



⁹⁰Y Noktasal Kaynağının Su ve Karaciğer Fantomu İçindeki Radyal Doz Dağılımının Monte Carlo Yöntemi İle Simülasyonu

The Simulation of Radial Dose Distribution of ⁹⁰Y Point Source in Water and Liver Phantom by Monte Carlo Method

Kadir Akgüngör^{1*}, **Hakan Epik²**

^{1,2} Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Buca-İzmir, Türkiye

Sorumlu Yazar / Corresponding Author*: kadir.akgungor@deu.edu.tr

Geliş Tarihi / Received: 06.01.2022

Kabul Tarihi / Accepted: 08.03.2022

Atıf şekli / How to cite: AKGÜNGÖR, K., EPIK, H. (2022). ⁹⁰Y Noktasal Kaynağının Su ve Karaciğer Fantomu İçindeki Radyal Doz Dağılımının Monte Carlo Yöntemi İle Simülasyonu. DEUFMD, 24(71), 581-586.

Araştırma Makalesi/Research Article

DOI:10.21205/deufmd.2022247122

Öz

Günümüzde, karaciğer kanser tedavilerinde, yeni bir yöntem olan İtriyum 90 (⁹⁰Y) radyonüklidi ile yüklenmiş mikro küreler kullanılmakta ve araştırılmaktadır. Tedavinin başarısı, belirlenen tümör alanına, hesaplanan radyasyonu doğru dozda vermekle ilişkilidir. Bu aşamada kişiye özgü dozun hesaplanması ve doz hesaplama yöntemi önem kazanmaktadır. Bu çalışmada, saf beta yayıcı ⁹⁰Y noktasal kaynağının, doku eşdeğeri su ve karaciğer fantomu içerisindeki radyal doz dağılımı, beta spektrumu kullanılarak Geant4 tabanlı GAMOS Monte Carlo yöntemi ile hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar International Committee for Radiological Units (ICRU) de yayınlanan dozimetrik veriler ile karşılaştırılmış ve uyumlu olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: İtriyum 90, Gamos, Radyal doz dağılımı

Abstract

The Radiation therapy of liver cancer involving the use of Yttrium 90 (⁹⁰Y) micro spheres have been widely used and researched. The success of the treatment is depends on giving the calculated radiation dose in the tumor area. At this stage, the calculation of the individual dose and the method is very crucial. In this study, the radial dose distribution of pure beta emitter ⁹⁰Y point source with energy spectrum in tissue equivalent water and liver phantom was calculated with the Monte Carlo method by using Geant4 based GAMOS. The results were compared with the reference dosimetric data published by the International Committee of Radiological Units (ICRU) and found to be compatible.

Keywords: Yttrium 90, Gamos, Radial dose distribution

1. Giriş

Geleneksel radyoterapi yönteminde, tümör hacmine verilecek dozun maksimum olması istenirken, maksimum dozdan kaynaklanan toksitenin belirlenmiş limitler arasında kalması

istenir. Radyasyona çok duyarlı olan, akciğer, karaciğer gibi kritik organlarda bir tümörün varlığında verilecek maksimum doz iyi belirlenmelidir. Radyonüklid tedavisinde tümör hacmi içerisine verilecek maksimum dozun belirlenmesi, kişiye bağlı radyasyon toleransı

