



ЗБОРНИК РАДОВА



XXX СИМПОЗИЈУМ ДРУШТВА ЗА ЗАШТИТУ ОД ЗРАЧЕЊА СРБИЈЕ И ЦРНЕ ГОРЕ

2. - 4. октобар 2019. године
Хотел “Дивчибаре”, Дивчибаре, Србија

**ДРУШТВО ЗА ЗАШТИТУ ОД ЗРАЧЕЊА
СРБИЈЕ И ЦРНЕ ГОРЕ**



ЗБОРНИК РАДОВА

**XXX СИМПОЗИЈУМ ДЗЗСЦГ
Дивчибаре
2- 4. октобар 2019. године**

**Београд
2019. године**

**RADIATION PROTECTION SOCIETY OF
SERBIA AND MONTENEGRO**



PROCEEDINGS

**XXX SYMPOSIUM RPSSM
Divčibare
2nd - 4th October 2019**

**Belgrade
2019**

ЗБОРНИК РАДОВА

XXX СИМПОЗИЈУМ ДЗЗСЦГ
2-4.10.2019.

Издавачи:

Институт за нуклеарне науке „Винча“
Друштво за заштиту од зрачења Србије и Црне Горе

За извршног издавача:

Проф. др Снежана Пајовић, научни саветник
в.д. директора Института за нуклеарне науке Винча

Уредници:

Др Михајло Јовић
Др Гордана Пантелић

ISBN 978-86-7306-154-2

©Institut za nuklearne nauke „Vinča“

Техничка обрада:

Михајло Јовић, Гордана Пантелић

Електронско издање:

Институт за нуклеарне науке ”Винча”, Мике Петровића Аласа 12-14, 11351
Винча, Београд, Србија

Тираж:

150 примерака

Година издања:

Септембар 2019.

MONTE CARLO DOZIMETRIJA U BRAHITERAPIJI KANCERA CERVIKSA

Dragana KRSTIĆ¹, Radovan ILIĆ², Aleksandra JOVANOVIĆ³,
Marija Ž. JEREMIĆ³, Dragoslav NIKEZIĆ¹,
Nebojša NIKOLIĆ³ i Jasmina MIHAJLOVIĆ³

- 1) Univerzitet u Kragujevcu, Prirodno Matematički fakultet, Kragujevac, Srbija, dragana@kg.ac.rs, nikezic@kg.ac.rs
- 2) Institut za nuklearne nauke Vinča, Beograd, Srbija, rasacale@gmail.com
- 3) Kliničko Bolnički Centar, Kragujevac, Srbija, aleks.jovanovic1993@gmail.com, marijafiz@yahoo.com, nebojsanikolic84@gmail.com, jasmina.mihajlovic@gmail.com,

SADRŽAJ

U radu je prikazano poređenje apsorbovanih doza u brahiterapijskim planovima i Monte Karlo simulacijama u brahiterapiji pacijentkinja sa karcinomom grlića materice. U Odeljenju za brahiterapiju u Kliničkom centru Kragujevac primenjuje se mikroSelektron za intrakavitarnu brahiterapiju u HDR režimu. Ovaj uređaj koristi minijaturni radioaktivni izvor ¹⁹²Ir u obliku cilindra, aktivnih dimenzija 0,6 mm × 3,5 mm, i visoke početne aktivnosti od 370 GBq.

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. Osnovni podaci planiranja su dnevna doza, koja iznosi 700 cGy i broj frakcija; dnevna doza se isporučuje se u tri frakcije jednom nedeljno.

Monte Karlo simulacije su obavljene korišćenjem MCNP6 softvera verzije 2.0 kako bi se procenila raspodela doze u materici i kritičnim organima od rizika (bešika i debelo crevo). MCNP F6 tally (MeV/g) je izabran zbog lakog konvertovanja deponovane energije u apsorbovanu dozu. Za pripremu ulaznih datoteka koje simuliraju brahiterapiju korišćeni su matematički ORNL i voksel fantomi.

Upoređivanjem izmerenih i izračunatih vrednosti može se videti da su Monte Carlo tehnike moćno sredstvo za primenu u planiranju brahiterapije.

1. Uvod

Termin brahiterapija znači „lečenje na kratkom rastojanju” (složenica od dve grčke reči: brachys – mali, kratak i therapeia – negovanje). Brahiterapija omogućava terapiju tumora bez hirurške intervencije. Sa stanovišta radioterapije i radiološke fizike predstavlja najcelishodniji vid radioterapije, jer ispunjava njen osnovni princip – koncentrisanje terapijske doze na metu (tumor) uz minimalno ozračivanje okolnih tkiva i organa [1].

