

**T.C.  
CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI  
NÜKLEER FİZİK BİLİM DALI**

**BRAKİTERAPİDE KULLANILAN DOZ HESAPLAMA  
SİSTEMLERİNİN ETKİNLİĞİNİN MONTE CARLO  
YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Burcu ARAS**

**Danışman  
Doç. Dr. Gültekin YEĞİN**



**MANİSA-2015**

## TEZ ONAYI

Burcu Aras tarafından hazırlanan "Brakiterapide Kullanılan Doz Hesaplama Sistemlerinin Etkinliğinin Monte Carlo Yöntemiyle Değerlendirilmesi" adlı tez çalışması 13/11/2015 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri önünde Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS tezi olarak başarı ile savunulmuştur.

<b>Danışman</b>	<b>Doç. Dr. Gültekin Yeğın</b> Celal Bayar Üniversitesi	.....
<b>Jüri Üyesi</b>	<b>Prof. Dr. İsmail MARAŞ</b> Celal Bayar Üniversitesi	.....
<b>Jüri Üyesi</b>	<b>Doç. Dr. Müslim Murat SAÇ</b> Ege Üniversitesi	.....

## **TAAHHÜTNAME**

Bu tezin Celal Bayar Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nde, akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

**Burcu ARAS**

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER .....	I
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	III
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	IV
TEŞEKKÜR .....	VIII
ÖZET.....	VI
ABSTRACT .....	VII
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. BRAKİTERAPİ .....	2
2.2. MONTE CARLO TEKNİĞİ.....	4
2.2.1. Simülasyon Tekniği .....	4
2.3. EGSnrc Monte Carlo Kodu.....	6
2.4. AMERİKAN MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ (AAPM) TASK GROUP 43 FORMALİZMİ .....	7
2.4.1. Doğrusal Kaynak Yaklaşımı .....	8
2.4.2. Hava Kerma Gücü $S_k$ : .....	9
2.4.3. Doz Hızı Sabiti $\Lambda$ : .....	9
2.4.4. Geometri Faktörü $G(r, \theta)$ : .....	10
2.4.5. Radyal doz fonksiyonu $g(r)$ : .....	11
2.4.6. Açısal Anizotropi Fonksiyonu $F(r, \theta)$ : .....	12

<b>2.5. İzotropik Nokta Kaynak Yaklaşımı .....</b>	<b>12</b>
2.5.1. Anizotropi Faktörü, $\Phi_{an}(r)$ : .....	13
2.5.2. Anizotropi Sabiti $\Phi_{an}(r)$ : .....	14
<b>2.6. <sup>192</sup>Ir .....</b>	<b>14</b>
<b>3. MATERYAL VE YÖNTEMLER .....</b>	<b>18</b>
<b>3.1. HDR BRAKİTERAPİ KAYNAKLARI.....</b>	<b>19</b>
3.1.1. Amersham, Buchler, HDR.....	19
3.1.2. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR .....	19
3.1.3. GammaMed, 12i, HDR.....	20
3.1.4. GammaMed, Plus, HDR .....	21
3.1.5. Isodose Control, Flexisource, HDR.....	21
3.1.6. Varian, VariSource VS2000, HDR.....	22
3.1.7. Nucletron, microSelectron-v1 (classic), HDR.....	22
3.1.8. Nucletron, microSelectron-v2, HDR .....	23
<b>3.2. TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİ (TPS) .....</b>	<b>24</b>
3.2.1. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) ‘nin Tarihsel Gelişimi .....	24
3.2.2. TPS43Dose PROGRAMI .....	25
<b>3.3. FANTOM TASARIMI .....</b>	<b>25</b>
<b>4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA .....</b>	<b>27</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>56</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>59</b>

## **SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**

**EGS:** Electron Gamma Shower

**NRCC :** National Research Council of Canada

**Med.Phys. :** Medical Physics

**MC :** Monte Carlo

**CLRP :** Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics

**AAPM :** The American Association of Physicists in Medicine

**TG:** Task Group

**TPS :** Tedavi Planlama Sistemleri

**HDR :** High Dose Rate

**IAEA :** International Atomic Energy Agency

**MeV :** Mega Elektron Volt

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
Şekil 1.1. İkincil fotonlarda rastgele dağılımların temsili görüntüsü.....	5
Şekil 2.2. EGSnrc programının çalışma seması. Bu semada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır.....	7
Şekil 2.3. AAPM TG-43 formalizminde belirtilen lineer bir kaynak için şematik gösterim.....	8
Şekil 2.4. Ir-192'nin, kararlı Pt-192'ye bozunum diyagramı (Enerji değerleri MeV cinsindedir.).....	16
Şekil 2.5. Ir-192'nin, kararlı Os-192'ye bozunum diyagramı (Enerji değerleri MeV cinsindedir.).....	17
Şekil 3.1. Amersham, Buchler, HDR kaynak modeli .....	19
Şekil 3.2. Bebig GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli .....	19
Şekil 3.3. Gammamed, 12i, HDR kaynak modeli.....	20
Şekil 3.4. Gammamed, Plus, HDR kaynak modeli .....	21
Şekil 3.5. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli .....	21
Şekil 3.6. Varian, Varisource VS2000, HDR kaynak modeli .....	22
Şekil 3.7. Nucletron, microSelectron-v1 (classic), HDR kaynak modeli .....	22
Şekil 3.8. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli.....	23
Şekil 4.1. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması.....	29
Şekil 4.2. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması .....	29
Şekil 4.3. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri. ....	30
Şekil 4.4. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri. ....	31
Şekil 4.5. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	31

Şekil 4.6. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması .....	32
Şekil 4.7. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması .....	32
Şekil 4.8. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri. ....	33
Şekil 4.9. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	34
Şekil 4.10. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	34
Şekil 4.11. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması .....	35
Şekil 4.12. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması .....	35
Şekil 4.13. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri.....	36
Şekil 4.14. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	37
Şekil 4.15. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri. ....	37
Şekil 4.16. Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması .....	38
Şekil 4.17. Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması .....	38
Şekil 4.18. Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri.....	39
Şekil 4.19. Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	40
Şekil 4.20. Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	40



Şekil 4.21. Amersham, Buchler, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması .....	41
Şekil 4.22. Amersham, Buchler HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması .....	41
Şekil 4.23. Amersham, Buchler, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri.....	42
Şekil 4.24. Amersham, Buchler, HDR kaynağı $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	43
Şekil 4.25. Amersham, Buchler, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri... ..	43
Şekil 4.26. Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması .....	44
Şekil 4.27. Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması .....	44
Şekil 4.28. Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri.....	45
Şekil 4.29. Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	46
Şekil 4.30. Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	46
Şekil 4.31. Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması .....	47
Şekil 4.32. Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması .....	47
Şekil 4.33. Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri.....	48
Şekil 4.34. Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	49

Şekil 4.35. Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	49
Şekil 4.36. GammaMed, Plus, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması.....	50
Şekil 4.37. GammaMed, Plus, HDR kaynağı için $x=1.0$ cm $y=0.0$ cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması.....	50
Şekil 4.38. GammaMed, Plus, HDR kaynağı için $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$ değerleri.....	51
Şekil 4.39. GammaMed, Plus, HDR kaynağı için $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	52
Şekil 4.40. GammaMed, Plus, HDR kaynağı için $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$ değerleri.....	52

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum bu çalışmada bana tüm imkanları sunan, çalışmalarım sırasında bilgi ve tecrübesini ve manevi desteğini benden esirgemeyen büyük bir özveriyle çalışmalarıma yol gösteren değerli hocam Sayın Doc. Dr. Gültekin YEĞİN'e teőekkürlerimi sunarım. Her zaman deneyimlerini benimle paylaşan, sorularıma yardımcı olmaya alışan, Araştırma Görevlisi Sibel SARIAYDIN, Doktora Öğrencisi Ramazan GÜMÜŐ ve Doc. Dr. Mehmet AYWACIKLI'ya teőekkürlerimi sunarım. Hayatımın her anında yanımda olup benden hiçbir desteğini esirgemeyen çok değerli eőim Mehmet Emin ARAS'a ve bu değerli çalışmayı yapmamda varlığıyla en büyük katkısı olan çok kıymetli kardeőim İnci ARALAR'a sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**Yüksek Lisans Tezi**

