

Gate Araç Takımının İnternal Dozimetri için Değerlendirilmesi: Bir Fantom Çalışması

Ayşe KARADENİZ YILDIRIM^{1}, Suat ÖZKORUCUKLU²*

ÖZ

Medikal fantomlar, anatomik özellikleri ve yumuşak doku benzeri malzemeden yapılmış olmaları sayesinde klinik araştırmalarda internal dozimetri hesaplamaları için referans olarak kabul görmektedir. İnternal dozimetride Monte Carlo yöntemi kullanıldığından beri fantomlar bilgisayar destekli yazılımlar ile oluşturulabilmektedir. Bu çalışmada; Standart Ağ Dilli (STL) uzantılı medikal fantom geometrisi modellemek, bu geometriyi GATE programına aktarmak ve GATE araç takımını kullanarak elde edilecek dataları değerlendirmek amaçlanmıştır. Çalışmada karaciğer fantomu bilgisayar destekli çizim programında maksimum x, y, z uzunlukları 199.00, 119.90, 149.10 mm, toplam hacmi 1087000 mm³, içerisindeki lezyon çapı 15.00 mm olan küresel boşluk olacak şekilde çizildi. Lezyon içine 1 mCi Teknesyum 99m aktivitesi konularak etrafında 9 farklı konumdan radyasyon dozu ölçümü GATE programı kullanılarak yapıldı. Fantom içindeki lezyona en yakın konumdaki anlık absorbe doz değeri $2.557 \times 10^{-6} \pm 1.515 \times 10^{-7}$ Gy/s, en uzak konumdaki anlık absorbe doz değeri $6.734 \times 10^{-9} \pm 1.457 \times 10^{-9}$ Gy/s bulundu. Fantom içindeki lezyona en yakın 1 konumundaki enerji depozisyonu 456.831±27.059 MeV, en uzak konumdaki enerji depozisyonu 1.203±0.260 MeV idi. Anlık absorbe doz ve enerji depozisyonunun mesafeye göre dağılımının eksponansiyel olarak azaldığı görüldü. Fantom içindeki radyasyon emiliminin doğrusal olduğu, doz bölgesinin kademeli olarak azaldığı ve kaynak bölgesinin merkezinde maksimum bir dağılım görüldüğü tespit edildi. Karaciğer içinde veya komşuluğundaki diğer organlarda radyasyona bağlı olarak gelişebilecek toksisite riski olmadığı, GATE araç takımının radyoterapi, radyoloji ve nükleer tıp tedavi ve görüntüleme uygulamalarında da rahatlıkla kullanılabileceği ispatlandı.

Anahtar Kelimeler: GATE, Monte Carlo metot, internal dozimetri, fantom

^{1*} İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı,

Sorumlu Yazar/Corresponding author: aysekrnz@gmail.com, ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9301-4775>

² İstanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5153-9266>

Makale Geliş Tarihi / Received: 19.07.2019 – Makale Kabul Tarihi / Accepted: 24.09.2019

Evaluation of GATE Toolkit for Internal Dosimetry: A Phantom Study

ABSTRACT

Medical phantoms are accepted as reference for internal dosimetry calculations in clinical studies due to their anatomical properties and made of soft tissue-like material. Since the Monte Carlo method is used in internal dosimetry, phantoms can be created with computer aided software. In this study, it is aimed to model medical phantom geometry with STL extension, transfer this geometry to GATE program and evaluate the data to be obtained by using GATE toolkit. Liver phantom was drawn in a computer-aided drawing program with a maximum length of x, y, z 199.00, 119.90, 149.10 mm, total volume of 1087000 mm³, including a spherical cavity with a lesion diameter of 15.00 mm. 1 mCi Technetium 99m activity was placed into the lesion and radiation dose measurement from 9 different locations was performed with GATE program. The immediate absorbed dose value at the closest point to the lesion within the phantom was $2.557 \times 10^{-6} \pm 1.515 \times 10^{-7}$ Gy/s and the immediate absorbed dose value at the furthest point to the lesion within the phantom was $6.734 \times 10^{-9} \pm 1.457 \times 10^{-9}$ Gy/s. The energy deposition nearest to the lesion in the phantom was 456.831 ± 27.059 MeV at the 1 position and the energy deposition at the farthest position was 1.203 ± 0.260 MeV. The distribution of instant absorbed dose and energy deposition by distance was exponentially reduced. The radiation absorption in the phantom was linear, the dose region gradually decreased and a maximum distribution was observed in the center of the source region. It has been proved that there is no risk of toxicity due to radiation in the liver or other neighboring organs, and that the GATE toolkit can be easily used in radiotherapy, radiology and nuclear medicine treatment and imaging applications.

