



ISSN:1306-3111

e-Journal of New World Sciences Academy
2010, Volume: 5, Number: 2, Article Number: 1A0083

ENGINEERING SCIENCES

Received: September 2009

Accepted: March 2010

Series : 1A

ISSN : 1308-7231

© 2010 www.newwsa.com

Berkay Camgöz

Mehmet N. Kumru

Ege University

berkay.camgoz@ege.edu.tr

Izmir-Turkey

**MODEL 6711 BRAKİTERAPİ KAYNAĞININ MONTE CARLO SİMÜLASYONU
KARAKTERİSTİKLERİ: ENERJİ SPEKTRUMU VE FANTOM BÜYÜKLÜĞÜNÜN ETKİLERİ**

ÖZET

Brakiterapide kullanılan radyoaktif kaynakların, gerek doku içerisinde gerekse fantom metaryelindeki özelleşmiş doz dağılımlarının hassas olarak bilinmesi tedavi planlamalarında önemlidir. Prostat kanseri tedavisinde sıklıkla tercih edilen Model 6711 kaynağının dozimetrik özellikleri ve ilgili doz dağılımlarını ifade eden fonksiyonları literatürde verilmiş durumdadır. Bu çalışmada, bu kaynağa özel dozimetrik parametreleri etkileyeceği öngörülen radyoaktif malzemenin bozunum spektrumu ve kullanılan simülasyon fantomunun büyüklüğüne ait değişimler incelenerek etkileri Monte Carlo simülasyonu kullanılarak ortaya konmuştur. Bozunum spektrumu ve tek enerji kullanılarak yapılan çalışmalarda parametreler arasında %1 ile %68 orasında değişen farklar görülmüştür. Fantom genişliklerinin değişiminden kaynaklanan hesaplarda parametrelerin bire normalizasyonlarında beklendiği gibi %0,1'den büyük farklar gözlenmemiştir.

Anahtar Kelimeler: Brakiterapi, Monte Carlo, Model 6711, EGSnrc, I-125

**MONTE CARLO SIMULATION CHARACTERISTICS OF MODEL 6711 BRACHYTHERAPY
SEED: EFFECTS OF ENERGY SPECTRUM AND PHANTOM DIMENSIONS**

ABSTRACT

It is important to determine specified dose distributions of radioactive seed sources of brachytherapy in both phantom material and treated tissues. Dosimetric features and specific dose distribution functions of Model 6711 brachytherapy seed which is frequently used in prostate cancer treatments, have been given in literature. In the present study decay spectrum of radioactive material and variations of phantom dimensions which are foreseen to affect dosimetric specifications of the seed, were investigated and results were performed by Monte Carlo simulation. In simulation using separate decay spectrum and mono energy, differences were noted between interval of 1-68 percent. Also in calculations of phantom dimensions variations, deviations were not observed more than 0.1 percent by normalization to 1 as expected.

Keywords: Brachytherapy, Monte Carlo, Model 6711, EGSnrc, I-125

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Temelde brakiterapi, radyoaktif bir kaynağın tümör hacmi içerisine tek veya çoklu olarak yerleştirilmesi ile yapılan radyasyon tedavisidir. Brakiterapi (bazen Curie Terapi ya da Endo Curi Terapi olarakta adlandırılır [1].) kapsül içine alınmış kısa mesafede etkili olan düşük enerjili radyasyonun kanser tedavisinde kullanılmasıdır. Brakiterapinin de kendi içinde türleri bulunmaktadır.

Brakiterapide radyasyonun dokuya optimum dozda uygulanması ve en az seviyede sağlıklı doku hasarı hedeflenmektedir. Klinik uygulamalarda brakiterapi cihazları ve kaynakları kullanılırken kriter olarak bilimsel veriler baz alınmaktadır. Bilimcilerin ortaya koyduğu veriler hasta terapisini doğrudan etkilemektedir. Özellikle simülasyon çalışmaları, terapi öncesi bir deneme olması yönü ile önemli bir yer tutmaktadır. Canlı dokularda doğrudan deney yapmanın imkansızlığı ve riski nedeni ile deneysel çalışmalar canlı olmayan fakat ona benzer özellikler gösteren fantomlarda gerçekleştirilmektedir. Bu hem ekonomik olarak külfet getirir, hemde istatistiki hataların yüksek olması nedeni ile hassasiyeti sorgulanır durumdadır.