### **BRAKİTERAPİDE KULLANILAN DOZ HESAPLAMA SİSTEMLERİNİN ETKİNLİĞİNİN MONTE CARLO YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Burcu ARAS**

**Celal Bayar Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Nükleer Fizik Anabilim Dalı**

**Danışman: Doç. Dr. Gültekin YEĞİN**

Bu çalışmada, TG-43 formalizmindeki parametrelerin belirlenmesi için ilk olarak ilgili kaynak modelinin numunesi, bir su fantomunun merkezine yerleştirilir ve fantomun her noktasında doz hızı değerleri ölçülür. Hesaplamalar 80x80x80 cm boyutlarında olan kübik fantomlarda gerçekleştirilmiştir. Ölçülen doz değerleri üzerinden uygulanan ikinci bir işlemin ardından o kaynak modeline özgü TG-43 parametreleri elde edilmiş olur. Klinik uygulamalarda aynı kaynağa ait eldeki veri setlerinden bir tanesi üretici firma tarafından keyfi olarak tercih edilebilmektedir. Aynı kaynak modeline ait literatürdeki farklı TG-43 veri setleri ile elde edilen üç boyutlu doz dağılımları ayrı ayrı hesaplanmış ve birbirleriyle karşılaştırılarak TG-43 parametresi veri setlerindeki farklılıkların doz dağılımları üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Üç boyutlu doz karşılaştırmaları, ticari olarak çok kullanılan sekiz farklı HDR brakiterapi kaynak modeli için ayrı ayrı yapılmıştır. Bu çalışmadaki TG-43 tabanlı doz hesaplamaları kendi laboratuvarımızda geliştirilen TPS43Dose programı ile gerçekleştirilmiştir. TG-43 parametrelerinin hesaplanmasında BrachyDose Monte Carlo kodu kullanılmıştır. Hesaplamalar sonucunda, değerlendirilen bütün kaynak modelleri için kaynağa yakın mesafelerde (<1,0 cm) TG-43 parametrelerinin seçiminin doz değerlerini dikkate değer şekilde etkilediği, bu etkinin mesafe arttıkça düzgün olarak azaldığı gözlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** TG-43, Brakiterapi, Monte Carlo, TPS43Dose.

**2015, 60 sayfa**

## **ABSTRACT**

**Master of Science Thesis**

### **EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF THE SYSTEMS USED IN BRACHYTHERAPY DOSE CALCULATIONS BY THE MONTE CARLO METHOD**

**Burcu ARAS**

**Celal Bayar University  
Graduate School of Applied and Natural Sciences  
Department of Nuclear Physics**

**Supervisor: Assoc. Doc. Dr. Gültekin YEĞİN**

In this study, samples of the source model of the first to determine the parameters in TG-43 formalism, placed in the center of a water phantom and the dose rate at any point in the phantom values are measured. Calculations were carried out with the cubic phantom 80x80x80 cm in size. Then a second operation is applied upon the measured dose values obtained TG-43 model parameters specific to that resource. In clinical practice it may be preferable from the available dataset arbitrarily by the same source as one manufacturer. The same source model of the different TG-43 in a literature data sets with the distribution of three-dimensional dose obtained are calculated separately, and the effect of the dose distribution of the differences in TG-43 parameter data set compared to each other is evaluated. Three-dimensional dose comparisons, widely used commercially are made separately for eight different HDR brachytherapy source model. TG-43-based dose calculations in this study was developed in our own laboratories TPS43Dose, it was carried out with the program. The calculation of the parameters TG-43 Brachydose Monte Carlo code is used. Calculations result, assessed all resource models for source close distances (<1.0 cm) TG-43 parameters of selection affects markedly dose values, it was observed that this effect from increases uniformly reduced.

**Keywords:** TG-43, Brachytherapy, Monte Carlo, TPS43Dose.

**2015, 60 sayfa**

## 1. GİRİŞ

Kanser vücuttaki bir hücre grubunun farklılaşarak, aşırı ve kontrolsüz bir şekilde çoğalması ile meydana gelmektedir. Normalde hücrelerin büyümesi ve çoğalması bir düzen içerisinde olmaktadır. Buna paralel olarak doku ve organlar da görevlerini normal olarak yapabilmektedirler. Ancak bu hücreler anormal şekil ve hızda büyümeye ve çoğalmaya başlarsa, tümör adı verilen kitle oluşumuna sebep olurlar. Bu anormal hücrelerin yerleştiği organa göre hastalık adlandırılır. (Akciğer kanseri, meme kanseri, prostat kanseri vs.).

Kanser radyoterapi, kemoterapi (ilaç tedavisi) veya cerrahi yöntem şeklinde üç ayrı durumda tedavi edilmektedir. Bu tedavi yöntemleri hastalığın durumuna göre hastaya uygulanabilmektedir. Radyoterapinin bu tedavi yöntemlerinde önemi çok büyüktür. Radyoterapi vücudun ufak bir bölümüne ait tedavi yöntemidir. Bu tedavi yöntemindeki genel prensip, birinci tümöre ve yerel yayılım bölgelerine, tümörü yok etmek adına gerekli dozu verirken, çevre dokuları mümkün olduğunca korumaktır.

Günümüzde, kanserin teşhis ve tedavisinde genellikle radyasyon kullanımına başvurulmaktadır. Radyoterapi olarak da isimlendirilen radyasyon tedavisi, gama ışınları, X ışınları ya da elektron demetleri kullanılarak hedef dokuya maksimum doz verme ilkesine dayanır. Tedavi esnasında bazı sağlam vücut dokuları da belirli bir miktar radyasyona maruz kalır. Ancak sağlam doku ve organların belirli bir limit doz değerlerinin üzerinde kesinlikle doz almamaları gerekir. Bu nedenle her hasta için ayrı bir tedavi planlaması yapılır ve uygulanacak radyasyonun nasıl ve ne şekilde verileceği tedavi öncesinde planlanır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. BRAKİTERAPİ

Brakiterapi (Yunanca kelime "brachy", anlamı "kısa mesafe") kanseri tedavi etmek amaçlı kullanılan bir tür radyasyon tedavisi yöntemidir. Brakiterapi yöntemi, vücudun kanserli dokularına yüksek güçte radyoaktif ışın kaynağı yerleştirmeyi mümkün kılan bir işlemdir. Bu nedenle bazen içsel radyasyon şeklinde de adlandırılır. Brakiterapi, vücudunuzun dışındaki bir cihazdan radyasyon yayılmasına dayanır. Geleneksel radyoterapi (dışsal ışın tedavisi) biçimleriyle kıyaslandığında doktorların, vücudun daha belirli bölgelerine yüksek dozda radyasyon vermesini olanaklı hale getirir. Brakiterapi, ışın tedavisinden daha az yan etkiye neden olur ve tedavi süresi genellikle daha kısadır. İki tür brakiterapi yöntemi mevcuttur:

- İnterstisyel brakiterapi tekniği
- İntrakaviter brakiterapi tekniği

Bir hedef volüm içinde gerçekleştirilen radyoaktif izotop implantasyonu interstisyel brakiterapi tekniği içindedir. Bununla hedef volüm bünyesinde yüksek güçte bir radyasyon vermek mümkün olur. İnterstisyel implantlar ya sürekli ya da geçicidir. Sürekli olarak implante edilen radyoizotopların genellikle gün cinsinde kısa yarı ömürleri ve düşük radyasyon enerjileri vardır ve dolayısıyla sınırlı bir doku bünyesinde veya kısa bir zaman sürecinde dozun belirli bir yüzdesini verirler. Geçici olarak implante edilen izotopların aylar ve yıllar itibariyle yarı ömürleri uzun olup yüksek radyasyon enerjileri sıklıkla 100 KeV' in üzerindedir ve genellikle toplumu radyasyona maruz bırakmamak veya implantın çevresindeki normal dokuları olması gerekenden fazla doza maruz bırakmamak için implantın birkaç gün içinde çıkarılması gerekir. İmplant için kullanılan radyoizotopik materyal tohum, iğne, tel ve şerit gibi çeşitli biçimlerde olabilir. Tohumlar özel dizayn edilmiş enjeksiyon tabancalarıyla yerleştirilir. Tohumlar aynı zamanda tümör içine iple bağlı olarak naylon şeritler içinde de yerleştirilir. İnterstisyel implantlar ya radyoizotopun direkt implantasyonu ya da sonradan yükleme tekniği kullanılarak yapılır.