Keywords: *GATE, Monte Carlo method, internal dosimetry, phantom*

Giriş

Medikal fantomlar, anatomik özellikleri ve yumuşak doku benzeri malzemeden yapılmış olmaları sayesinde komplikasyonları gerçekçi olarak taklit edebilmek amacıyla kullanılmaktadır ve klinik araştırmalarda kesin referans olarak kabul görmektedirler.^[1]

Özellikle Radyoloji ve Nükleer Tıp kliniklerinde cihaz performans değerlendirmesi, kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri, dönüş merkezi hatasının değerlendirilmesi, atenüasyon ve saçılma miktarının belirlenmesi, sistem hassasiyeti, lezyonun saptanabilirliği amacıyla kullanılmaktadır. Tüm bu uygulama alanlarına ek olarak son zamanlarda terapötik uygulamalar için kullanım da gündeme gelmektedir.

İnternal veya eksternal radyasyon dozimetrisi yapmak amacıyla tercih edilen bu fantomların gerçek doku, organ veya lezyonlara; şekil, boyut, malzeme, yoğunluk vb. açısından benzemesi, lezyon içine radyoaktif madde enjekte edebilmek için doldurulabilir özellikte olması ve kolay üretilebilir, ucuz maliyetli olması gerekmektedir. Ek olarak, bu fantomlar ticari olarak üretilebilir olmakla beraber günümüzde medikal simülasyon teknolojisi içerisinde de yer bulmaktadır.

Medikal simülasyonlar, Monte Carlo (MC) yöntemini kullanarak, oluşturulan geometri içinde gerçek parçacık taşınımı sürecini sanal ortamda gerçekleştirmektedir.^[2] Çok sayıda onaylanmış genel amaçlı radyasyon transport kodu bulunmaktadır. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanları; MC n parçacık transport kodu (MCNP) ^[3], elektron gama transport kodu (EGS) ^[4] ve geometri-iz transport kodu (GEANT4) ^[5] şeklinde özetlenmektedir.

Bununla beraber internal dozimetri gibi spesifik bir alan için, GEANT4 simülasyon araç setini kullanarak fizik modellerini, geometri tanımını, 3 boyutlu (3B) görselleştirme avantajlarını dozimetriye özgü orijinal özelliklerle birleştiren GATE programı kullanımının gitgide yaygınlaştığı görülmektedir.

GATE ile simülasyonda, temelde üç ana klasör kullanımı gerekmektedir. Simülasyon kodları mac dosyası, malzeme materyal bilgileri ve fantom geometrisi data dosyası ve tüm simülasyon çıktılarının yazdırıldığı

output dosyasından oluşmaktadır. Görselleştirme seçenekleri, geometride kullanılacak tüm materyaller, sistemde bulunan tüm fiziksel süreçler program içindeki kütüphaneden seçilmektedir. İlaveten, kütüphaneye yeni bir malzeme tanımlama gibi opsiyonlar da bulunmaktadır.

GATE içerisinde doğrudan fantom geometrisi oluşturma imkânı olduğu gibi bilgisayar destekli tasarım programları (AutoCAD, Tinkercad vb.) kullanılarak da 3 boyutlu (3B) geometriler GATE'e aktarılmaktadır. Aktarıma en uygun olan dosya uzantısı STL (Standart Ağ Dilli) olup, kullanım amaçları 3B nesnelerin yüzey geometrilerini mozaikleme adı verilen kavram ile kodlamaktadır.^[6]

