study of their potential as neutron capturers for enhancing boron neutron capture therapy of cancer. *Applied Radiation and Isotopes*, 69(12), 1838-1841.
- Posner, J.D., Buchanan, C.R., Dunn-Rankin, R. (2003). Measurements and prediction of indoor air flow in a model room. *Building and Environment*, 35, 515-526.
- Principi, S., Farah, J., Ferrari, P. i dr. (2016) The influence of operator position, height and body orientation on eye lens dose in interventional radiology. *Physica Medica*, 32, 1111–1117.
- Principi, S., Ginjaume, M., Duch, M.A. i dr. (2015). Influence of dosimeter position for the assessment of eye lens dose during interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 164(1-2), 79-83.

- Principi, S., Guardiola, C., Duch, M.A., Ginjaume, M. (2016). Air kerma to Hp(3) conversion coefficients for IEC 61267 RQR X-ray radiation qualities: application to dose monitoring of the lens of the eye in medical diagnostics. *Radiation Protection Dosimetry*, 170(1-4), 45-48.
- Protti, N., Bortolussi, S., Stella, S. i dr. (2009). Calculation of dose distribution in the lung of a rat model irradiated in the thermal column of the TRIGA reactor in Pavia. *Applied Radiation and Isotopes*, 67, 210-213.
- Qindos, L.S., Fernandez, P.L., Rodenas, C. i dr. (2004). Conversion factors for external gamma dose derived from natural radionuclides in soils. *Journal of Environmental Radioactivity*, 71, 139-145.
- Quintero-Quintero, A., G. Patiño-Camargo, G., Á. Soriano, A. i dr. (2018). Calibration of a thermoluminescent dosimeter worn over lead aprons in fluoroscopy guided procedures. *Journal of Radiological Protection*, 38, 549–564.
- R Core Team. (2012). *R: A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, ISBN 3-900051-07-0.
- Reeves, R.R., Ang, L., Bahadorani, J., Naghi, J. i dr. (2015). Invasive Cardiologists are exposed to greater left-sided cranial radiation: The Brain study. *JACC Cardiovascular Interventions*, 8(9), 1197–1206.
- Rigatelli G., Panin S., Fiorrevanti R. i dr. (2016) Impact of operators' height on individual radiation exposure measurement during catheter-based cardiovascular interventions. *Journal of Interventional Cardiology*, 29, 83-88.
- Rising, M.E., Sood, A. (2017). Using the MCNP6.2 Correlated Fission Multiplicity Models, CGMF and FREYA, ANS Annual Meeting, San Francisco, CA, LA-UR-17-20799.
- Rivard, M.J., Coursey, B.M., DeWerd, L.A. i dr. (2004). Update of AAPM Task Group No.43 Report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, 31, 633–674.
- Roguin, A., Goldstein, J., Bar, O., Goldestein, J.A. (2013). Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. *American Journal of Cardiology*, 111, 1368–1372.
- Rolf, F.B., Peng, M., Weilian, Y. (2018). Boron delivery agents for neutron capture therapy of cancer. *Cancer Communications*, 38(1), 35.