nedeni ile güç ve karışıktır. Dozun kişiye özel hesaplanması gerekmektedir. Tıbbi uygulamalarda, doz hesaplamaları deneysel ve analitik hesaplama yöntemleri ile yapılmaktadır. Analitik yöntemlerden en yaygın olarak kullanılanı nokta doz kernel metodudur (Dose point kernel, DPK) [1-2]. İnsan vücudunun farklı yoğunluktaki bileşenlerden oluştuğu göz önüne alındığında, DPK yönteminde ortamın homojen alınması bir dezavantajdır. Deneysel ve analitik hesaplamalarda doz kaynağına çok yakın noktalarda ki yüksek doz değişimi doğru ölçüm ve hesap yapmayı zorlaştırır. Deneysel ve analitik yöntemlere ek olarak, olasılık teorisi üzerine kurulu Monte Carlo (MC) simülasyon yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. MC simülasyonları ile bu hesaplamalar voksel (en küçük hacim) boyutunda yüksek hassasiyet ile yapılabilmektedir. Günümüzde, MC tabanlı MCNP [3], EGS [4], PENELOPE [5], FLUKA [6], GEANT4 [7-8] gibi parçacık taşınım kodları kullanılmaktadır. Bu kodlara ek olarak özel amaçlar için C++ programlama dili bilgisi yeterli olmayan kullanıcılara minimum Geant4 bilgisi ile hesaplamalarını yapmalarına olanak sağlayan, Geant4 tabanlı, "Geant4 Application for Tomographic Emission" (GATE) [9] ile, "GEANT4 based Architecture for Medicine-Oriented Simulations" (GAMOS) [10] paketleri de geliştirilmiştir. GAMOS, Geant4 fizik modellerini ve kod seçeneklerinin birçoğunu içerdiği için, parçacığın türüne göre 250 eV-100 TeV enerji aralığında birçok uygulamada kullanılabilir. Bu uygulamalar arasında, yüksek enerji fiziği, radyasyon zırhlama, medikal fizik gibi ana başlıklar yer alır. Medikal fizik uygulamalarında GAMOS kullanımı nükleer tıp ve radyoterapide yaygınlaşmıştır. GAMOS kodu ile "Positron Emission Tomography" (PET), "Single Photon Emission Computed Tomography" (SPECT) gamma kamera, lineer hızlandırıcı, radyoterapide tedavi planlama gibi alanlarda benzeşimler yapılabilir. Bu özellikleri bakımından GAMOS bir dizi uygulama alanını kapsayan çekirdek yazılımdan oluşur. Literatürde, nükleer tıpta kullanılan radyonüklitlerin radyal doz dağılımı üzerine yapılan MC çalışmalarının arttığını görmekteyiz [11-12]. M. Mendes ve arkadaşları, tek enerjili elektronların ve beta yayan radyonüklitlerin DPK larını MCNP, EGSnc, PENELOPE and TOPAS parçacık taşınım kodlarını kullanarak hesaplamışlar ve sonuçları karşılaştırmışlardır

[13]. D. J. Simpkin ve T. R. Mackie, tek enerjili elektron nokta kaynaklarının ve Radyoimmünoterapide yaygın olarak kullanılan beta yayıcı ^{32}P , ^{67}Cu , ^{90}Y , ^{105}Rh , ^{131}I , ^{153}Sm , ^{186}Re , ve ^{188}Re radyonüklitlerin su içerisindeki radyal doz birikimlerini EGSnc MC yöntemi ile hesaplamışlardır [14]. F. Botta ve arkadaşları, FLUKA MC yöntemi ile 3-10 MeV tek enerjili elektronlar ile beta yayıcı ^{89}Sr , ^{90}Y , ^{131}I , ^{153}Sm , ^{177}Lu , ^{186}Re ve ^{188}Re izotoplarının su ve kemik içinde radyal doz dağılımlarını hesaplamışlardır [15]. W.G. Gross ve arkadaşları, enerjileri 0,01 ve 10 MeV arasında olan tek enerjili noktasal elektron kaynaklarının su içerisindeki radyal doz dağılımını ACCEPT MC kodunu kullanarak hesaplamışlardır [16]. E. Mainegra-Hing, DWO Roger, I. Kawrakow 50 KeV, 100keV ve 1 MeV tek enerjili elektronların doz dağılımlarını EGSnc ve EGS4-PRESTA MC programlarını kullanarak incelemişlerdir [17].