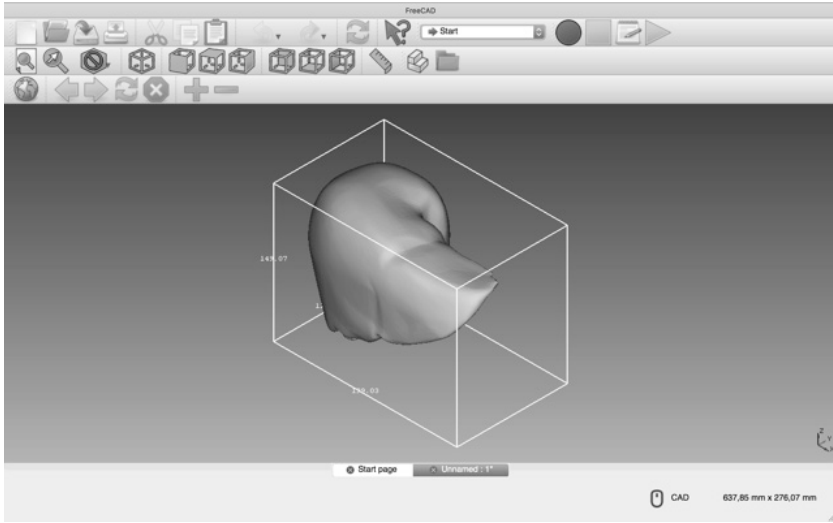
Bu çalışmada; STL uzantılı medikal fantom geometrisi modellemek, bu geometriyi GATE programına aktarmak ve GATE araç takımını kullanarak elde edilecek dataları değerlendirmek amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem

Bu çalışmada, medikal fantom olarak içerisinde tek lezyon bulunan karaciğer fantomu dizayn edildi ve nükleer tıp kliniklerinde tüm teşhis prosedürlerinin % 80'inden fazlasında kullanılan^[7] Teknesyum 99m ile sintigrafi işlemi için internal dozimetri yapıldı. Karaciğer fantomu bilgisayar destekli çizim (CAD) programında maksimum x, y, z uzunlukları 199.00, 119.90, 149.10 mm, toplam hacmi 1087000 mm³, içerisindeki lezyon çapı 15.0 mm olan küresel boşluk olacak şekilde çizildi (Şekil 2). Fantom STL formatına çevrilerek Şekil 1'de gösterilen kodlar vasıtasıyla GATE içerisine tanımlandı. Fantom hacmini dolduracak materyal malzemesi GateDatabase.db dosyasında tanımlı karaciğer dokusu olarak seçildi.

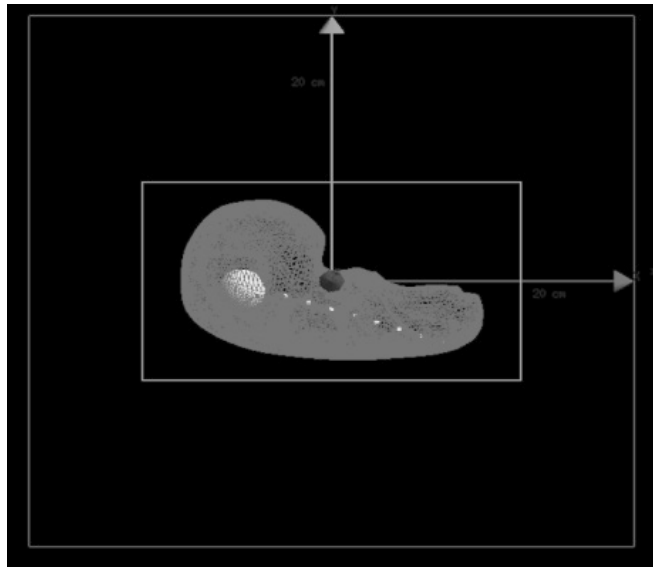
```
gate/smallbox/daughters/name          patient
gate/smallbox/daughters/insert        tessellated
gate/patient/placement/setTranslation  0.0 0.0 0.0 mm
gate/patient/geometry/setPathToSTLFile data/karaciger.stl
gate/patient/setMaterial                Liver
gate/patient/vis/forceWireframe
gate/patient/vis/setColor                magenta
```

Şekil 1: Bir STL dosyasını GATE içerisine eklemek için gerekli kod dizini.



Şekil 2: Programda çizilen karaciğer fantom görüntüsü.

GATE’de tüm geometrik sistem Şekil 3’teki gibi, karaciğer fantomu içerisinde lezyonu taklit eden küresel geometri ve doz ölçüm alanları şeklinde tasarlandı.



Şekil 3: Simülasyon geometrisinin YX eksenine göre izdüşümü. Karaciğer fantomu magenta, lezyon sarı ve ölçüm yapılacak alanlar beyaz renkle gösterilmiştir.