- **TG-43 Parametreleri:** AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) nin 43 numaralı raporu [2] Brakiterapi hesaplamaları için bazı öneriler ve standartlar getirmiştir. Bu raporda verilen dozimetrik parametreler 30cm çaplı sıvı su küresi içinde noktasal akaynak yaklaşımı ile türetilmiş değerlerdir. Bu parametreler aynı zamanda dozimetrik karakteristikler olarak adlandırılmaktadır. Bu adlandırma, parametrelerin seçilmiş bir kaynak için hesaplamasından sonra kullanılır.
 - **Dozimetrik Karakteristikler:** Radyoaktif kaynağın dozimetrik karakteristikleri olan radyal doz fonksiyonu (denklem 1) ve anizotropi fonksiyonu (denklem 2), belirlenmiş noktalardaki değerleri içermektedir.
- *Radyal Doz Fonksiyonu:*

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2).G(1, \pi/2)}{\dot{D}(1, \pi/2).G(r, \pi/2)} \quad (1)$$

kaynaktan dik uzaklıktaki noktalara bağlı doz oranları değerlerini vermektedir. Burada $G(r, \theta)$ [2] kaynağın boyuna ve noktaların açısal konumuna bağlı analitik olarak hesaplanan bir fonksiyondur ve elektromanyetik dalgaların şiddetinin ters kare yasası ile uzaysal azalmasını ifade etmektedir.

- *Anizotropi fonksiyonu:*

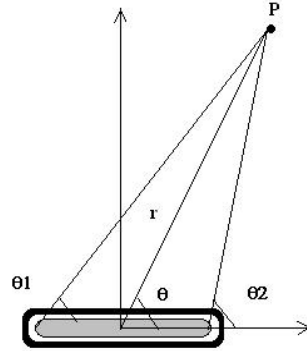
$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta).G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2).G(r, \theta)} \quad (2)$$

kaynak etrafında açısal olarak bulunan noktalardaki değerleri vermektedir. Bu fonksiyonlar doz hızının hesabında yer alırlar: S_k hava kerma gücü ve Λ doz hızı sabiti olmak üzere

- *Doz hızı:*

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot F(r, \theta) \cdot g(r) \quad \text{ile verilir.} \quad (3)$$

Radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu dozun radyal ve açısai dağılımını doğrudan belirlemektedir. Bu parametreler klinik uygulamalarda ve tedavi planlamalarında önemli olmaktadır. Dozimetrik fonksiyonların hesaplanması ve denklem (3) ile verilen doz değerlerinin ölçülmesi yada simülasyon ile eldesi için şekil 1 deki geometrik formalizm kullanılır [2].



Şekil 1. AAPM TG-43 raporunda[2] tavsiye edilen doz hesaplama formalizmi geometrisi. Koordinat sisteminin özelliklerinden bağımsız olan bu formalizmde doz hesaplanacak P noktasının kaynak referanslı olarak radyal ve açısai pozisyonu doz dağılımlarını meydana getirmektedir[2]

(Figure 1. Geometry of dose calculation formalism that is suggested by AAPM TG43 report[2]. In the formalism that is independent of coordinate system specifics, radial and angular position of dose calculation point P that is referenced to seed coordinates, performs dose distributions[2])

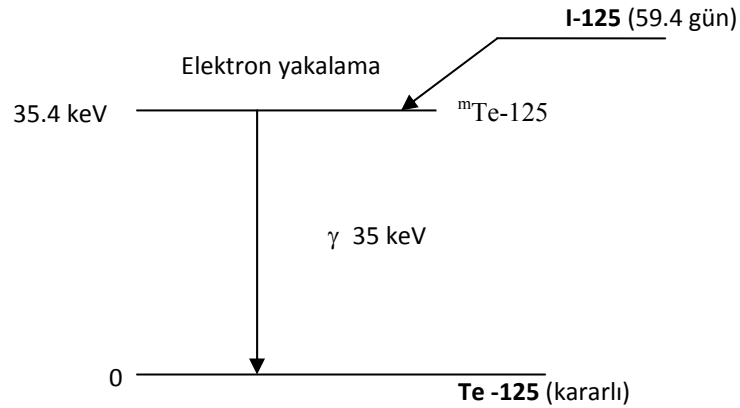
2. ÇALIŞMANIN ÖNEMİ (RESEARCH SIGNIFICANT)