İntrakaviter brakiterapi tedavi yönteminde, radyoaktif kaynak, hastada vücut boşluğu içerisine yerleştirilerek bu bölgenin istenen dozda ışınlanması sağlanır. Kullanılan radyoaktif kaynağın hedef volümündeki tümörde en yüksek oranda doz dağılımı elde edilir. En çok rahim kanserlerinde kullanılır. Cesium-137, 660 KeV gibi bir yüksek enerji ve 33 yıl gibi uzun bir yarı ömre sahiptir. İntrakaviter olarak sık kullanılan bir radyoizotoptur. Bunlar genellikle düşük doz hızı oranı (LDR) olarak kullanılır. Co-60 radyoizotopu ise aynı amaçlı olarak HDR yani yüksek doz hızı oranı ile kullanılmaktadır. Bunlar günümüzde birçok radyoterapi merkezinde intrakaviter brakiterapide Radium-226' nın yerine kullanılarak, uzaktan kumandayla, sonradan yükleme teknikleriyle rutin kullanımda yerini almıştır.

1995 yılında yayınlanan AAPM Task Group-43 (TG-43) raporunda tavsiye edilen doz hesaplama formalizmi, brakiterapi tedavi planlamasında günümüze kadar etkin bir doz hesaplama yöntemine aracı olarak kullanılmaya devam etmiştir. TG-43 formalizmi, her brakiterapi kaynak modeli için silindirik simetriye sahip iki boyutlu parametrik bir denklemin kullanılmasıyla su ortamında üç boyutlu doz dağılımlarının hesaplanabilmesini mümkün kılar. TG-43 formalizmindeki parametrelerin belirlenmesi için ilk olarak ilgili kaynak modelinin bir numunesi, -yeterince büyük- su fantomunun merkezine yerleştirilir ve fantomun her noktasında doz hızı değerleri ölçümü yapılır. Ölçülen doz değerleri üzerinden uygulanan ikinci bir işlemin ardından o kaynak modeline ait TG-43 parametreleri elde edilmiş olur.

Günümüzde çok sayıdaki brakiterapi kaynak modelinin her biri için iki veya daha fazla sayıda farklı TG-43 parametresi veri seti literatürde mevcuttur. Klinik uygulamalarda aynı kaynağa ait eldeki veri setlerinden bir tanesi üretici firma tarafından keyfi olarak tercih edilebilmektedir. Bu çalışmada, aynı kaynak modeline ait literatürdeki farklı TG-43 veri setleri ile elde edilen üç boyutlu doz dağılımları ayrı ayrı hesaplanmış ve birbirleriyle karşılaştırılarak TG-43 parametresi veri setlerindeki farklılıkların doz dağılımları üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Üç boyutlu doz karşılaştırmaları, ticari olarak çok kullanılan sekiz farklı HDR brakiterapi kaynak modeli için ayrı ayrı yapılmıştır. Bu çalışmadaki TG-43 tabanlı doz hesaplamaları kendi laboratuvarımızda geliştirilen TPS43Dose programı ile yapılmıştır. TG-43 parametrelerinin hesaplanmasında BrachyDose Monte Carlo kodu kullanılmıştır.



## 2.2. MONTE CARLO TEKNİĞİ

### 2.2.1. Simülasyon Tekniği

Radyasyonun keşfedilmesinden bu yana etkileşim sisteminin incelenmesi amacıyla birçok deneyler yapılmış ve sonuçlandırılmıştır. Bugün ise bu etkileşimler sonucunda çok daha hassas sonuçlar elde etmek için gerçekleştirilen deneyler bazı fiziksel sınırların engellerine takılmakta ve istenildiği kadar doğru sonuçlar elde edilememektedir. Sistemin bu engellerini aşabilmek, etkileşim mekanizmasını kontrol edebilmek ve sağlıklı sonuçlar alabilmek amacıyla bilgisayar simülasyonları kullanılmaktadır.

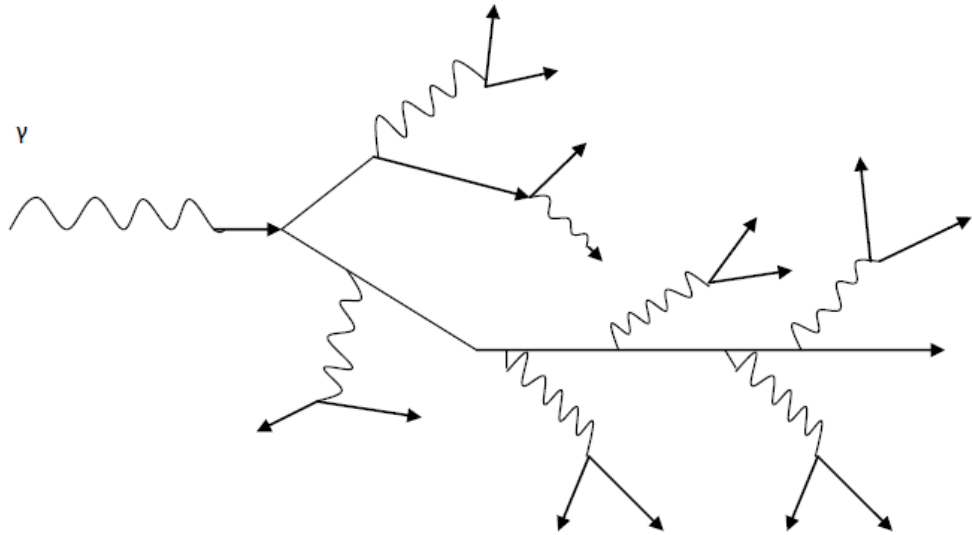
Radyasyonun taşınması simülasyonlarında, radyasyon kaynağının özellikleri, parçacıkların ve fotonların kendine özgü yapıları, başlangıç koşulları, sistemi oluşturan maddelerin özellikleri ve etkileşim ihtimalleri gibi birçok veriye ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla beraber her bir etkileşimde olabilecek sonuçların hesaplanması ve oluşacak ikincil radyasyonlarında sistemde meydana getirecekleri etkilerin hesaplanması gereklidir. Bu durumlar sistem analizini oldukça güçleştirmektedir.

Monte Carlo parçacık transportu, radyasyon parçacıklarının madde ile etkileşmesinde uzun yıllardan beri kullanılan ve doz hesaplamalarında oldukça kesin sonuçlar veren bir yöntemdir. Ancak bu yöntemde her bir parçacık ortamda ayrı ayrı takip edildiğinden hesaplama süresi gelişmiş bilgisayarlarda bile çok uzun sürebilmektedir. Son yıllarda tek bir hesaplamada günlerce süren doz hesaplamaları gelişmiş bazı teknikler kullanılarak dakikalar mertebesine indirilmiş ve bu sayede rutin tedavi planlama sistemlerinde Monte Carlo tabanlı doz hesaplaması yapabilen yazılımların kullanılması mümkün olmuştur. Monte Carlo parçacık transportunda, önce ortam geometrisi gerçeğine uygun bir biçimde 3-boyutlu olarak modellenir.