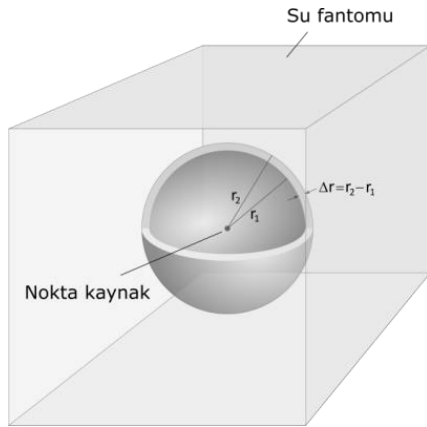
Karaciğer primer ve metastatik tümör tedavisinde yaygın olarak kullanılmaya başlanan radyomikroküre (Radyoembolizasyon) tedavisinde kullanılan saf beta yayıcı ^{90}Y izotopu ilginç terapötik özelliklere sahiptir. % 99.98 oranında yüksek enerjili beta ($E_{\beta\text{max}} = 2,28$ MeV) yaymaktadır. Kısa penetrasyon mesafesine, dokudaki maksimum menzili 11 mm, ortalama menzili 2,5 mm sahiptir ve toplam dozun %90' ına eriştiği menzil $X_{90} = 5,3$ mm dir [18]. ^{90}Y , nükleer reaktörde veya $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ jeneratöründe nötron bombardımanı ile üretilmektedir. ^{90}Y , beta ve antinötrino yayınlarak kararlı ^{90}Zr ' a dönüşür [19-20].

Tedavide kullanılan radyonüklid kaynakların doz dağılımlarının değerlendirilmesi sağlık fiziğinin temel problemidir. Nokta kaynak yaklaşımı, karmaşık geometriye sahip kaynakların doz dağılımlarının belirlenmesinde ve kaynakların kalibre edilmesinde kullanılmaktadır. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG60/TG149 raporlarına göre Saf beta yayıcı kaynakların, kaynaktan 1 mm kadar olan mesafedeki doz dağılımının çok iyi anlaşılmadığı ve bu aralıktaki doz dağılımının iyi belirlenmesinin klinik uygulamaların gelişmesinde yararlı olacağı belirtilmiştir [21-22]. Bu çalışmada, karaciğer primer ve metastatik tümör tedavilerinde yaygın olarak kullanılmaya başlanan 20-60 μm yarıçaplı ^{90}Y radyonüklidi ile yüklenmiş mikro kürelerin doz dağılımlarının

anlaşılmasına yardımcı olacak nokta kaynak doz dağılımları MC simülasyonu ile hesaplanmıştır [23].

2. Materyal ve Metot

^{90}Y nokta kaynağının üç boyutlu doz dağılımını elde etmek için, GAMOS' ta simülasyon geometrisi ASCII (metin) formatında oluşturulmuştur. Geometri hacminin tamamı $0,02 \times 0,02 \times 0,02 \text{ mm}^3$ boyutlu vokseller ile doldurulmuş $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ boyutunda bir fantomdan oluşmaktadır (Şekil 1).

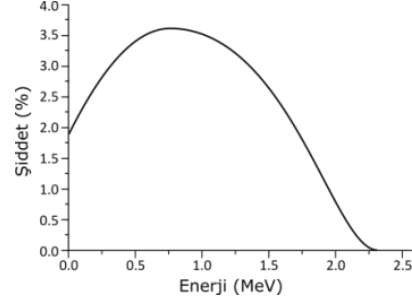


Şekil 1. Simülasyon Geometrisi

MC hesaplamaları, 2 x Intel Xeon(R) CPU 4x2x(HT) 2,53 GHz, 24GiB RAM, 64-bit özelliklerine sahip bilgisayarda yapılmıştır. Çalışmada, Geant4 tabanlı GAMOS MC kodu kullanılmıştır. MC hesaplamalarında elektromanyetik fizik (GmEMPhysics) paketi kullanılmıştır. GAMOS' ta varsayılan üretim kesme değeri tüm malzemelerdeki tüm işlemler için $100 \mu\text{m}$ ' dir. Fantom içinde enerji eşik değeri foton'lar için 1,06 keV, elektronlar için ise 84,66 keV' dir. Hesaplamalarda "variance azalma" teknikleri kullanılmamıştır.