Simülasyon, geant4-10-04 tabanlı Monte Carlo kodu olan GATE 8.1 versiyonu ile macOS Sierra işletim sistemi, 2.7 GHz Intel Core i5 işlemci ve 8 GB 1867 Mhz DDR3 ram bellek özelliklerine sahip kişisel bilgisayar üzerinden çalıştırıldı.

Simülasyonda fiziksel süreçler izlemek için standart model listesinden (emstandart_opt3) opsiyon 3 seçildi. Lezyon içerisine Teknesyum 99m için 1 mCi aktiviteye sahip 140 keV enerjide gama fotonu yerleştirildi.

Rastgele sayı üretici olarak Mersenne Twister algoritması seçildi ve simülasyonda yaklaşık 24 saat süresince 3.7×10^7 gama fotonu izlendi.

Simülasyonda internal doz ölçümü yapılacak 9 ayrı konuma (lezyona yakın olandan uzak olana doğru 1-9 arası numaralandırma yapılarak) *DoseActor* eklendi. *DoseActor*'lerin voksel boyutları 3.0 mm x 3.0 mm x 3.0 mm olarak belirlendi. *DoseActor* eklenen 1-9 arası konumlardan depo edilen enerji (MeV) ve depo edilen doz değerleri (Gy) root ve txt formatlı çıktı dosyaları şeklinde alındı.

Sonuçlar

GATE içerisine aktarılan STL formatlı karaciğer fantomu içinde 1 mCi Teknesyum 99m aktivitesine bağlı olarak farklı noktalarda oluşan anlık absorbe doz değerleri Tablo 1'de gösterildi.

Tablo 1: DoseActor yerleştirilen konumlardan alınan absorbe doz (Gy/s) değerleri.

DoseActor Konum No	Anlık Absorbe Doz [Gy/s]	Standart Sapma
1	2.557×10^{-6}	$\pm 1.515 \times 10^{-7}$
2	5.545×10^{-7}	$\pm 3.048 \times 10^{-9}$
3	2.283×10^{-7}	$\pm 5.794 \times 10^{-10}$
4	1.137×10^{-7}	$\pm 3.306 \times 10^{-9}$
5	6.359×10^{-8}	$\pm 2.579 \times 10^{-9}$
6	3.814×10^{-8}	$\pm 2.930 \times 10^{-9}$
7	2.208×10^{-8}	$\pm 2.542 \times 10^{-9}$
8	1.073×10^{-8}	$\pm 1.532 \times 10^{-9}$
9	6.734×10^{-9}	$\pm 1.457 \times 10^{-9}$

Fantom içindeki lezyona en yakın 1 konumundaki anlık absorbe doz değeri $2.557 \times 10^{-6} \pm 1.515 \times 10^{-7}$ Gy/s, en uzak konumdaki anlık absorbe doz değeri $6.734 \times 10^{-9} \pm 1.457 \times 10^{-9}$ Gy/s bulundu.

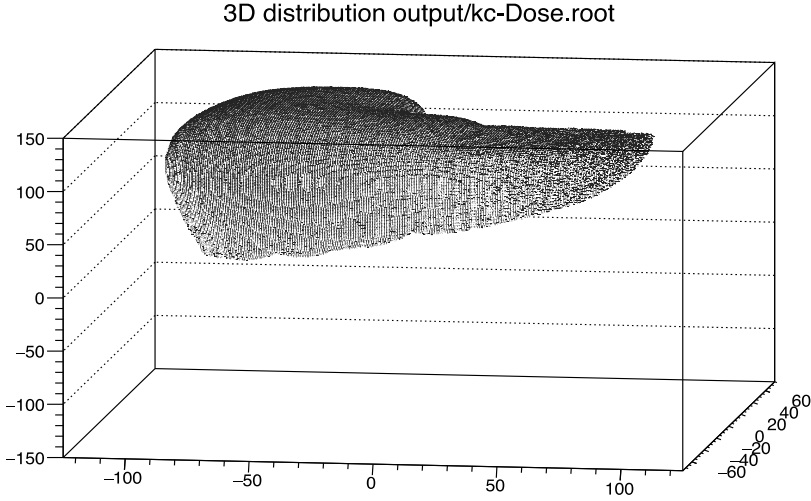
Fantom içerisinde aynı referans noktalarından depolanan enerji değerleri Tablo 2’de gösterildi.