Kaynaktan yayınlanan foton yada diğer parçacıkların uzaysal dağılımları istatistiksel olarak dikkate alınarak bulunması muhtemel olan noktalardan yayımlandığı farzedilerek enerjisi tükenene kadar ortam içerisindeki hareketi

gerçeğine uygun olarak simülasyon yoluyla takip edilir. Parçacığın ardarda yapmış olduğu etkileşmelerde ortama bırakılan enerjiler toplanarak doz değerleri hesaplanır. Bir parçacık, enerjisi tükendiğinde yada tanımlı geometrinin dışına çıktığında takibine son verilerek ikinci bir parçacıkla aynı işlemler tekrarlanır. Bir simülasyon sırasında kaç parçacığın takip edileceği kullanıcı tarafından belirlenir ve doz değerlerindeki istatistiksel hatayı minimuma indirmek için mümkün olduğu kadar çok sayıda parçacık takip edilmeye çalışılır. Tek bir hesaplamada milyon ya da milyar mertebesinde parçacık takibi söz konusu olabilmektedir.

Monte Carlo tekniği, özel bir denemede ya da bir simülasyon çalışmasında bir ya da daha fazla olasılık dağılımından rastgele sayılar seçme tekniğidir. Yöntem daha sonra çoklu integral değerlendirme problemleri gibi oldukça karmaşık olmayan problemlerin çözümüne kolaylıkla adapte edilmiştir.



**Şekil 1.1.** İkincil fotonlarda rastgele dağılımların temsili görüntüsü

Rastgele sayılar herhangi bir Monte Carlo simülasyonunun önemli bir parçasıdır. Herhangi bir Monte Carlo simülasyonunun kalitesi kullanılan rastgele sayıların rastgeleliğine ya da kalitesine bağlıdır. <sup>[14]</sup>

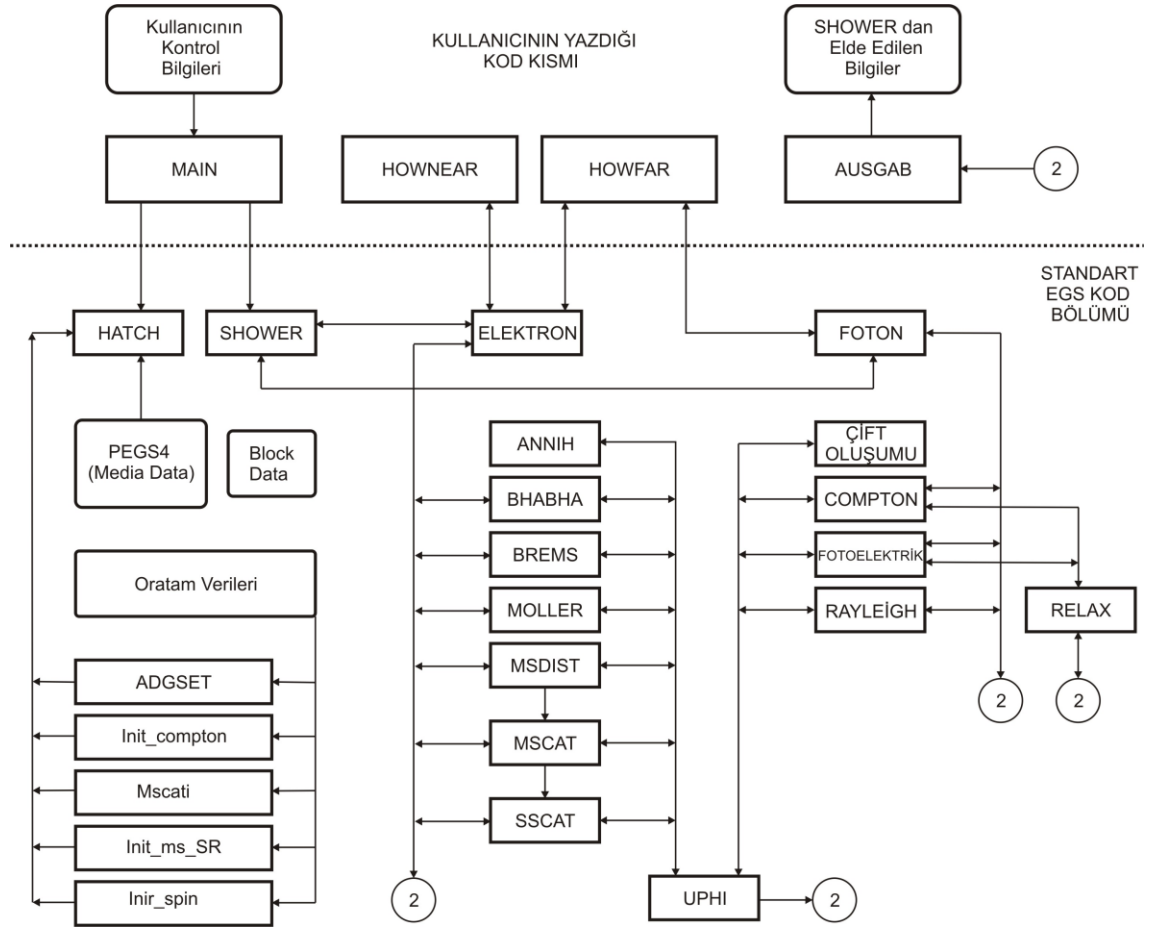
Ayrıca kompleks yapıya sahip sistemlerde ele alınan geometriyle ilgili Monte Carlo parçacık hesaplamaları için yeni bir teknik geliştirilmiştir. Bu teknikte,

problemin geometrisi aynı uzaydaki birçok basit geometrinin üst üste gelmesi ile belirlenir. Bir bölgenin gerçek geometrisi, uzayda belirli bir noktada gerçek ve sanal olarak bulunan geometriler arasından seçilerek belirlenir. Bu metot EGS kod sisteminde uygulanmıştır.<sup>[4]</sup>

### **2.3. EGSnrc Monte Carlo Kodu**

EGSnrc kod sistemi (Elektron Gama Sağanağı), Monte Carlo parçacık transportu tekniğini kullanarak foton ve elektronların madde içerisindeki davranışını simüle eden genel amaçlı bir simülasyon programıdır. EGS kod sistemi, 1980'li yıllarda Stanford Lineer Accelerator Center (SLAC) da geliştirilen EGS4 bilgisayar programının<sup>[12]</sup> geliştirilmiş yeni bir versiyonudur. Daha çok yüksek enerjili gama ve elektronları simüle etmek için tasarlanan EGS4 programından farklı olarak EGSnrc, 1 KeV enerji değerine kadar düşük enerjili parçacıkları daha ayrıntılı ve gerçeğe daha yakın olarak simüle etmek üzere tasarlanmıştır. Bu nedenle EGSnrc kod sistemi medikal amaçlı radyasyonla tedavi sistemlerinin etkinliğinin incelenmesinde kullanıma daha uygundur.<sup>[8]</sup>

EGSnrc kod sisteminde, foton ve elektron transportu için için yapılandırılmış bir takım alt rutinler yazılımsal olarak hazır bir biçimde sunulmakla birlikte, kullanıcının ilgilendiği probleme bağlı olarak ortam geometri modelini oluşturmasına olanak sağlama hususunda da esnek bir yapı içermektedir. Program temelde iki ayrı bölümden ibarettir. Bunlar EGSnrc standart kod sistemi ve kullanıcı tarafından yazılan kullanıcı kodu bölümleridir. EGS standart kodu kullanıcı kodu ile tümleşik olarak çalışacak şekilde dizayn edilmiştir.<sup>[8]</sup>



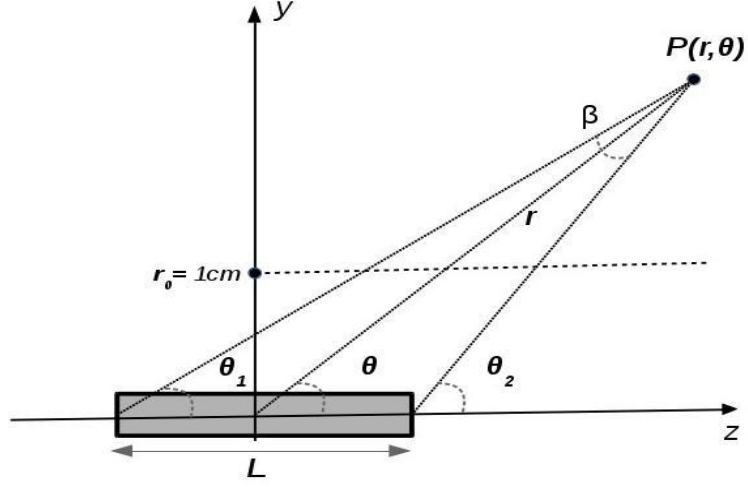
**Şekil 2.2.** EGSnrc programının çalışma seması. Bu semada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır.<sup>[6]</sup>

#### 2.4. AMERİKAN MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ (AAPM) TASK GROUP 43 FORMALİZMİ

Amerikan Fizikçiler Birliğinin Radyasyon Terapi Topluluğu (AAPM), interstitial brakiterapide kullanılan kaynakların dozimetrisi hakkında 1995’de 43 nolu bir görev grubu oluşturmuştur.