Simülasyonda Geant4 da tanımlı G4_WATER bileşiği su için kullanılmıştır (Tablo 1). Karaciğerin yoğunluğu ve bileşenleri için ICRU 44 raporda tanımlanan referans değerler kullanılmıştır Tablo 2 [24]. Hesaplamalarda, ICRU 72 raporunda yayınlanan ^{90}Y beta spektrumu kullanılmıştır (Şekil 2) [25]. ^{90}Y nokta kaynağı, fantomun kütle merkezine yerleştirilmiştir. İstatistiksel hatayı %1 in altında tutabilmek için 10^9 beta parçacığı

kullanılmıştır. Her bir hesaplama süresi 3 ila 5 saat arasında sürmüştür.



Şekil 2. ^{90}Y Beta Spektrumu

Tablo 1. Su bileşenleri ve oranları ($\rho=1,0\text{g/cm}^3$)

Bileşen Sayısı	Bileşenler	Bileşenlerin Oranı
2	H	0,111898
	O	0,888102

Tablo 2. Karaciğer bileşenleri ve oranları ($\rho=1,07 \text{ g/cm}^3$)

Bileşen Sayısı	Bileşenler	Bileşenlerin Oranı
9	H	0,102000
	C	0,139000
	N	0,030000
	O	0,716000
	Na	0,002000
	P	0,003000
	S	0,003000
	Cl	0,002000
	K	0,003000

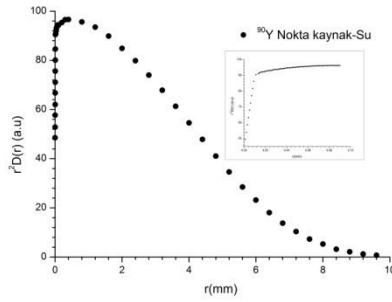
Simülasyon çıktıları DOSXYZnrc formatında [26] 3B doz dosyası olarak alınmaktadır. Bu çıktılar, Matlab R2020a' da yazılan bir kod ile değerlendirilmiştir. ^{90}Y noktasal kaynağı vokseller ile bölünmüş fantomun kütle merkezinde yer almaktadır. Kod, ^{90}Y noktasal kaynağı etrafında, kaynağa en yakın noktadan dışa doğru ardışık genişliği Δr olan iç içe geçmiş iki küre yüzeyi arasında kalan su/karaciğer hacmi tarafından soğurulan dozu

hesaplamaktadır (Şekil 1). ^{90}Y 'nin yayınladığı beta parçacıklarının su içindeki menzilleri 11 mm dir. Bu nedenle en dış kürenin yarıçapı 10 mm olarak alınmıştır. Bu yarıçap beta parçacıklarının oluşturduğu radyal doz dağılımını hesaplamak için yeterli gelmektedir. Dozimetrik veriler, noktasal kaynağa mümkün olan en yakın radyal uzaklıkta başlayarak 0,1 mm kadar 0,01 mm artışlar ile, kaynaktan 0,1 mm radyal uzaklıktan itibaren 0,25 mm artışlar ile hesaplanmıştır.

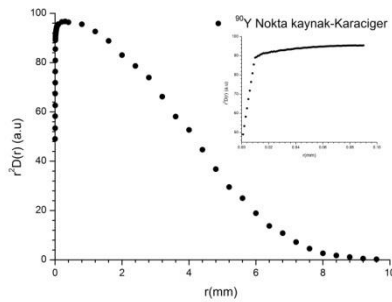
3. Bulgular

Doz grafiklerinde, nokta kaynak etrafında küresel doz dağılımını elde edebilmek için düşey eksen radyal uzunluğun karesi (r^2) ile çarpılmıştır.

Çalışmada elde edilen ^{90}Y nokta kaynağının doku eşdeğeri su fantomu içerisindeki radyal doz dağılımı Şekil 3' te, karaciğer fantomu içindeki radyal doz dağılımı ise Şekil 4' te verilmiştir.

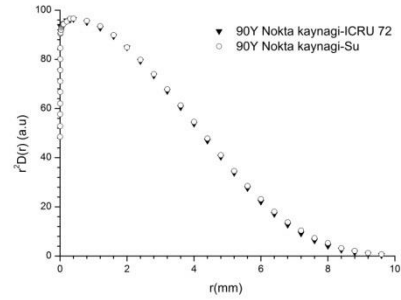


Şekil 3. Su fantomu içerisinde ^{90}Y nokta kaynağının radyal doz dağılımı.