- Rosaline, M., Mayya, Y.S., Kushwaha, H.S. (2009). Measurement of $^{220}\text{Rn}/^{222}\text{Rn}$ progeny deposition velocities on surfaces and their comparison with theoretical models. *Aerosol Science*, 40, 1–15.
- Sailer, A. M., Vergoossen, L., Paulis, L. i dr. (2017). Personalized Feedback on Staff Dose in Fluoroscopy-Guided Interventions: A New Era in Radiation Dose Monitoring. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 40, 1756–1762.
- Saito, K., Jacob, P. (1995). Gamma ray fields in the air due to sources in the ground. *Radiation Protection Dosimetry*, 58(1), 29-45.
- Saito, K., Petoussi-Henss, N., Zankl, M. (1998). Calculation of effective dose and its variation from environmental gamma ray sources. *Health Physics*, 74, 698-706.
- Saito, K., Wittmann, A., Koga, S. i dr. (2001) Construction of a computed tomographic phantom for a Japanese male adult and dose calculation system. *Radiation and Environmental Biophysics*, 40, 69–76.
- Saldarriaga Vargas C., Struelens L., Vanhavere F. (2018). The challenges in the estimation of the effective dose when wearing radioprotective garments. *Radiation Protection Dosimetry*, 178(1), 101–111.
- Salvat, F., Fernández-Varea, J.M., Sempau, J. (2003). PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Workshop Proceedings. Issy-les-Moulineaux, France.
- Salvat, F., Fernández-Varea, J.M., Sempau, J. (2006). PENELOPE–2006: a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. OECD Nuclear Energy Agency, Issy-les-Moulineaux.
- Salvat, F., Fernandez-Varea, J.M., Sempau, J. (2011). PENELOPE 2011: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Workshop Proceedings Barcelona, Spain, 4-7 July 2011, Data Bank NEA/NSC/Doc (2011)3.
- Sanchez, R., Vano, E., Fernandez, J.M., Gallego, J.J. (2010). Staff radiation doses in real-time display inside the angiography room. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 33, 1210–1214.
- Sato, K., Noguchi, H., Emoto Koga, Y., Saito, K. (2007a). Japanese adult male voxel phantom constructed on the basis of CT-images. *Radiation Protection Dosimetry*, 123, 337-344.

- Sato, K., Noguchi, H., Endo, A. i dr. (2007b). Development of a voxel phantom of Japanese adult male in upright posture. *Radiation Protection Dosimetry*, 127, 205-208.
- Sato, T., Niita, K., Matsuda, N., i dr. (2013). Particle and heavy ion transport code system, PHITS, Version 2.52. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 50, 913–923.
- Schlattl, H., Zankl, M., Petoussi-Hens, N. (2007). Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures. *Physics in Medicine and Biology*, 52, 2123-2145.
- Schneider, C.A., Rasband, W.S., Eliceiri, K.W. (2012). NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods*, 9, 671–675.
- Segars, W. P. (2001). Development and application of the new dynamic NURBS-based cardiac-torso (NCAT) phantom. University of North Carolina, Department of Biomedical Engineering.
- Segars, W. P., Tsui, B. M. W. (2002). Study of the efficacy of respiratory gating in myocardial SPECT using the new 4-D NCAT phantom. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 49(3), 675-679.
- Segars, W. P., Tsui, B. M. W. (2009). MCAT to XCAT: The Evolution of 4-D Computerized Phantoms for Imaging Research. *Proceedings of the IEEE*, 97(12), 1954-1968.
- Segars, W. P., Lalush, D. S., Tsui, B. M. W. (1999). A Realistic Spline-Based Dynamic Heart Phantom. *IEEE Transactions on Nuclear Science*.
- Segars, W. P., Lee, T. S., Tsui, B. M. W. (2003). Simulation of motion defects in the 4D NCAT cardiac model. *Journal of Nuclear Medicine*, 44(5), 142P-142P.
- Seltzer, S.M., Perkins, S.T., Cullen, D.E. (1989). Tables and Graphs of Electron-Interaction Cross-Sections from 10 eV to 100 GeV Derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EEDL), Z=1-100, vol. 31. Lawrence Livermore National Laboratory. Technical Report UCRL-50400.
- Sempau, J., Badal, A., Brualla L. (2011). A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries--application to far-from-axis fields. *Medical Physics*, 38, 5887-5895.
- Si, H. (2015). TetGen, a Delaunay-based quality tetrahedral mesh generator. *ACM Transactions on Mathematical Software*, 41, 1–36.