AAPM Task Group (TG) – 43 tarafından silindirik kaynaklar için tavsiye edilen doz dağılımı iki boyutludur ve günümüzde de brakiterapi kaynaklarının dozimetrik karakteristiklerinin belirlenmesinde bu formalizm kullanılır.<sup>[9]</sup> Bu protokol, bir boyutlu nokta izotropik kaynaklarla ilgilenen eski protokolün aksine, silindirik simetrik kaynaklar etrafındaki iki boyutlu doz dağılımının hesaplanmasına olanak sağlar.

### 2.4.1. Doğrusal Kaynak Yaklaşımı



Şekil 2.3. AAPM TG-43 formalizminde belirtilen lineer bir kaynak için şematik gösterim

AAPM TG-43 formalizmi, herhangi bir silindirik kaynağın etrafındaki iki boyutlu doz dağılımının hesaplanmasına uygulanabilir. Bu raporda kaynak ve kaynağın içerisinde bulunduğu fantom, orijini kaynak merkezinde yer alan polar koordinat sistemi kullanılarak tanımlanır.<sup>[2]</sup> Şekil 2.3’ de AAPM TG-43 formalizminde belirtilen lineer bir kaynak için şematik diyagram görülmektedir. AAPM TG-43’ e göre silindirik simetrik kaynakların polar koordinat sisteminde koordinatları  $(r, \theta)$  olan bir noktadaki doz hızı,

$$D(r) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta_0)}{G(r_0, \theta_0)} F(r, \theta) g(r) \quad (1.1)$$

olarak tanımlanmıştır. Burada;

$S_k$ : Kaynağın hava kerma gücü

$\Lambda$ : Doz hızı sabiti

$G(r, \theta)$  : Geometri faktörü

$g(r)$  : Radyal doz fonksiyonu

$F(r, \theta)$  : Anizotropi fonksiyonu

### Referans Nokta:

Referans nokta  $(r_0, \theta_0)$ , kaynağın enine ekseninde uzanan kaynaktan 1 cm uzaklıktaki noktadır. Yani,  $r_0 = 1 \text{ cm}$ ,  $\theta_0 = \pi/2$ .<sup>[7]</sup>

### 2.4.2. Hava Kerma Gücü $S_k$ :

Hava kerma gücü  $S_k$ , boş uzayda kaynağın enine eksenini boyunca bir noktadaki hava kerma hızıdır. Boş uzayda kalibrasyon uzaklığı  $d$ ' de kaynağın enine açıortayı boyunca ölçülen hava kerma hızı ile uzaklığın karesinin çarpımına eşittir.<sup>[5]</sup>

$$S_k = K(d)d^2 \quad (1.2)$$

Uygulamada hava kerma hızı ölçümleri havada yapılır ve gerekiyorsa hava azaltması için düzeltme yapılır. Kalibrasyon uzaklığı, kaynak, nokta kaynak olarak düşünülebilecek kadar büyük seçilir. Ancak, hava kerma gücü ölçümleri genelde referans kalibrasyon uzaklığında  $d = 1 \text{ m}$ 'de yapılır. Bu işlem kullanıcı tarafından değil standart kalibrasyon laboratuvarı tarafından yapılır. Ancak, kullanıcı firma tarafından verilen bu kaynak şiddetinin doğrulamasını yapmak zorundadır. Bu işlem kullanıcı tarafından kuyu tipi iyon odası kullanılarak yapılır.<sup>[3]</sup>

Hava kerma şiddetinin birimi  $\mu\text{Gy}^2 \text{ h}^{-1}$  ' dir. Bu da kısaca U ile gösterilir.

$1U = 1 \text{ birim hava kerma gücü}$

$$1\mu\text{Gy}^2 \text{ h}^{-1} = 1 \text{ cGy}^2 \text{ h}^{-1}$$

### 2.4.3. Doz Hızı Sabiti $\Lambda$ :

Doz hızı sabiti  $\Lambda$ , su fantomunda birim hava kerma gücünün kaynağın enine ekseninden 1 cm uzaklıkta ölçülen sudaki doz hızıdır. Bu değer TG 43' de yer alan diğer değerlerin aksine tam bir değerdir. Buradaki kaynak idealize nokta kaynak değil gerçek kaynaktır ve 1 cm mesafe kaynağın geometrik merkezinden itibaren belirlenmelidir. Doz hızı sabitinin ve rölatif doz dağılım parametrelerinin

belirlenmesinde su referans ortam olarak kabul edilir. TG-43, doz hızı sabitinin değerinin belirlenmesinde deneysel olarak elde edilen değer yerine Monte Carlo ile hesaplanan değer kullanılması tavsiye eder. Bunun sebebi deneysel verilerin, suda ölçüm yapmanın zorluğu nedeni ile katı suda yapılması ve bunun sonucunda bulunan değer suya çevrilmesi sırasında bir düzeltme faktörünün kullanılması gereğidir.<sup>[9]</sup>

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (1.3)$$

Doz hızı sabitinin birimi birim hava kerma şiddeti başına doz hızı,  $\text{cGy}^{-1}\text{U}$  dur. Bu sabit, kaynak geometrisinin, kaynak içindeki radyoaktivitenin uzaysal dağılımının, kapsüllemenin, kaynağın kendi filtrasyonunun ve kaynağı çevreleyen sudaki saçılmanın etkisini içerir.<sup>[7]</sup>

#### 2.4.4. Geometri Faktörü $G(r, \theta)$ :

Geometri faktörü  $G(r, \theta)$ , kaynak yapısındaki foton saçılma ve absorpsiyonunu ihmal ederek kaynak içindeki aktivitenin uzaysal dağılımından kaynaklanan göreceli doz varyasyonlarını dikkate alır. Kısaca,  $(r, \theta)$  noktasındaki doz için radyoaktif materyalin dağılımını hesaba katmak amacı ile kullanılır.<sup>[9]</sup>

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \left[ \frac{\rho(r') dV'}{|r' - r|^2} \right]}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (1.4)$$

$\rho(r')$  : Kaynağın içindeki  $p(x', y', z')$  noktasındaki radyoaktivite yoğunluğu

$v$ : Kaynak çekirdeğinden olan integrasyon

$dV'$  : Kaynakta  $r'$  noktasında bulunan hacim elementi

$\rho(r')$ ' in üç boyutlu dağılımı pek çok kaynak için belirsiz olduğundan ve  $G(r, \theta)$ 'nin seçimi sadece interpolasyonun doğruluğunu etkileyeceğinden  $G(r, \theta)$  için

doğrusal kaynak yaklaşımı seçilebilir. Radyoaktivite dağılımı, bir nokta kaynağa veya uzunluğu L olan bir doğrusal kaynağa benzetilebildiğinde formül,

$$G(r, \theta) = r^{-2} \quad \text{Nokta kaynak yaklaşımı için} \quad (1.5)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad \text{Doğrusal kaynak yaklaşımı için} \quad (1.6)$$

L: Kaynağın aktif uzunluğu

$\beta$ : Aktif kaynaktan  $(r, \theta)$  noktasına olan çizginin açısı yani  $\beta = \theta_2 - \theta_1$

Referans noktada yani kaynağın enine ekseninde uzanan, kaynaktan 1 cm uzaktaki noktada geometri faktörü, nokta kaynak için  $G(r_0, \theta_0) = 1$ , doğrusal kaynak için  $G(r_0, \theta_0) = \beta \setminus L$  olur.