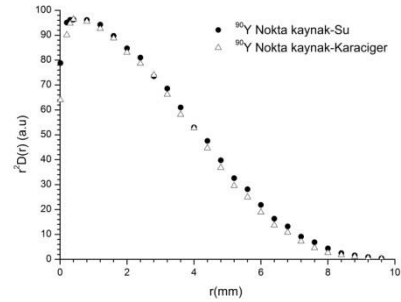


Şekil 4. Karaciğer fantomu içerisinde ^{90}Y noktasal kaynağının radyal doz dağılımı.

^{90}Y nokta kaynağının su fantomu içerisinde elde edilen doz dağılımının (Şekil 3), ICRU 72 nolu raporunda yayınlanan ^{90}Y nokta kaynağına ait veriler ile karşılaştırılması Şekil 5' te, karaciğer fantomunda elde edilen doz dağılımı ile karşılaştırılması ise Şekil 6' da verilmiştir.



Şekil 5. Su fantomu içerisinde ^{90}Y noktasal kaynağının radyal doz dağılımının ICRU 72 referans deneysel verisi ile karşılaştırılması



Şekil 6. Su ve karaciğer fantomunda elde edilen ^{90}Y noktasal kaynaklarına ait radyal doz dağılımlarının karşılaştırılması

4. Tartışma ve Sonuç

Karaciğer primer ve metastatik tümör tedavilerinde yaygın olarak kullanılmaya başlanan ^{32}P , ^{67}Cu , ^{90}Y , ^{105}Rh , ^{131}I , ^{153}Sm , ^{186}Re , ve ^{188}Re radyonüklitlerin doz hesapları tedavinin başarısı için hayati önem taşımaktadır. Daha karmaşık geometrik yapıya sahip karaciğerde, gerçekçi doz dağılımına sahip hesaplamaları yapabilmek için öncelikli olarak basit geometride homojen ortamda deneysel verilerle uyumlu simülasyon hesaplarının hassasiyetle yapılması gerekir. Bu sebeple homojen su ve karaciğer ortamlarında bulunan ^{90}Y noktasal kaynağının üç boyutlu doz

dağılımı hesaplanmıştır. GAMOS' ta kullanıcı dostu komutlarla simülasyon geometrisi basitçe oluşturulabilmektedir. İçeriğindeki farklı fizik paketleri olanaklarıyla deneysel veriler ile uyumlu hesaplamalar yapılabilmekte ve daha karışık geometrilere sahip ortamlarda simülasyon yapılmasına olanak sağlamaktadır.

Çalışmada, su fantomunda elde edilen ⁹⁰Y nokta kaynağına ait doz dağılımının doğruluğunu test etmek için ICRU 72 nolu raporda yayınlanan veriler ile karşılaştırılmış ve % 1,0 farkla uyumlu olduğu görülmüştür (Şekil 5). Su fantomu içinde ⁹⁰Y nokta kaynağının maksimum doz menzili 0,4 mm (Şekil 3), karaciğer fantomunda ise maksimum doz menzili 0,3 mm dir (Şekil 4). Her iki ortamda da doz artan derinlik ile azalmakta ve yaklaşık 10 mm de sifıra yaklaşmaktadır. Referanslarda ve bu çalışmada elde edilen ⁹⁰Y nokta kaynağının enerjisinin %90'nının soğrulduğu menzil değerleri Tablo 3' de verilmiştir.

Tablo 3. ⁹⁰Y nokta kaynağının enerjisinin %90'nının soğrulduğu menzil değerleri.

Ref. No	Menzil (mm)
[13]	6,5
[14]	6,7
[16]	7,0
[17]	7,0
Bu çalışma	6,8

Tablo 3'ten görüldüğü gibi çalışmada elde edilen menzil değeri, referans değerler ile %1-4 farkla uyumludur. Bu farklılık kabul edilebilir düzeyde olup farklılığın nedenleri; hesaplama için kullanılan parçacık sayısının çalışmamızda daha yüksek olması, çalışmamızda ⁹⁰Y beta spektrumu kullanılması (Şekil 2) ve ayrıca GAMOS MC ve referanslarda kullanılan MC kod sistemleri arasındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır.