- Silveira, L.M., Pereira, M.A.M., Neves, L.P. i dr. (2018). Exposure to ¹³⁷Cs deposited in soil – a Monte Carlo study. *Journal of Physics: Conference Series*, 975, 012050.
- Skowonek, J. (2017). Current status of brachytherapy in cancer treatment-short overview. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 9, 581–589.
- Snyder, W. S., i dr. (1969). Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, MIRD Pamphlet No. 5, S3. *Journal of Nuclear Medicine*, Society of Nuclear Medicine, New York.
- Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G. (1978). Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 5, Revised. New York: Society of Nuclear Medicine.
- Sobol, I.M. (1973). *Numerical Monte Carlo Methods*.
- Spiers, F.W. (1969). *Beta Particle Dosimetry in Trabecular Bone*. University of Utah Press, Salt Lake City, UT.
- Spitzer V.M., Whitlock D.G. (1998). *Anatomy of the Visible Human male*. Jones and Bartlett Publishers, Sudbury, MA.
- SRBATOM - <https://www.srbatom.gov.rs/srbatommm/>.
- Steinhauser, G., Brandl, A., Thomas, E., Johnson, E.T. (2014). Comparison of the Chernobyl and Fukushima nuclear accidents: a review of the environmental impacts. *Science of The Total Environment*, 470–471, 800–817.
- Stevanovic, N., Markovic, V., Urosevic, V., Nikezic, D. (2009a). Determination of parameters of the Jacobi room model using the Brownian motion model. *Health Physics*, 96(1), 48-54.
- Stevanovic, N., Markovic, V.M., Nikezic, D. (2009b). Deposition rates of unattached and attached radon progeny in a room with turbulent airflow and ventilation. *Journal of Environmental Radioactivity*, 100, 585–589.
- Struelens L, Carinou E, Clairand I, i dr. (2011). Use of active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology: tests in hospitals e ORAMED project. *Radiation Measurements*, 46, 1258-1261.
- Tantivatana, T., Rongsrylam, K. (2018). Treatment outcomes of high-dose-rate intracavitary brachytherapy for cervical cancer: comparison of Ir-192 versus Co-60 sources. *Journal of Gynecologic Oncology*, 29, e86.

- Taylor, R.E.P., Yegin, G., Rogers, D.W.O. (2007). Benchmarking Brachy Dose: voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters. *Medical Physics*, 34, 445–457.
- Tempfer, H., Hofmann, W., Schober, A., Lettner, H., Dinu, A.L. (2010). Deposition of radon progeny on skin surfaces and resulting radiation doses in radon therapy. *Radiation and Environmental Biophysics*, 49, 249–259.
- The Lund. (1999). The Lund/LBNL Nuclear Data Search, Version 2.0.
<http://nucleardata.nuclear.lu.se/toi/>
- Udovičić, V., Maletić, D., Eremić Savković, M. i dr. (2016). First steps towards national radon action plan in Serbia. *Nukleonika*, 61(3), 361–365.
- UNE EN ISO 4037-3:2021. (2021). Radiological protection - X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence (ISO 4037-3:2019).
- Urosevic, V., Nikezic, D., Vulovic, S. (2008). A theoretical approach to indoor radon and thoron distribution. *Journal of Environmental Radioactivity*, 99, 1829-1833.
- Van Rossum, G., Drake Jr., F.L. (1995). Python tutorial. Centrum voor Wiskunde en Informatica, Amsterdam, The Netherlands.
- Vanhavere, F., Carinou, E., Clairand, I. i dr. (2020) The use of Active Personal Dosimeter in Interventional Workplaces in hospitals: comparison between active and passive dosimeters worn simultaneously by medical staff. *Radiation Protection Dosimetry*, 188(1), 22-29.
- Vañó, E., Fernandez, J.M., Sanchez, R. (2011). Occupational dosimetry in real-time. Benefits for interventional radiology. *Radiation Measurements*, 46, 1262–1265.
- Vañó, E., Gonzales, L., Guibeldade, E., Fernandez, J.M., Ten, J.I. (1998). Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *British Journal of Radiology*, 71, 954-960.
- Vañó, E., Sanchez, R., Fernandez, J.M. (2018). Strategies to optimise occupational radiation protection in interventional cardiology using simultaneous registration of patient and staff doses. *Journal of Radiological Protection*, 38, 1077–1088.