Kaynaktaki ve çevre ortamdaki absorpsiyon ve saçılma etkilerini ihmal edip yalnızca radyoaktivitenin uzaysal dağılımını hesaba kattığı için  $G(r, \theta)$  sadece kuramsal göreceli doz dağılımını simgeler. [7]

#### 2.4.5. Radyal doz fonksiyonu $g(r)$ :

Radyal doz fonksiyonu, kaynağın enine eksen boyunca ortamdaki saçılma ve absorpsiyonların etkisini hesaba katar. [7]

$$g(r) = \frac{D(r, \theta_0)G(r_0, \theta_0)}{D(r_0, \theta_0)G(r, \theta_0)} \quad (1.7)$$

$(r_0, \theta_0)$  : Referans nokta,  $r_0 = 1$  ve  $\theta_0 = \pi \setminus 2$

$D(r, \frac{\pi}{2})$  ve  $D(r_0, \frac{\pi}{2})$  enine eksen boyunca  $r$  ve  $r_0$  (referans uzaklık, 1cm'dir) mesafelerinde ölçülen doz hızlarıdır. Radyal doz fonksiyonu sadece enine eksenindeki yani  $\frac{\pi}{2}$  'ye eşit  $\theta_0$  açılı noktalara uygulanır. Bu fonksiyon ortamdaki saçılma ve absorpsiyondan dolayı enine eksen boyunca doz hızındaki düşüşü tanımlar. Ayrıca,



kapsüllenme ve kaynak materyali tarafından oluşan foton filtrasyonundan etkilenir. Bu denklemdaki geometri fonksiyonunun rolü, kaynak etrafındaki doz dağılımındaki ters kare kanununun etkisini baskılamaktır.<sup>[7]</sup>

#### 2.4.6. Açısal Anizotropi Fonksiyonu $F(r, \theta)$ :

Açısal anizotropi fonksiyonu, kaynak etrafındaki doz dağılımının anizotropisini (farklı doğrultularda fiziksel özelliklerinin değişik olmasını) dikkate alır. Ayrıca, ortamdaki absorpsiyon ve saçılmanın etkisini de içerir. Enine eksen boyunca fonksiyonun değeri,  $F(r, 90^\circ)$ , tüm  $r$  değerleri için 1 olarak tanımlanır.<sup>[3]</sup>

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \theta_0)}{D(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (1.8)$$

Anizotropi fonksiyonu, kendi filtrasyon, kapsül materyali boyunca primer fotonların oblik filtrasyonu ve ortamda fotonların saçılmasından kaynaklanan her bir uzaklıkta brakiterapi kaynaklarının etrafındaki doz hızının açısal değişimini gösterir.<sup>[3]</sup>

İntertisyel kaynakların çevresindeki büyük doz gradyantinden dolayı 5 mm' den az mesafelerdeki doz hızını doğru ölçmek zordur. Ayrıca, ters kare kanunundan kaynaklanan büyük doz varyasyonları geniş bir ölçüm verisi olmadan ara doz hızı değerlerinin doğru interpolasyonunu yapmayı zorlaştırır. Ters kare kanununun etkisini baskılayarak 5 – 10 mm uzaklıklarda ölçülen doz hızı profillerinden küçük uzaklıklara ekstrapolasyon yapmak ve geniş aralıklarla ölçülmüş değerler arasında interpolasyon yapmak daha doğru olur.<sup>[3]</sup>

#### 2.5. İzotropik Nokta Kaynak Yaklaşımı

Bazı tedavi planlama sistemleri intertisyel kaynaklar etrafındaki doz dağılımını bir boyutlu izotropik nokta kaynak modeli ile hesaplanır. Bu yaklaşımda, doz sadece kaynak merkezinden olan radyal uzaklığa bağlıdır. Eğer çok sayıda nokta rastgele yönlendirilmiş ise veya tek bir kaynağın etrafındaki doz anizotropisinin derecesi

limitlenmiş ise her bir noktanın dokuya doz hızı katkısı, katı açı üzerinden tek anizotropik nokta kaynağı entegre ederek ortalama radyal doz hızı iyi bir şekilde bulunabilir. <sup>[9]</sup>

$$D(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} D(r, \theta) d\Omega \quad (1.9)$$

Silindirik simetrik bir kaynağın etrafındaki doz dağılımı için katı açı  $d\Omega = 2\sin\theta d\theta$  olur. <sup>[7]</sup>

### 2.5.1. Anizotropi Faktörü, $\Phi_{an}(r)$ :

Denklem 1.4.1' i denklem 1.5' de yerine koyar ve düzenlersek,

$$D(r) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta_0)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) \phi_{an}(r) \quad (1.10)$$

elde ederiz.

$\Phi_{an}(r)$  faktörü katı açı üzerinden ortalanmış r uzaklıktaki doz hızının aynı uzaklıkta enine eksenindeki doz hızına oranıdır. AAPM TG-43 no' lu raporundaki kaynaklar için  $\Phi_{an}(r)$ , 1'den küçüktür. Kaynak tipine bağlı olarak 0.91 – 0.97 arasındadır. <sup>[7]</sup>

$$\phi_{an}(r) = \frac{\int_0^\pi D(r, \theta) \sin \theta d\theta}{2D(r, \theta_0)} \quad (1.11)$$

Kaynağın aktif uzunluğundan büyük mesafeler için nokta kaynak yaklaşımı kullanılarak kaynak etrafındaki doz,

$$D(r) = S_k \Lambda \frac{1}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (1.12)$$

olarak basitleştirilebilir. [7]

Kaynak sayısı çoksa ve onların eksenleri rastgele dönükse her bir kaynağın doza katkısı ortalama radyal dozla doğru olarak tahmin edilebilir. Klinik dozimetri de bu, anizotropi faktörü,  $\Phi_{an}(r)$ ' i uygulayarak başarılır. Bu faktör tam açılarda ortalananmış r uzaklıktaki dozun enine ekseninde aynı uzaklıktaki doza oranıdır. İzotropik nokta kaynaklar için tüm uzaklıklarda  $\Phi_{an}(r) = 1$  dir. Ancak gerçek brakiterapi kaynakları için  $\Phi_{an}(r)$ , 1 den küçüktür ve mesafe ile değişir.  $\Phi_{an}(r)$  radyal uzaklıkla değiştiğinden anizotropi fonksiyonu anizotropi sabiti denilen mesafeden bağımsız bir sabite yaklaştırılır ve  $\Phi_{an}(r)$  olarak gösterilir. [7]