Çalışmada, su ve karaciğer fantomlarında elde edilen ⁹⁰Y nokta kaynağına ait doz dağılımları, karaciğer tümör tedavilerinde kullanılan ⁹⁰Y ile etiketlenmiş, yarıçapları 20-60 µm arasında değişen mikro kürelerin doz dağılımlarının belirlenmesine ve anlaşılmasına yardımcı olacaktır.

Teşekkür

Bu çalışmada, Dokuz Eylül Üniversitesi kampüs lisansına sahip MATLAB programı kullanılmış olup Dokuz Eylül Üniversitesi'ne teşekkürlerimizi sunarız.

Kaynakça

- [1] M. J. Berger, 1971. "MIRD Pamphletno7- Distribution of absorbed dose around point sources of electrons and beta particles in water and other media," J.Nucl. Med. Cilt. 12(5), s. 23.
- [2] Berger, M. J. 1973. Improved point kernels for electron and beta-ray dosimetry. *Report NBSIR, s 107*.
- [3] Werner, C. J., Bull, J. S., Solomon, C. J., Brown, F. B., McKinney, G. W., Rising, M. E., ... Casswell, L. 2018. MCNP version 6.2 release notes (No. LA-UR-18-20808). Los Alamos National Lab.(LANL). DOI: 10.2172/1419730
- [4] Kawrakow, I. 2001. The EGSnrc code system, Monte Carlo simulation of electron and photon transport. *NRCC Report Pirs-701*.
- [5] Ferrari, A., Sala, P. R., Fasso, A., Ranft, J., Siegen, U. 2005. *FLUKA: a multi-particle transport code* (No. SLAC-R-773). Stanford Linear Accelerator Center.
- [6] Baro, J., Sempau, J., Fernández-Varea, J. M., Salvat, F. 1995. PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter Nucl Instrum Methods Phys Res B: Beam Interactions with Materials and Atoms, Cilt. 100(1), s. 31-46.
- [7] Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K. A., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce, P., ... Geant4 Collaboration. 2003. GEANT4—a simulation toolkit. *Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Cilt. 506(3), s. 250-303. DOI: 10.1016/S0168-9002(03)01368-8
- [8] Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J. E. A., Araujo, H. A. A. H., Dubois, P. A., Asai, M. A. A. M., ... Yoshida, H. A. Y. H. 2006. Geant4 developments and applications. *IEEE Transactions on nuclear science*, Cilt. 53(1), s. 270-278. DOI: 10.1109/TNS.2006.869826
- [9] Jan, S., Santin, G., Strul, D., Staelens, S., Assie, K., Autret, D., Morel, C. 2004. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Physics in Medicine & Biology*, Cilt. 49(19), s. 4543. DOI: 10.1088/0031-9155/49/19/007
- [10] Arce, P., Rato, P., Canadas, M., Lagares, J. I. 2008. GAMOS: a GEANT4-based easy and flexible framework for nuclear medicine applications. *Nuclear Science Symposium Conference Record*. 19-25 October, Dresden 3162-3168
- [11] Perez, P. 2010. Dosimetry for Beta-Emitter Radionuclides by Means of Monte Carlo Simulations. 12 Chapter on Nuclear Medicine. Intech. DOI: 10.5772/25287
- [12] Amato, E., Italiano, A., Minutoli, F., & Baldari, S. 2013. Use of the GEANT4 Monte Carlo to determine three-dimensional dose factors for radionuclide dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Cilt. 708, s.15-18.