Radyoterapide özel bir kanser tedavi yöntemi olan Brakiterapide kullanılan radyoaktif kaynakların gerek doku içerisinde gerekse fantom metaryelindeki doz dağılımlarının hassas olarak bilinmesi tedavi planlamalarında önemlidir. Doz dağılımları üretilen ticari kaynaklar için özel olmaktadır. Bu özelleşmiş veri setlerini tanımlamak için dozimetrik karakteristikler olarak adlandırılan bazı geometrik ve fiziksel değerler ile doz değerlerini içeren fonksiyonlar tanımlanmaktadır. Model 6711 kaynağı özellikle prostat kanseri tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmada, bahsi geçen karakteristikleri etkileyen faktörler ve koşullar incelenmiştir. Bu kapsamda simülasyon çalışmalarında kullanılan fantomların genişlikleri ve radyasyon spektrumunun dozimetrik fonksiyonlar üzerindeki etkileri belirlenmiştir.

3. ANALİTİK ÇALIŞMA (ANALYTIC RESEARCH)

Bu çalışmada Monte Carlo simülasyonu metodu ile Model 6711 Brakiterapi kaynağının dozimetrik özellikleri incelenmiştir.

- **I-125 Radyoaktif Metaryeli:** Bu radyonüklidin yarı ömrü 59,4 gündür. Bozunma elektron yakalama ile gerçekleşir. NNDC [3] (National Nuclear Data Center) den alınmış olan bozunma çizelgesi aşağıda verilmiştir.



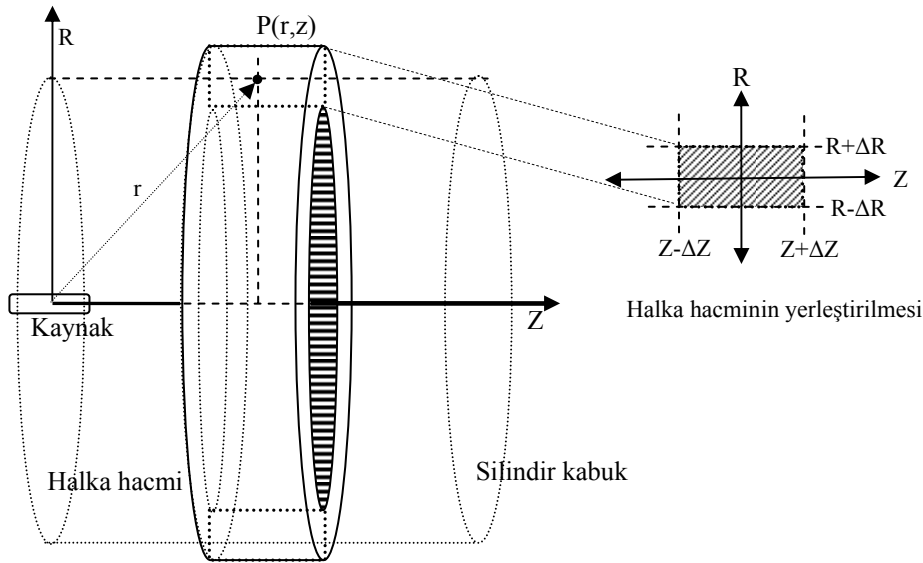
Şekil 2. ^{125}I izotopunun bozunma şeması [3] ^{125}I , %100 EC ile $^{125\text{m}}\text{Te}$ 'a, $^{125\text{m}}\text{Te}$ ise izomerik geçiş ile ^{125}Te 'a dönüşür.
(Figure 2. Decay scheme of ^{125}I radioisotope[3]. ^{125}I transforms to stable ^{125}Te by isomeric transition of $^{125\text{m}}\text{Te}$ in 100percent EC decay)