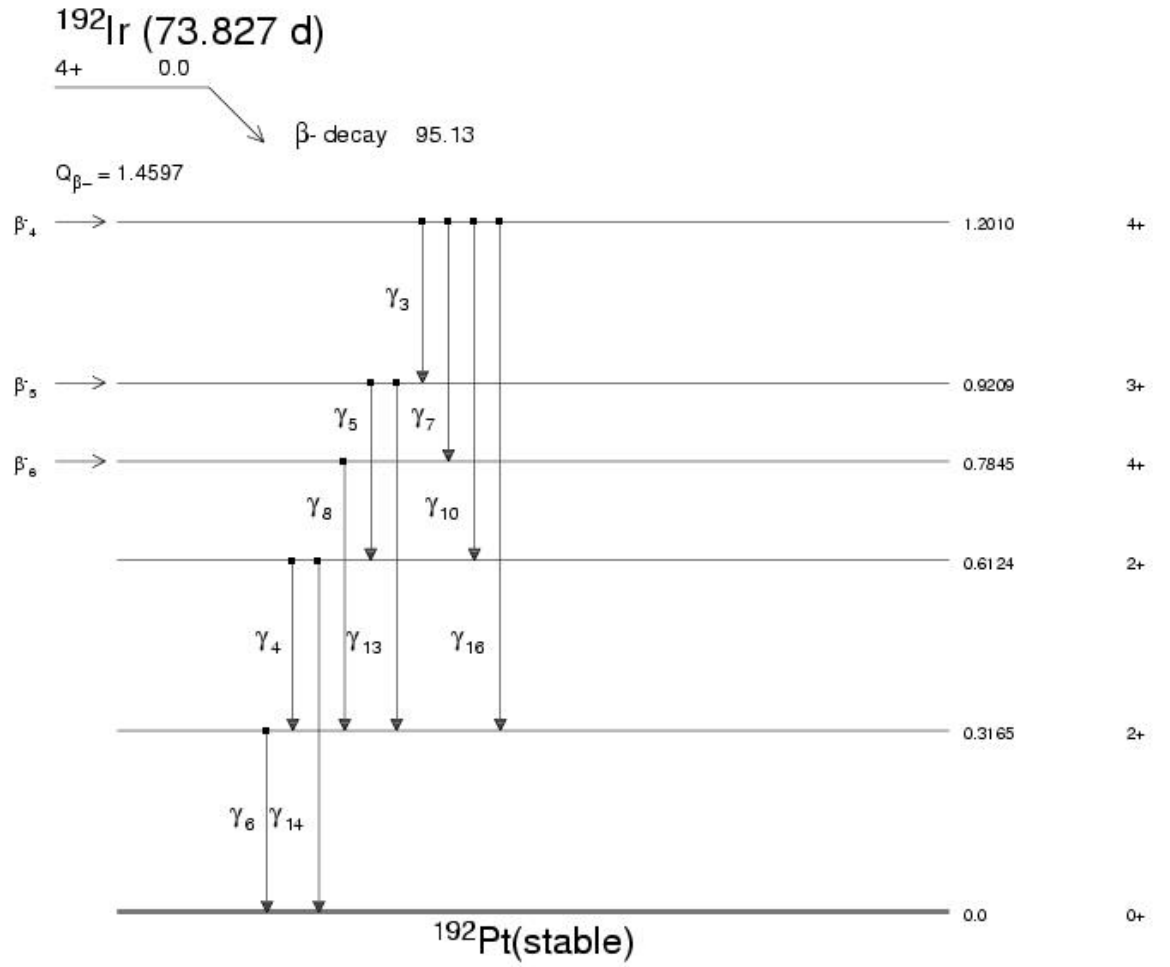
### 2.5.2. Anizotropi Sabiti $\Phi_{an}(r)$ :

Amerikan Medikal Fizik Derneği Task Group 43 no' lu raporundaki kaynaklar için anizotropi fonksiyonu  $\Phi(r)$ , uzaklıktan bağımsız bir sabite  $\Phi_{an}$  indirgenebilir. Bu sabit genelde 1' den küçük bir değer alır. Nokta kaynak yaklaşımı kullanıldığında, kaynaktan 1 cm uzaklıkta enine açıortayda ortamdaki referans noktadaki doz hızı birim hava kerma gücü kaynak için  $\Phi_{an}(r)$ ' ye eşit olur. Böylece, ortamdaki enine eksenindeki doz hızı gerçek kaynağa göre nokta kaynak yaklaşımı kullanıldığında % 3 ila % 9 arasında daha düşük olur. [3]

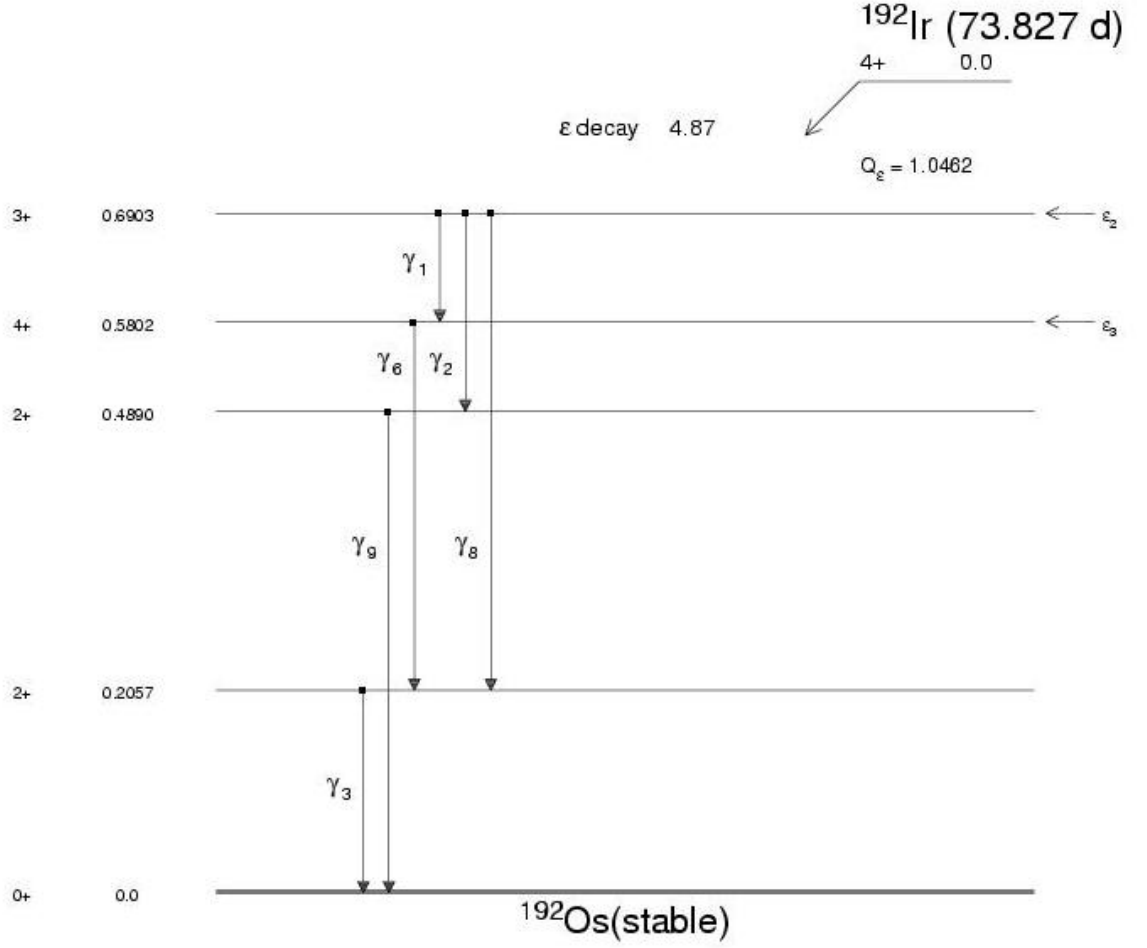
## 2.6. $^{192}\text{Ir}$

Yarı ömrü 73,81 gün olan  $^{192}\text{Ir}$ , geçici implantlar için kolayca kullanılmasına olanak tanır.  $^{192}\text{Ir}$  yüksek spesifik aktivitesi faaliyetlerine pratiklik sağlamak için GBq kadar yüzlerce kaynağın aktivitelerini yapar.  $^{192}\text{Ir}$ ,  $\beta^-$  bozunmasıyla  $^{192}\text{Pt}$ 'nin (% 95) ve elektron yakalamasıyla  $^{192}\text{Os}$ 'nun birkaç uyarılmış seviyesine bozunur, bozunma başına 0,061 ve 1,378 MeV aralığında ve 0.355 MeV ortalama enerjiyle, ortalama 2.3 gama ışını yayınlanır. Yayınlanan  $\beta^-$  ışınlarının maksimum enerjisi 0,675 MeV ve ortalama enerjisi 0,1807 MeV'dir.  $^{192}\text{Ir}$ , zenginleştirilmiş  $^{192}\text{Ir}$  hedeflerden (%37'lik miktarda), reaktörde (n,  $\gamma$ ) reaksiyonuyla üretilir, HDR  $^{192}\text{Ir}$  kaynakları, 4.4 TBq'nin üzerinde aktivitelerle (tipik 1mm çaplı 3,5 mm uzunluktaki

silindirler) oluşturulur. HDR  $^{192}\text{Ir}$  kaynakları ince bir titanyum veya paslanmaz çelik bir kapsül ve lazer içinde esnek tel ucuna kaynaklanarak kapsülendir.  $\beta^-$  bozunumuyla gelen elektronlar çekirdek ve kapsül tarafından emilir.<sup>[1]</sup> Şekil 2.4 ve 2.5 'te  $^{192}\text{Ir}$  çekirdeğine ait bozunum diyagramlarındaki enerji değişimi MeV cinsinden gösterilmiştir.