- Verbeke, J. M., Vujic, J., Leung, K-N. (2000). Neutron beam optimization for Boron Neutron Capture Therapy using the D-D and D-T high-energy neutron sources. *Nuclear Technology*, 129, 257-258.
- Voyant, C., Roustit, R., Tatje, J. i dr. (2011). Therapeutic potential of atmospheric neutrons. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 16, 21-31.
- Vrba, T., Broggio, D., Caldeira, M. i dr. (2015). EURADOS intercomparison exercise on MC modelling for the in-vivo monitoring of Am-241 in skull phantoms (Part II and III). *Radiation Physics and Chemistry*, 113, 59–71.
- Vrba, T., Nogueira, P., Broggio, D. i dr. (2014). EURADOS intercomparison exercise on MC modeling for the in-vivo monitoring of Am-241 in skull phantoms (Part I). *Radiation Physics and Chemistry*, 104, 332–338.
- Wai, KM., Krstic, D., Nikezic, D. i dr. (2020). External Cesium-137 doses to humans from soil influenced by the Fukushima and Chernobyl nuclear power plants accidents: a comparative study. *Scientific Reports*, 10, 7902.
- Watabe, T., Hanaoka, K., Naka, S., Kanai, Y., Ikeda, H., Aoki, M., Shimosegawa, E., Kirihata, M., Hatazawa, J. (2017). Practical calculation method to estimate the absolute boron concentration in tissues using ¹⁸F-FBPA PET. *Annals of Nuclear Medicine*, 31(6), 481-485.
- Watson, L.E., Riggs, M.W., Bourland, P.D. (1997). Radiation exposure during cardiology fellowship training. *Health Physics*, 73, 690–693.
- Werner, J.C. i dr. (2017). MCNP User's Manual, Code Version 6.2. Los Alamos National Security, LLC. Report LA-UR-17-29981.
- Werner, J.C. i dr. (2018). MCNP6.2 Release Notes. Los Alamos National Laboratory report LA-UR-18-20808.
- White, M.C. (2003). Photoatomic Data Library MCPLIB04: A New Photoatomic Library Based on Data from ENDF/B-VI Release 8. Report LA-UR-03-1019. Los Alamos National Laboratory, USA.
- White, M.C. (2012). Further Notes on MCPLIB03/04 and New MCPLIB63/84 Compton Broadening Data for All Versions of MCNP5. Report LA-UR-12-00018. Los Alamos National Laboratory, USA.

- Williams, G., Zankl, M., Abmayr, W., Veit, R., Drexler, G. (1986). The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. *Physics in Medicine and Biology*, 31, 347–354.
- X-5 Monte Carlo Team (2003). MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 Vol. I: Overview and Theory. Los Alamos National Laboratory; LA-UR-03-1987, Los Alamos, NM.
- Xu, X.G. (2014). An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. *Phys. Med. Biol.*, 59, R233.
- Xu, X.G., Chao, T. C., Bozkurt, A. (2000). VIP-Man: An image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculations. *Health Physics*, 78, 476.
- Xu, X.G., Varanenkov, V., Zhang, J., Shi, C. (2007). A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods—RPI-P3, -P6 and -P9. *Physics in Medicine and Biology*, 52(23), 7023.
- Yamaguchi H., Hongo S., Takeshita H. (1985). Three-dimensional digital representation of human phantom for organ dose calculation, in: XIV International Conference on Medical and Biological Engineering and VII International Conference on Medical Physics, 6 and 1 July 1985, Espoo, Finland.
- Yamaguchi, Y., Togawa, O., Honma, T. (1987). The VADMAP code to calculate the SAF of Photon: code description and the Performance, JAERI-M 87-186.
- Yanagie, H., Sakurai, Y., Ogura, K. i dr. (2007). Evaluation of neutron dosimetry on pancreatic cancer phantom model for application of intraoperative boron neutron-capture therapy. *Biomed Pharmacother*, 61(8), 505-514.
- Yanagië, H., Tomita, T., Kobayashi, H. i dr. (1997). Inhibition of human pancreatic cancer growth in nude mice by boron neutron capture therapy. *British Journal of Cancer*, 75(5), 660-665.
- Yasui, L., Kroc, T., Gladden, S., Andorf, C., Bux, S., Hosmane, N. (2012). Boron neutron capture in prostate cancer cells. *Applied Radiation and Isotopes*, 70, 6–12.
- Yeom, Y.S., Han, M.C., Kim, C.H., i dr. (2013). Conversion of ICRP male reference phantom to polygon-surface phantom. *Physics in Medicine and Biology*, 58, 6985–7007.