- **Model 6711 Brakiterapi Kaynağı:** Kaynak ebatları Dolan ve arkadaşları[4] tarafından yayınlanan makaleden alınmıştır. Model 6711 tohum kaynağı 0.46cm uzunluklu ve 0,04cm yarıçaplı titanyum bir kapsülün içine, üzerine ^{125}I elementi adsorbe edilmiş 0,3cm uzunluklu ve 0,025cm yarıçaplı silindirik gümüş radyo-opak işaretleyici (marker) bulunan kapalı bir sistemdir. Gümüş işaretleyici tedavi planlaması sırasında kaynağın doku içindeki pozisyonunu belirlemekte kullanılan görüntüleme yöntemleri için bir referans metaryelidir.



Şekil 3. Model 6711 Brakiterapi kaynağının literatürde yayınlanmış ticari şeklinin geometrisi [4]
(Figure3. Geometry of commercial shape of Model 6711 seed source that was published in literature [4])

- **EGSnrc Monte Carlo Simülasyonu:** Simülasyon tasarımında, brakiterapi çalışmalarında temel alınan 30X30cmlik kübik fantom eşdeğeri olan silindirik fantom ve bu silindirin merkezi ile çakışık olan silindirik kaynak, silindir kabuklar ve bunlara dik düzlemler kullanılarak nümerik olarak tasarlandı. Simülasyon hesapları 2 boyutlu koordinat sisteminde gerçekleştirilmiştir. Model 6711 kaynağı diğer LDR kaynaklar gibi simetriktir. Bu nedenle hesaplamalar 0-90 derece açısız alanda yapılmıştır. (Şekil 4).



Şekil 6. Silindirik koordinat sisteminde fantom geometrisinin oluşturulması. Halka kesitleri doz hesaplama noktalarını içermektedir.
(Figure 6. Performing phantom geometry in cylindrical coordinate system. Intersection of the ring include dose point $P(r, z)$)

Şekil 6'da Hacim elemanı silindir halkanın oluşturulmasının iki boyutlu gösterimi yapılmıştır. Şekil'de gösterilen tasarım metodunda doz hesaplama hacimleri oluşturulur. Buna göre kesiti dikdörtgen olan halkalar oluşturulur. Bir P noktasını içine alan bu halkaların kesiti hacim elemanını temsil etmektedir. P noktası Z eksenine dik vektörün R üzerinde taradığı açıya bağlı olarak bir çemberdir. Halka kesiti içinde nokta olarak alınır. Halka içine gelen tüm doz sanki halkanın kesitinde imiş gibi kabul edilir. Δz ve Δr halkaların boyutlarıdır (şekil 6).

Noktaların açısal ve radyal yerleşimleri olan $P(r,z)$ noktalarını belirlemek için bilinen R uzaklığına bağlı olarak

$$r = R \sin \theta, \quad z = R \cos \theta. \quad (4)$$

bağıntıları kullanıldı. Elde edilen r, ve z noktaları etrafında bir hacim oluşturmak için Δr ve Δz genişlik değerleri bu noktanın r, z değerlerinden çıkarılıp eklendi. Bu genişliklerin seçiminde farklı noktalara ait hacimlerin iç içe girmemesi göz önünde bulundurularak optimum hacim elemanları [5] belirlendi. Ayrıca dozimetri çalışmalarında Monte Carlo simülasyonu için su metaryeli kullanımı yaygındır. Çalışmada tasarlanan fantom metaryeli su olarak seçilmiştir. Monte Carlo simülasyonu ile elde edilen bilimsel veri gerektiğinde doku eşdeğeri katsayılarla çarpılarak doku için kullanılmaktadır.

Çalışma için, çapları ve silindir eksen uzunlukları eşit, yarıçapları 5.5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14 ve 15cm olan farklı fantomlar tasarlandı ve simülasyon herbiri için tekrar edildi.

4. BULGULAR (FINDINGS AND DISCUSSIONS)

- **Fantom Boyutunun Etkisi:** Rayleigh saçılması LDR kaynaklar için önemlidir. Rayleigh saçılması, foton enerjisi azaldıkça etkin olan bir etkileşme türüdür. Fantom büyüklüğü de geri saçılmalarda ve rayleigh etkileşimlerinin etkinliği üzerinde bir faktördür.