Tablo 2: DoseActor yerleştirilen konumlardan alınan enerji depozisyonu (MeV) değerleri

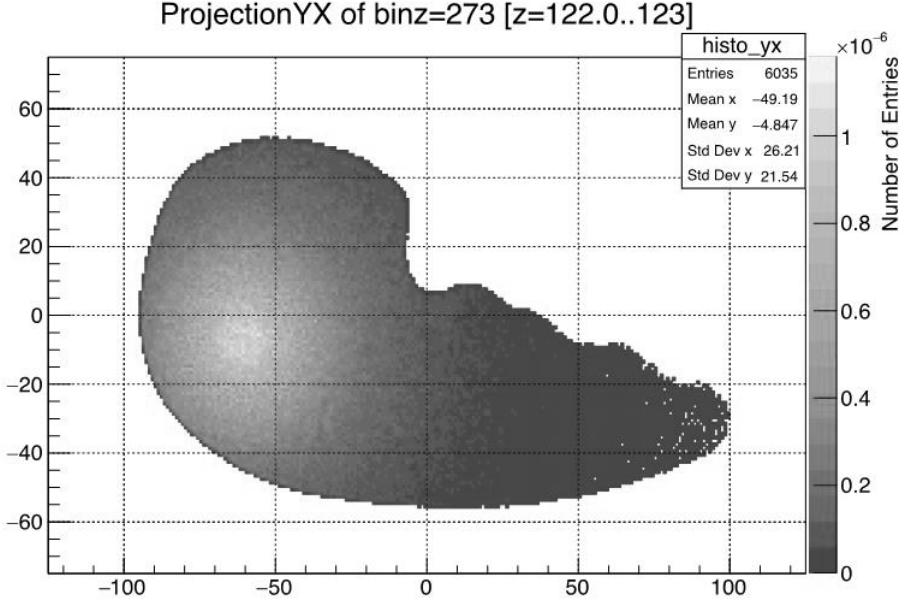
TLT Konum No	Edep [MeV]		Standart Sapma
1	456.831	±	27.056
2	97.430	±	0.545
3	40.789	±	0.103
4	20.305	±	0.591
5	11.359	±	0.461
6	6.813	±	0.523
7	3.945	±	0.454
8	1.916	±	0.274
9	1.203	±	0.260

Fantom içindeki lezyona en yakın 1 konumundaki enerji depozisyonu 456.831 ± 27.059 MeV, en uzak konumdaki enerji depozisyonu 1.203 ± 0.260 MeV bulundu.

Karaciğer fantomu içinde oluşan 3B absorbe doz dağılımı grafiği Şekil 4’te gösterildi. Üç boyutlu doz dağılım grafiğinin YX eksenine göre izdüşümün değerlerinin renk skalasına bağlı olarak değişimi Şekil 5’te gösterildi. Bu grafikte lezyonu temsil eden ve en yüksek doz tutulumu sağlanan bölge sarı renk, karaciğer dokusunu temsil eden ve yeşilden maviye doğru dağılan renkler doz dağılımının azalan değerlerini görselleştirmektedir.