- Yeom, Y.S., Jeong, J.H., Han, M.C., i dr. (2014). Tetrahedral-mesh-based computational human phantom for fast Monte Carlo dose calculations. *Physics in Medicine and Biology*, 59, 3173–3185.
- Yeom, Y.S., Kim, H.S., Nguyen, T.T., i dr. (2016). New small-intestine modeling method for surface-based computational human phantoms. *Journal of Radiological Protection*, 36, 230–245.
- Yeom, Y.S., Wang, Z.J., Nguyen, T.T., i dr. (2016). Development of skeletal system for mesh-type ICRP reference adult phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, 61, 7054–7073.
- Zankl M, Fill U, Petoussi-Hens N, Regulla D. (2002). Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models. *Physics in Medicine and Biology*, 47(14), 2367-2385.
- Zankl M, Wittmann A. (2001). The adult male voxel model "Golem" segmented from whole-body CT patient data. *Radiation and Environmental Biophysics*, 40(2), 153-162.
- Zankl, M., Eakins, J., Gómez Ros, J.-M., Huet, C., Jansen, C., Moraleda, M., Reichelt, U., Struelens, L., Vrba, T., (2021a). EURADOS intercomparison on the usage of the ICRP/ICRU adult reference computational phantom. *Radiation Measurements*. 145 106596
- Zankl, M., Eakins, J., Gómez Ros, J.-M., Moraleda, M.,,,,,, Krstic, D., i dr. (2021b). The ICRP recommended methods of red bone marrow dosimetry. *Radiation Measurements*, 148, 106611.
- Zankl, M., Fill, U., Petoussi-Hens, N., i dr. (2002). Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models. *Physics in Medicine and Biology*, 47, 2367-2385.
- Zankl, M., Petoussi, N., Drexler, G. (1992). Effective dose and effective dose equivalent - the impact of the new ICRP definition for external photon irradiation. *Health Physics*, 62, 385-399.
- Zankl, M., Veit, R., Williams, G., i dr. (1988). The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection. *Radiation and Environmental Biophysics*, 27, 153-164.
- Živković, M., Shahmohammadi Beni, M., Yu, P.K.N., Watabe, H., Krstić, D., Nikezić, D. (2023). A dosimetric comparison between ICRP and ORNL phantoms from exposure to ¹³⁷Cs contaminated soil. *Radiation Physics and Chemistry*, 207, 110878.

Zivkovic, M., Zlatic, N., Zeremski, T., Stankovic, M., Manic, V., Krstic, D., Nikezic, D. (2022). Ecological studies of the naturally occurring radionuclides, ^{137}Cs and heavy metals in soil, plants and milk in surrounding of Kragujevac city, Serbia. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 331(3), 1285–1298.

CIP - Каталогизација у публикацији Народна библиотека Србије, Београд

539.16.074.8(0.034.2)

614.87:539.16(0.034.2)

КРСТИЋ, Драгана, 1960-

Primena Monte Karlo programa i fantoma u dozimetriji [Elektronski izvor] :
monografija / Dragana Krstić, Vladimir Marković, Milena Živković. - Kragujevac :
Univerzitet, Prirodno-matematički fakultet, 2023 (Kragujevac : Grafostil). - 1
elektronski optički disk (CD-ROM) ; 12 cm

Sistemska zahtevi: Nisu navedeni. - Nasl. sa naslovne strane dokumenta. - Tiraž 50.
- Sadrži bibliografiju.

ISBN 978-86-6009-102-6

1. Марковић, Владимир, 1981- [autor] 2. Живковић, Милена, 1995- [autor]

a) Јонизујуће зрачење -- Дозиметрија b) Јонизујуће зрачење -- Штетно дејство
-- Симулација

COBISS.SR-ID 133226505