Tokom godina, pa i decenija, brahiterapija je doživela revolucionarni razvoj. Danas se u brahiterapiji koristi preko dvadeset izotopa, ali se najčešće primenjuje samo šest: ⁶⁰Co, ¹³⁷Cs, ¹⁹²Ir, ¹²⁵I (kao gama emiteri), ¹⁰³Pd i ⁹⁰Sr (kao beta emiteri). Poslednjih godina se iridijum ¹⁹²Ir zamenjuje sa iterbijumom ¹⁶⁹Yb [2, 3]. Razlog je kraće vreme poluraspada

i niža energija gama zračenja (32,02 dana i 93 keV, respektivno). Za ^{192}Ir vreme poluraspada i srednja energija fotona su 73,83 dana i 355 keV, respektivno. Da bi bio pogodan za korišćenje u brahiterapiji, radioaktivni izotop bi trebalo da emituje odgovarajuću vrstu i energiju zračenja, da ima pogodno vreme poluraspada, visoku specifičnu aktivnost (u zavisnosti od željene jačine terapijske doze) i mogućnost pakovanja u pogodan geometrijski oblik. 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) je terapijski režim zračenja sa srednjom jačinom terapijske doze. **HDR** (high dose rate, >12 Gy/h) predstavlja terapijski režim zračenja sa visokom jačinom terapijske doze, gde 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.

U brahiterapiji se uglavnom koriste zatvoreni izvori zračenja [4]. To su radioaktivni materijali smešteni u kapsule od materijala otpornih na koroziju (čelik, aluminijum, legure plemenitih metala, staklo, plastika itd.) i dejstvo spoljašnjih sila, te u normalnim uslovima rada ne može doći do kontaminacije iz izvora zračenja.

Kod klasične brahiterapije ne može doći do pojave indukovane radioaktivnosti, jer ne postoje izotopski izvori gama i beta zračenja dovoljno visoke energije koja bi omogućila bilo kakve fotonuklearne reakcije sa elementima koji ulaze u sastav tkiva. To znači da nakon ove terapije pacijenti ne predstavljaju izvore zračenja.

2. Materijal i metode

Na odeljenju brahiterapije u Kliničkom centru Kragujevac koristi se microSelectron afterloading uređaj (slika 1) za intrakavitarnu brahiterapiju u HDR režimu.

Ovaj uređaj koristi minijaturni radioaktivni izvor ^{192}Ir u obliku valjka, aktivnih dimenzija oko 0,6 mm × 3,5 mm i visoke početne aktivnosti od oko 370 GBq. Izvor se nalazi na vrhu čelične sajle, koja u isto vreme predstavlja nosač izvora. Pre terapije, vrši se kompjutersko planiranje, koje predstavlja kompjutersku rekonstrukciju položaja vodiča izvora u pacijentu na osnovu dva radiografska snimka za dve geometrije, AP i LAT (slika 2), 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 raspodela na nivou tumora ostvaruje se pozicioniranjem radioaktivnog izvora u unapred zadate pozicije (maksimalno 48 pozicija pri koraku od 2 mm) u određenom vremenskom intervalu. Podaci o terapiji se sa sistema za planiranje prenose na kontrolnu konzolu uređaja komunikacionim kanalom. Pre početka terapije, sistem vrši proveru prohodnosti vodiča izvora pozicioniranjem neaktivnog „simulacionog izvora“, istih geometrijskih karakteristika kao i izvor zračenja, u najudaljeniju planiranu poziciju.



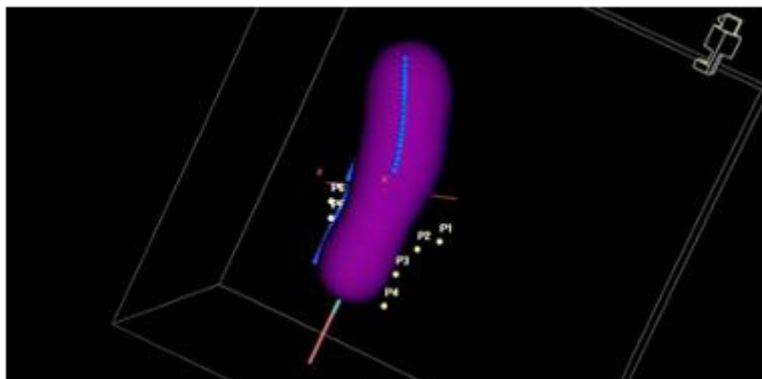
Slika 1. MicroSelectron brahiterapijski uređaj (opšti izgled).