Tablo 1. Rayleigh saçılmasının ihmal edildiği durumda radyal doz fonksiyonlarının farklı fantom genişliklerindeki değerlerinin 30cm genişliğindeki fantom için elde edilen değerlerine oranları (doz hesabındaki hatalar %0,1-0,2 arasındadır, R:silindir yarıçapı, Z: silindir boyu. $g_R(r)$: R yarıçaplı fantom içinde kaynaktan r kadar uzakta radyal doz fonksiyonu)

(Table 1. In situation of Rayleigh scattering ignorence, fractions of radial dose functions calculated doses in variable phantom and the phantom with 30X30cm wideness (statistical deviations are between 0.1-0.2 percent-R:radius of cylinder, Z: length of cylinder=R. $g_R(r)$ radial dose function): at r distance in phantom with R radius))

Fantom yarı genişliği (cm)	$g_R(3) / g_{15}(3)$	$g_R(4) / g_{15}(4)$	$g_R(5) / g_{15}(5)$
5,5	0,994	0,979	0,929
6	0,994	0,991	0,963
7	0,996	1,002	0,990
8	0,998	0,995	1,007
9	0,995	1,003	1,004
10	0,996	1,004	1,002
11	0,996	1,003	0,996
12	0,997	1,000	0,996
13	0,997	1,001	1,000
14	0,999	1,001	1,001
15	1,000	1,000	1,000

Tablo 2. Rayleigh saçılmasının hesaba katıldığı durumda radyal doz fonksiyonlarının farklı fantom genişliklerindeki değerlerinin 30cm genişliğindeki fantom için elde edilen değerlerine oranları (doz hesabındaki hatalar %0.1-0.2 arasındadır, R:silindir yarıçapı, Z: silindir boyu. $g_R(r)$: R yarıçaplı fantom içinde kaynaktan r kadar uzakta radyal doz fonksiyonu)

(Table 2. In situation of taking into account of Rayleigh scattering, fractions of radial dose functions calculated doses in variable phantom and the phantom with 30X30cm wideness (statistical deviations are between 0.1-0.2 percent-R:radius of cylinder, Z: length of cylinder=R. $g_R(r)$ radial dose function): at r distance in phantom with R radius))

Fantom yarı genişliği (cm)	$g_R(3) / g_{15}(3)$	$g_R(4) / g_{15}(4)$	$g_R(5) / g_{15}(5)$
5,5	0,996	0,978	0,909
6	1,002	0,990	0,940
7	1,001	0,994	0,971
8	1,000	1,001	0,985
9	1,000	1,002	0,990
10	1,002	1,004	0,991
11	1,003	1,005	0,992
12	1,002	1,002	0,991
13	1,001	1,000	0,997
14	1,001	1,001	1,002
15	1,000	1,000	1,000

- **Mono Enerji Ve Spektrum Etkisi:** Anizotropi hesabı, spektrum ve mono enerji kullanılarak ayrı ayrı yapıldı. ^{125}I 'in elektron yakalama ile kararsız hale geldikten sonra ^{125}Te in kararlı haline bozunması sırasında yayımlanan 35 keV enerjili gaması mono enerji için kullanıldı.

Tablo 3. R=2cm için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(2, \theta)$
(Table 3. For R=2cm, $F(2, \theta)$ Anisotropy function was calculated using 35keV mono energy and full spectrum)

θ -Açı	$F_{\text{spektrum}}(2, \theta)$	$F_{35\text{keV}}(2, \theta)$	$F_{Tg43}(2, \theta)$
10	0,37	0,54	0,58
20	0,61	0,69	0,727
30	0,77	0,82	0,842
40	0,84	0,88	0,926
50	0,92	0,94	0,97
60	0,96	0,95	0,987
70	0,99	0,98	0,996
80	1,04	0,96	0,999

Tablo 4. R=3cm için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(3, \theta)$
(Table 4. For R=3cm, $F(3, \theta)$ Anisotropy function was calculated using 35keV mono energy and full spectrum)