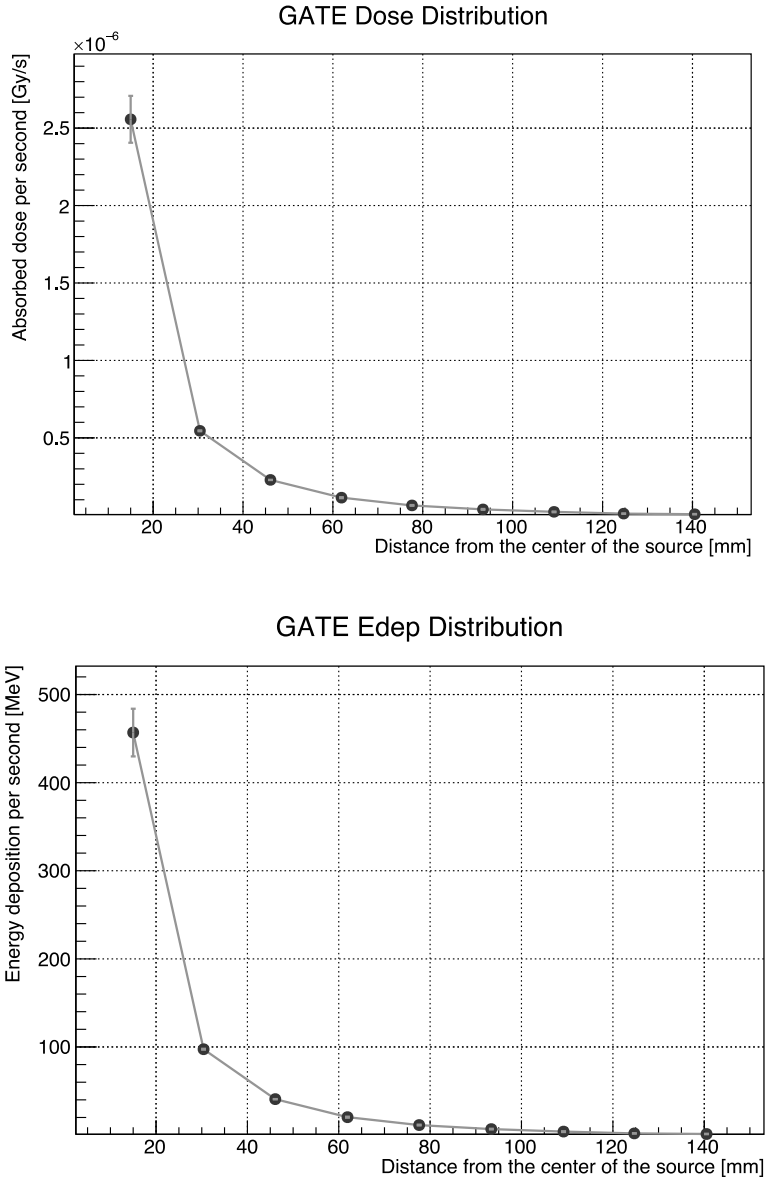


Şekil 4: Karaciğer fantomu içerisinde absorbe edilen 3B doz dağılımı grafiği.



Şekil 5: Absorbe doz dağılımının YX eksenlerine göre izdüşüm grafiği (üstte), yüzey üzerinde doz frekans grafiği (altta).

İçerisine 1 mCi Teknesyum 99m aktivitesi yerleştirilen küresel lezyon kaynağın merkezi referans alınarak mesafeye bağlı anlık absorbe doz ve enerji depozisyonu dağılımı, Şekil 6’da gösterildi.



Şekil 6: Kaynak merkezi referans alınarak mesafeye göre değişen anlık absorbe doz (üstte) ve enerji depozisyonu (altta) dağılımı.

Anlık absorbe doz ve enerji depozisyonunun lezyon taklidi içerisinde maksimum, lezyondan yaklaşık 100 mm mesafede 0'a yaklaştığı grafikler ve histogramlardan görüldü. Her iki grafikte de mesafeye göre eksponansiyel olarak azaldığı tespit edildi.

Tartışma

Bu çalışmada, GATE Monte Carlo araç takımı, insan karaciğer fantomunun voksel boyutunda internal dozimetri hesaplamasını yapmak için kullanıldı. Absorbe edilen anlık doz doğrudan GATE Monte Carlo paketi kullanılarak standart elektromanyetik süreçler için hesaplandı.

Karaciğer fantomunun görsel olarak doz dağılımı (Şekil 4) ve absorbe doz değerleri (Tablo 1) göz önüne alındığında, Teknesyum 99m gama radyasyonunun karaciğer içinde emildiği görüldü. Bu şekil ve tablodan, radyasyon emiliminin doğrusal olduğu, doz bölgesinin kademeli olarak azaldığı ve kaynak bölgesinin merkezinde maksimum bir dağılım görüldüğü Şekil 5'te gösterildi.

Tablo 1'deki 1 mCi Teknesyum 99m aktivitesinin karaciğer içerisinde oluşturduğu absorbe doz değerleri referans alındığında; karaciğer sintigrafisinde hastaya uygulanacak aktivite miktarına (1-5 mCi arası) göre^[8,10] oluşacak gerçekçi absorbe dozlar hesaplanabilmektedir.^[9,11] Bir hepatobiliyer sistem sintigrafisinde hastaya ortalama olarak 3 mCi diyagnostik aktivite miktarı verildiği göz önüne alınırsa DoseActor yerleştirilen 1-9 arası numaralandırılan konumlarda oluşan absorbe doz değerleri $2.383 \times 10^{-1} \pm 1.471 \times 10^{-2}$, $5.297 \times 10^{-2} \pm 2.961 \times 10^{-4}$, $2.218 \times 10^{-2} \pm 5.627 \times 10^{-5}$, $1.104 \times 10^{-2} \pm 3.211 \times 10^{-4}$, $6.178 \times 10^{-3} \pm 2.505 \times 10^{-4}$, $3.704 \times 10^{-3} \pm 2.846 \times 10^{-4}$, $2.145 \times 10^{-3} \pm 2.469 \times 10^{-4}$, $1.042 \times 10^{-3} \pm 1.488 \times 10^{-4}$, $6.541 \times 10^{-4} \pm 1.415 \times 10^{-4}$ Gy bulundu.