Slika 2. Rekonstrukcija niza.

U slučajevima kada se tumor nalazi duboko u materici, koristi se kombinacija jednog aplikatora i intrauterusne sonde, i to tako da formiraju jedan *niz*. Na slici 3 prikazana je izodozna raspodela za niz.

U tzv. pacijentnim tačkama (tačke u organima od rizika) proverava se koliku dozu primaju organi od rizika (rektum i bešika). Na kraju se radi preskripcija, odnosno upisuje se doza (u cGy) u tumoru po jednoj frakciji, kao i broj frakcija. Na taj način dobija se brahiterapijski plan. Osnovni podaci planiranja su dnevna doza, koja iznosi 700 cGy i broj frakcija; dnevna doza se isporučuje se u tri frakcije jednom nedeljno.



Slika 3. 2D brahiterapijski plan – izodozna raspodela za niz.

3. Rezultati i diskusija

U ovom radu implementiran je Monte Carlo MCNP6 softver [5] za brahiterapiju. Isti scenario je korišćen u smislu geometrije pacijenta i radioaktivnog izvora kao u realnom slučaju. Odredjene su tačne pozicije izvora i tačaka pacijenta gde se izračunava apsorbirana doza. Pacijent je predstavljen pomoću dva tipa fantoma: ORNL [6] matematički ženski fantom i referentni kompjuterski ženski fantom (RCP-AF) [7].

ORNL ženski fantom predstavlja 15-godišnji ORNL fantom; grudi, jajnici i materica su modifikovani da bi bili prikladni za odraslu osobu ženskog pola. U ORNL fantomu postoje tri vrste tkiva: skeletno, plućno i meko tkivo, sa odgovornim elementarnim sastavom i gustom. Glavni organi i organi ostatka ORNL fantoma predstavljeni su jednačinama analitičke geometrije. Uterus je elipsoid, koji je presečen ravni i može se prikazati pomoću sledećih jednačina:

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

Za odraslog fantoma ženskog pola 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, respektivno; zapremina uterusa je 76 cm^3 .

Input fajl za MCNP je kreiran za ORNL fantom ženskog pola.

Drugi korišćeni fantom je referentni kompjuterski ženski fantom (RCP-AF) kao što je opisano u publikaciji ICRP 110 (ICRP publikacija 110, 2009), sa masom i gustom organa i tkiva datim u ovoj publikaciji. Ovi referentni računski modeli su digitalne trodimenzionalne reprezentacije stvarnog ljudskog tela, koje se zasnivaju na kompjuterskoj tomografiji stvarnih osoba, čija je anatomija opisana pomoću malih zapreminskih elemenata-voxela. Dimenzije jednog voxela su $0,1775 \times 0,1775 \times 0,484 \text{ cm}^3$, a ukupan broj voksela je 14 255 124 za RCP-AF fantom.

Pretpostavljeno je da je radioaktivan izvor ^{192}Ir lokalizovan u uterusu, tako da se pomera u koracima po 2 mm i ostaje u planiranim položajima tačno odredjeni interval vremena. Kreirana su dva input fajl za MCNP, za ORNL fantom ženskog pola i RCP-AF vokal fantom.

U MCNP input fajlu primenjen je f6 tally (rezultat izlaza), koji daje deponovanu energiju po jedinici mase, u jedinicama $\text{MeV/g per particle}$. Formula [4] za računanje konverzionih koeficijenata može se predstaviti u obliku:

$$CC_{BT} = f \cdot 6 \cdot 1,602 \cdot 10^{-8} \cdot \eta \quad (2)$$

gde je η prinos, tj. broj emitovanih čestica po raspadu. Konverzioni koeficijenti za brahiterapiju se izražavaju u jedinicama $cGy/(Bq \cdot s)$.

Rezultati za svaku tačku i za sve pozicije izvora su sumirani i predstavljaju konverzije koeficijente apsorbovane doze u pacijentnim tačkama za brahiterapiju (u $cGy/(Bq \cdot s)$).

Srednje vrednosti konverzionih koeficijenata za ORNL i RCP-AF voxel fantom su $3,97 \cdot 10^{-10}$ i $3,83 \cdot 10^{-10}$, odakle se može zaključiti da se razlikuju za oko 3,5%.

Na osnovu dobijenih rezultata može se zaključiti da se konverzioni koeficijenti mogu koristiti kao korisno sredstvo u izračunavanju apsorbovanih doza u procesu brahiterapije, ako se pomnože poznatom aktivnošću primenjenog radioaktivnog izvora i vremenom zadržavanja izvora u određenim tačkama u odgovarajućim organima.