θ -Açı	$F_{\text{spektrum}}(3, \theta)$	$F_{35\text{keV}}(3, \theta)$	$F_{Tg43}(3, \theta)$
10	0,48	0,62	0,609
20	0,66	0,73	0,743
30	0,83	0,88	0,846
40	0,94	0,96	0,926
50	1,00	0,97	0,969
60	1,02	0,96	0,987
70	1,01	0,97	0,995
80	1,00	0,99	0,999

Tablo 5. R=4cm için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(4, \theta)$
(Table 5. For R=4cm, $F(4, \theta)$ Anisotropy function was calculated using 35keV mono energy and full spectrum)

θ -Açı	$F_{\text{spektrum}}(4, \theta)$	$F_{35\text{keV}}(4, \theta)$	$F_{Tg43}(4, \theta)$
10	0,49	0,60	0,63
20	0,68	0,78	0,75
30	0,80	0,85	0,85
40	0,88	0,90	0,93
50	0,94	0,96	0,97
60	0,95	0,96	0,99
70	1,01	1,00	1,00
80	0,96	1,01	1,00

Tablo 6. R=5 için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(5, \theta)$
(Table 6. For R=5cm, $F(5, \theta)$ Anisotropy function was calculated using 35keV mono energy and full spectrum)

θ -Açı	$F_{\text{spektrum}}(5, \theta)$	$F_{35\text{keV}}(5, \theta)$	$F_{Tg43}(5, \theta)$
10	0,52	0,65	0,65
20	0,66	0,77	0,76
30	0,77	0,85	0,85
40	0,85	0,90	0,93
50	0,91	0,95	0,97
60	0,95	0,97	0,99
70	0,97	0,98	1,00
80	0,99	0,98	1,00

4. SONUÇ VE ÖNERİLER (CONCLISION AND RECOMMENDATIONS)

Hesaplamalar 3,4 ve 5cm için yapılmıştır (Tablo 1-6). 1 ve 2cm uzaklıklar için bir değişim gözlenmemiştir. Bu mesafelerde doz düşüş hızları daha uzak mesafelere göre daha azdır. 6, 7cm uzaklıklarda ise fantom yarıçapının 5.5cm ye kadar indirilmesi nedeni ile hesaplama yapılmadı. LDR kaynak olan ¹²⁵I için etkin hesaplama sınır 5cmdir. Literatür verileri daha uzak radyal noktalar için veri içermektedir fakat doz 1cm uzaklıktan itibaren su ortamı içinde yüksek bir hızda düşüş sergilemektedir. Bu da istatistikî hataların tolere edilir limitleri aşmasına neden olmaktadır.

TG43 verileri deneysel ve teorik çalışmaların ortalama değerlerini içermekle birlikte bir tolerans değerine de sahiptir. Bunun sebebi deneysel verilerle simülasyon verilerinin farklı istatistik belirsizliklere sahip olmasıdır. Benzer bir çalışma Rivard ve Melhus tarafından (Rivard and Melhus, 2004) yapılmıştır. Monte Carlo metodu tam olarak tanımlanamamış kaynak ya da fantom modelleri sebebi ile öngörülemez bölgesel ya da genel hatalar üretebilmektedir [6].

Pantelis ve arkadaşları[7] tarafından, MC (Monte Carlo) hesaplarını desteklemek için polistren fantomda LiF TLD-100 çubukları kullanılarak Ir-192 kaynağının anizotropi fonksiyonu ölçümleri gerçekleştirilmiş, LiF TLD cevabının enerji bağımlılığı tüm ölçüm uzaklıkları ve açıları için araştırılmıştır. Ayrıca fantom boyutunun ölçüm sonuçlarına etkisi de araştırılmıştır. Radyal doz fonksiyonlarının fantom kenarlarına yakın radyal uzaklıklarda fantom boyutuna çok bağlı olduğu bulunmuştur. Bu uzaklıklarda %25 lere varan sapmalar gözlenmiştir. Diğer taraftan anizotropi fonksiyonlarının fantom boyutuna çok fazla bağıllık göstermediği bulunmuştur. Bununla birlikte anizotropi fonksiyonlarının kaynağın düzlemsel eksenine yakın açılarda radyal uzaklığa bağıllık gösterdiğini ve sapmaların %20 lere kadar çıktığını bulmuşlardır. Literatürde kullanılan radyaktif Ir-192 HDR (Yüksek Doz Hızlı) bir kaynaktır. Bu çalışmada kullanılan I-125 kaynağı ise LDR (Düşük Doz Hızlı) bir kaynaktır. Düşük enerjilerde Rayleigh saçılmaları daha etkin olduğundan doz hesaplanan noktadan daha uzak mesafeler geri saçılma bölgelerini oluşturacaktır. LDR kaynaklar için bu daha önemlidir. Fakat çalışmanın verilerinden görülmektedir ki küçük fantomlar doz dağılımlarında kaydedeğer hatalar getirmemektedir. Özellikle MC çalışmalarında geometrik bölgelerin büyüklükleri ve sayıları simülasyon zamanlarını doğrudan etkilemektedir.