DOI: 10.1016/j.nima.2013.01.014

AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 149. *Medical physics*, Cilt. 34(11), s. 4126-4157.
DOI: 10.1118/1.2767184

- [13] Mendes, B. M., Antunes, P. C. G., Branco, I. S. L., do Nascimento, E., Seniwai, B., Fonseca, T. C. F., Yoriyaz, H. 2021. Calculation of dose point kernel values for monoenergetic electrons and beta emitting radionuclides: Intercomparison of Monte Carlo codes. *Radiation Physics and Chemistry*, Cilt. 181, 109327.
DOI: 10.1016/j.radphyschem.2020.109327
- [14] Simpkin, D. J., Mackie, T. R. 1990. EGS4 Monte Carlo determination of the beta dose kernel in water. *Medical physics*, Cilt. 17(2), s. 179-186.
DOI: 10.1118/1.596565
- [15] Botta, F., Mairani, A., Battistoni, G., Cremonesi, M., Di Dia, A., Fasso, A., Valente, M. 2011. Calculation of electron and isotopes dose point kernels with FLUKA Monte Carlo code for dosimetry in nuclear medicine therapy. *Medical physics*, Cilt. 38(7), s. 3944-3954.
DOI: 10.1118/1.3586038
- [16] Cross, W. G., Freedman, N. O., Wong, P. Y. 1992. Beta-ray dose distributions from point sources in an infinite water medium. *Health physics*, Cilt. 63(2), s. 160-171.
DOI: 10.1097/00004032-199208000-00002
- [17] Mainegra-Hing, E., Rogers, D. W. O., Kawrakow, I. 2005. Calculation of photon energy deposition kernels and electron dose point kernels in water. *Medical physics*, Cilt. 32(3), s. 685-699.
DOI: 10.1118/1.1861412
- [18] Dezarn, W. A., Cessna, J. T., DeWerd, L. A., Feng, W., Gates, V. L., Halama, J., ... Salem, R. 2011. Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine on dosimetry, imaging, and quality assurance procedures for ⁹⁰Y microsphere brachytherapy in the treatment of hepatic malignancies. *Medical physics*, Cilt. 38(8), s. 4824-4845.
DOI: 10.1118/1.3608909
- [19] Walker, L. A. 1964. Radioactive yttrium 90: A review of its properties, biological behavior, and clinical uses. *Acta radiologica: therapy, physics, biology*, Cilt. 2(4), s. 302-314.
DOI: 10.1080/02841866409134063
- [20] Chinol, M., Franceschini, R., Paganelli, G., Pecorale, A., Paiano, A. 1997. Simple production of Yttrium-90 in a chemical form suitable to clinical grade radioconjugates. In *Radioactive Isotopes in Clinical Medicine and Research*, s. 327-332
DOI: 10.1016/0883-2889(90)90064-n
- [21] Nath, R., Amols, H., Coffey, C., Duggan, D., Jani, S., Li, Z., Schwartz, R. 1999. Intravascular brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no. 60. *Medical Physics*, Cilt. 26(2), s. 119-152.
DOI: 10.1118/1.598496
- [22] Chiu-Tsao, S. T., Schaart, D. R., Soares, C. G., Nath, R. 2007. Dose calculation formalisms and consensus dosimetry parameters for intravascular brachytherapy dosimetry: Recommendations of the
- [23] Sedda, A. F., Rossi, G., Cipriani, C., Carrozzo, A. M., Donati, P. 2008. Dermatological high-dose-rate brachytherapy for the treatment of basal and squamous cell carcinoma. *Clinical and Experimental Dermatology: Experimental dermatology*, Cilt. 33(6), s. 745-749.
DOI: 10.1111/j.1365-2230.2008.02852.x
- [24] International Commission on Radiation Units and Measurements, "Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement," 1989. ICRU Report 44 International Commission on Radiation Unit sand Measurements. Bethesda.
DOI: 10.2307/3578840
- [25] International Commission on Radiation Units and Measurements, "Dosimetry of Beta Rays and Low-Energy Photons for Brachytherapy with Sealed Source," ICRU Report 72, Cilt. 4.
DOI: 10.1093/jicru/ndh020
- [26] Walters B., Kawrakow, I., Rogers, D. W. O. 2005. DOSXYZnrc users manual. Nrc Report Pirs, Cilt. 794, s. 57-58.