4. Zaključak

U ovom radu je primenjen Monte Carlo metod za brahiterapiju u terapiji raka grlića materice. Izvršeno je poredjenje rezultata u terapiji konkretnih pacijenata sa vrednostima dobijenim u Monte Carlo simulacijama za matematički i vokselizovani fantom. Rezultati dobijeni korišćenjem Monte Carlo MCNP6 softvera su konverzioni koeficijenti, koji predstavljaju vrednosti apsorbovane doze po jedinici aktivnosti u jedinici vremena (u jedinicama $cGy/(Bq \cdot s)$).

Ukupna apsorbovana doza se dobija množenjem sa aktivnošću izvora i vremenom zadržavanja izvora u pojedinačnim tačkama u odgovarajućim organima. Voxel fantomi su realniji prikaz tela pacijenta, ali sa još uvek prisutnim ograničenjima. U toku je razvoj sledeće generacije mesh fantoma, kao unapređene verzije voxel fantoma.

5. Zahvalnica

Ovaj rad je podržan od strane Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije, u okviru projekata 171021 i 43011.

6. Literatura

- [1] G. Luxton, G. Jozsef. 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. *Med. Phys.* 26, 1999, 2531–2538.
- [2] D. Granero, J. Perez-Calatayud, F. Ballester, A. Bos, J. Venselaar. Broad beam transmission data for new brachytherapy sources, Tm-170 and Yb-169. *Radiat. Prot. Dosim.* 118, 2006, 11–15.
- [3] M. J. Cazeca, D. C. Medich, J. J. Munro. Monte Carlo characterization of a new Yb-169 high dose rate source for brachytherapy application. *Med. Phys.* 37, 2010, 1129–1136.
- [4] M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, W. F. Hanson, M. S. Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, J. F. Williamson. Update of AAPM Task Group No.43 Report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med. Phys.* 31, 2004, 633–674.

- [5] MCNP6.2 *Monte Carlo N-Particle Transport Code System*; Version 6.2. Report LA-UR-17-29981. Los Alamos, 2018.
- [6] K. F. Eckerman, M. Cristy, J. C. Ryman. Oak Ridge National Laboratory, TN 37831. USA, 1996.
- [7] ICRP 110: Adult Reference Computational Phantoms. Realistic reference phantoms: An ICRP/ICRU joint effort, *Ann. ICRP* 39, 3-5, Elsevier, 2009.

MONTE CARLO DOSIMETRY FOR BRACHYTHERAPY OF CERVICAL CANCER

**Dragana KRSTIĆ¹, Radovan ILIĆ², Aleksandra JOVANOVIĆ³,
Dragoslav NIKEZIĆ¹, Marija JEREMIĆ³,
Nebojša NIKOLIĆ³ and Jasmina MIHAJLOVIĆ³**

- 1) *University of Kragujevac, Faculty of Science, Serbia, dragana@kg.ac.rs, nikezic@kg.ac.rs*
- 2) *Vinča Institute for Nuclear Science, Belgrade, Serbia, rasacale@gmail.com*
- 3) *Clinical Center Kragujevac, Serbia, aleks.jovanovic1993@gmail.com, marijafiz@yahoo.com, nebojsanikolic84@gmail.com, jasmina.mihajlovic@gmail.com*

ABSTRACT

This paper presents the comparison of absorbed doses in brachytherapy plans and Monte Carlo simulation for brachytherapy treatment of a female patient with cervix carcinoma. At the Department of Brachytherapy at the Clinical Center Kragujevac, the microSelectron after loading device is used for intracavitary brachytherapy in the HDR regime. This device uses a miniature radioactive source ¹⁹²Ir in the form of a cylinder, active dimensions of 0.6 mm × 3.5 mm, and a high initial activity of about 370 GBq.

Before therapy, computer planning is performed, which represents a computer reconstruction of the position of the source guide in the patient based on two radiographic images, and isodose planning in relation to the desired dosimetry points. Essential planning data are the daily dose and number of fractions. In this case, the daily dose is 700 cGy and is delivered in three fractions once a week. This means that the duration of this brachytherapy treatment will be a total of three weeks.

Monte Carlo simulations by using MCNP6 code version 2.0 were applied for brachytherapy treatment to estimate the dose distribution in uterus and several critical organs at risk (bladder and colon). The MCNP tally f6 (MeV/g) was chosen due to easy convert energy deposition to absorbed dose. The computational ORNL and voxel phantoms were used to prepare input files which simulate brachytherapy.

By comparing measured and calculated values, it can be seen that Monte Carlo techniques are a powerful tool for application in brachytherapy planning.