Spektrum etkileri göz önüne alındığında, bu konuda literatürde bir çalışma bulunmamaktadır. Bunun nedeni Simülasyon çalışmalarının fiziksel gerçekliği olabildiğince kapsayabilmeleri için her parametre birebir tasarlanmaktadır. Böylece kullanılan radyoaktif kaynağın enerji spektrumu da içerdiği bozunma olasılıkları ve enerji değerleri ile kullanılmaktadır. Fakat bazı radyoizotopların bir enerji seviyesindeki bozunma diğerlerinden oldukça baskındır ve madde etkileşimlerinde belirleyici faktördür. I-125 kaynağı için bu çalışmada 27keV'lik (%75 olasılıklı bozunma) [3] baskın enerjisi için spektrum değerlerinin tamamı, ve spektrumundaki en yüksek enerjili en düşük olasılıklı (%0.4 olasılıklı bozunma)[3] 35keV mono enerji değeri kullanılmıştır. Görülmüştür ki TG-43 raporunda kabul edilen ortalama değerler 35keV kullanılarak elde edilen verilerle uyumludur. Eğer TG-43 veri seti referans alınır ise mono enerji kullanmak belirgin bir hata getirmeyecektir. Oysa spektrum bire bir simüle edildiğinde bu karşılaştırma -özellikle dar açılarda- belirli bir sapma değeri içermektedir (Tablo 3, 4, 5 ve 6). TG-43 verileri doğrudan MC

çalışmalarını içermemektedir. Deneysel çalışmalara da referans olması için belirli bir değerde -%17'ye varan miktarda- yüksek tutulmuştur [2]. Bu da tekli yüksek bir enerji seçiminin anizotropi değerlerini (Tablo 3, 4, 5 ve 6) yükselttiğini göstermektedir.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Faiz, M.K., (1984). The Physics of Radiation Therapy. (çeviren Y. PAK Radyasyon Onkolojisi Temel Bilgiler Kitabı Bölüm V - Radyasyon Onkolojisinde Radyoterapi Fiziği) Gülhane Askeri Tıp Akademisi
2. Rivard, M.J., Coursey, M., Larry, A., and Hanson, W.F., (2004). Update of AAPM Task Group NO, 43 Report: A Revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculations, Med, Phys, 31. 663-674
3. IAEA, International Network Of Nuclear Structure And Decay Data Evaluators (<http://www-nds.iaea.org/nsdd.html>)
4. J. Dolan, Zuofeng Li, Jeffrey F. Williamson, (2006), Monte Carlo and experimental dosimetry of an ¹²⁵I brachytherapy seed, Med. Phys., 33, 4675-4684,
5. Taylor R.E.P., Yegin, G. , and Rogers, D.W.O., (2007). Benchmarking BrachyDose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters Med. Phys. 34 445
6. Rivard, M.J. and Melhus, C.S., (2004), Brachytherapy dosimetry parameters calculated for a new 103Pd source, Med. Phys. 31
7. Pantelis, E., Papagiannis, P., Karaiskos, P., Angelopoulos, A., Anagnostopoulos, G., Baltas, D., Zamboglou, N., and Sakelliou, L., (2005), The effect of finite patient dimensions and tissue inhomogeneities on dosimetry planning of ¹⁹²Ir HDR breast brachytherapy: A Monte Carlo dose verification study International Journal of Radiation Oncology Biology* Physics, Volume 61, Issue 5, P.1596-1602.