Bu bulgulara göre karaciğer içinde veya komşuluğundaki diğer organlarda 31 Gy'in altında absorbe dozlar görüldüğü için, radyasyona bağlı olarak gelişebilecek toksisite riski olmadığı referans kabul edilen Dawson ve ark.^[12] çalışmalarına göre belirlendi. Dolayısıyla, karaciğer sintigrafisi işleminin güvenli sınırlar dahilinde başarılı bir şekilde uygulandığı tespit edildi.

GATE araç takımı kullanılarak, *DoseActor* kütüphanesi ile seçilen homojen bir hacim içerisindeki absorbe doz belirlendi. Doku veya organ içerisinde farklı noktalara tanımlanan *DoseActor*'ler ile doz volüm histogramları kolaylıkla belirlendi ve toksisite olup olmadığını değerlendirmek amacıyla kullanıldı. GATE araç takımının radyoterapi, radyoloji ve nükleer tıp tedavi ve görüntüleme uygulamalarında da rahatlıkla kullanılabileceği ispatlandı.

KAYNAKLAR

- [1] Adams F, Qiu T, Mark A, et al. Soft 3D-Printed Phantom of the Human Kidney with Collecting System. *Annals of Biomedical Engineering*; 2016. 45(4), 963-972. DOI: 10.1007/s10439-016-1757-5.
- [2] Rogers D, WO, Faddegon B, A, Ding GX, Ma CM, We J. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys*; 1995, 22(5): 503-24.
- [3] Booth TE, Brown FB, Bull JS, et al. "MCNP5 1.50 release notes" Los Alamos National Laboratory, LA-UR-08-2300
- [4] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D, Tessier F, Walters B. "The egsrc code system: Monte carlo simulation of electron and photon transport," National Research Council of Canada, NRCC Report PIRS-701, 2010. <http://www.irs.inms.nrc.ca/EGSsrc/pirs701.pdf>
- [5] Agostinelli S, Allison J, Amako K, et al. "Geant4-a simulation toolkit," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research-Section A Only*; 2003, 506 (3), pp 250–303.
- [6] ALL3DP, <https://all3dp.com/what-is-stl-file-format-extension-3d-printing/>Çevrimiçi: [Ziyaret Tarihi 28 Mayıs 2019]
- [7] International Atomic Energy Agency, Technical Reports Series No. 466, Technetium-99m Radiopharmaceuticals: Manufacture Of Kits; August 2008, STI/DOC/010/466.
- [8] Parker JA, Coleman RE, Grady E, et al. (2012) SNM Practice Guideline for Lung Scintigraphy 4.0. *J Nucl Med. Tech.* 40:1:57-6 http://interactive.snm.org/Docs/Lung_Scintigraphy_V4_Final.Pdf

[9] Guidelines and Standards Committee of the ACR Commission on Nuclear Medicine in collaboration with the SPR. ACR–SPR–STR Practice Parameter for the Performance of Pulmonary Scintigraphy. American College of Radiology and Society of Pediatric Radiology; (2009). https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice_Parameters/Pulmonary_Scintigraphy.pdf

[10] Tulchinsky M, Ciak BW, Delbeke D, et al. SNM Practice Guideline for Hepatobiliary Scintigraphy 4.0. J Nuc Med Tech; (2010), 38:4:210-218. http://interactive.snm.org/docs/Hepatobiliary_Scintigraphy_V4.0b.pdf

[11] Guidelines and Standards Committees of the Commissions on Nuclear Medicine and Pediatric Radiology in collaboration with the SPR. ACR–SPR Practice Parameter for the Performance of Hepatobiliary Scintigraphy. American College of Radiology and Society of Pediatric Radiology; (2008). <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Hepato-Scint.pdf>

[12] Dawson LA, Normolle D, Balter JM, et al. Analysis of radiation-induced liver disease using the Lyman NTCP model. Int J Radiat Oncol Biol Phys; 2002, 15;53(4) 810-21.