**Şekil 2.4.** Ir-192'nin, kararlı Pt-192'ye bozunum diyagramı (Enerji değerleri MeV cinsindedir.)<sup>[13]</sup>



Şekil 2.5. Ir-192'nin, kararlı Os-192'ye bozunum diyagramı (Enerji değerleri MeV cinsindedir.)<sup>[13]</sup>

### 3. MATERYAL VE YÖNTEMLER

Bu çalışmadaki bütün hesaplamalarda, EGSnrc kod sistemi üzerine kurulu BrachyDose Monte Carlo programı kullanılarak TG-43 parametrelerinin hesaplanması gerçekleştirilmiş ve ardından TG-43 tabanlı doz hesaplamaları kendi laboratuvarımızda geliştirilen TPS43Dose programı ile yapılmıştır. Üç boyutlu doz karşılaştırmaları, sekiz farklı HDR brakiterapi kaynak modeli için ayrı ayrı yapılmıştır. Bu HDR brakiterapi kaynak modelleri olarak; Amersham-Buchler, Bebig-GmbH-GI192M11, GammaMed-12i, GammaMed-Plus, Isodose-Control-Flexisource, Varian-Varisource-VS2000, Nucletron-microSelectron-HDR v1 ve Nucletron-microSelectron-HDR v2 modelleri kullanılmıştır.

Amersham Buchler modeli ile ilk çalışmalar F. Ballester ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.<sup>[10]</sup> Bebig GmbH GI192M11 modeli ile ilk çalışmalar D. Grenaro ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.<sup>[16]</sup> GammaMed 12i ve Gammamed Plus modelleri ile ilk çalışmalar F. Ballester ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.<sup>[17]</sup> Isodose Control Flexisource modeli ile ilk çalışmalar D. Grenaro ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.<sup>[18]</sup> Varian Varisource VS2000 modeli ile ilk çalışmalar A. Angelopoulos ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.<sup>[19]</sup> Nucletron microSelectron HDR v1 modeli ile ilk çalışmalar J. F. Williamson ve Z. Li tarafından yapılmıştır.<sup>[20]</sup> Nucletron microSelectron HDR v2 modeli ile ilk çalışmalar ise G. M. Daskalov ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.<sup>[21]</sup>

Günümüzde çok sayıdaki brakiterapi kaynak modelinin her biri için iki veya daha fazla farklı TG-43 parametresi veri seti literatürde mevcuttur. Klinik uygulamalarda aynı kaynağa ait eldeki veri setlerinden bir tanesi üretici firma tarafından keyfi olarak tercih edilebilmektedir. Bu çalışmada, aynı kaynak modeline ait literatürdeki farklı TG-43 veri setleri ile elde edilen üç boyutlu doz dağılımları ayrı ayrı hesaplanmış ve birbirleriyle karşılaştırılarak TG-43 parametresi veri setlerindeki farklılıkların doz dağılımları üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

TG-43 formalizmindeki parametrelerin belirlenmesi için ilk olarak ilgili kaynak modelinin bir numunesi, -yeterince büyük- bir su fantomunun merkezine yerleştirilmiş ve fantomun her noktasında doz hızı değerleri ölçülmüştür. Ölçülen

doz değerleri üzerinden uygulanan ikinci bir işlemin ardından o kaynak modeline özđü TG-43 parametreleri elde edilmiştir.

### 3.1. HDR BRAKİTERAPİ KAYNAKLARI

#### 3.1.1. Amersham, Buchler, HDR



Şekil 3.1. Amersham, Buchler, HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>

Amersham Buchler HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.1’ de verilmiştir. Buchler kaynağı, AISI 321 paslanmaz çelik bir kapsülün içinde 1.00 mm bir çapı olan 1.30 mm uzunluğunda <sup>192</sup>Ir çekirdeğinden ibarettir. Kapsülün ucu 0.95 mm kaynağın merkezinden sapacak şekilde 1.60 mm çapında bir yarım küredir. Ir kaynağını içeren oyuk, 1.40 mm uzunluğunda, iç ve dış çapları sırasıyla 1.20 mm ve 1.60 mm olan silindirik bir kabuktur. Oyuğun yanında 1,76 mm uzunluğunda, 1.60 mm çapında katı silindirik bölme vardır ve onun ardından 1.34 mm uzunluğunda, iç ve dış çapları sırasıyla 1.10 mm ve 1.60 mm olan silindirik kabuk gelir. AISI 301 paslanmaz çelik tel 6 cm uzunluğundaki bölümü, bu içi boş bölüme girilir. Bu kaynağının aktif uzunluğu 1.30 mm.dir. <sup>[15]</sup>

#### 3.1.2. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR



Şekil 3.2. Bebig GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>



Bebig GmbH, GI192M11 HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.2' de verilmiştir. BEBIG kaynağı, 1,00 mm çapında, AISI 316 paslanmaz çelik kapsül içine 0,60 mm çaplı bir 3.50 mm uzunluğunda <sup>192</sup>Ir çekirdeğinden oluşan bir modeldir. Kapsülün iç çapı 0.70 mm olduğu varsayılır ve ardından oyuğun yanında 3.50 mm uzunluğunda 0,84 mm çapında silindirik kabuk gelir. Kapsülün son bölümü 0.20 mm kadar bir yüksekliği ve 60° 'lik açılma açısına sahip olan koni ile katlanmış 0.55 mm uzunluğunda katı bir silindiridir. 6 cm kablunun 6,9 g/cm<sup>3</sup> 'lük bir yoğunlukta AISI 316 çelikten oluştuğu varsayılmış ve tamamı simülasyona dahil edilmiştir. Bu kaynağının aktif uzunluğu 3.50 mm dir. <sup>[15]</sup>

### 3.1.3. GammaMed, 12i, HDR



Şekil 3.3. Gammamed, 12i, HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>

Gammamed, 12i, HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.3' te verilmiştir. Gammamed 12i kaynağı, 1,10 mm çapında, AISI 316 paslanmaz çelik kapsül içinde 0.70 mm çaplı, 3.50 mm uzunluğunda <sup>192</sup>Ir çekirdeğinden oluşan bir modeldir. Kapsülün ucu 0,143 mm yüksekliğe ve 75° 'lik açılma açısına sahip konik bir kesittir. Boşluğun iç çapı 0.70 mm olan bir 3.60 mm uzunluğundaki oyuğun ardından 0,717 mm uzunluğunda katı silindirik bölüme tutturulur. Oyuk bölümü sonrası 0.5 mm uzunluğunda üç boyutlu silindirik bir kesittir. AISI 304 paslanmaz çelik kablunun 6 cm olan tamamı simülasyona dahil edilmiştir. Bu kaynağının aktif uzunluğu 3.50 mm' dir. <sup>[15]</sup>

### 3.1.4. GammaMed, Plus, HDR



Şekil 3.4. Gammamed, Plus, HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>

Gammamed, Plus, GI192M11 HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.4' te verilmiştir. Gammamed Plus kaynak 0.90 mm çapında AISI 316 paslanmaz çelik kapsül içinde 0.70 mm çaplı bir 3.50 mm uzunluğunda <sup>192</sup>Ir çekirdeğinden oluşacak şekilde modellenmiştir. Kapsülün ucu 0,183 mm yüksekliğe ve 68° 'lik bir açılma açısına sahip konik bir kesittir. Boşluğun iç çapı 0.70 mm olan bir 3.60 mm uzunluğundaki oyuk ardından 0,50 mm uzunluğundaki katı silindirik bölüme tutturulur. Oyuk bölümü sonrası bir 0.30 mm uzunluğunda üç boyutlu silindirik bir kesittir. AISI 304 paslanmaz çelik kablunun 6 cm' lik tamamı simülasyona dahil edilmiştir. Bu kaynağının aktif uzunluğu 3.50 mm'dir.<sup>[15]</sup>

### 3.1.5. Isodose Control, Flexisource, HDR



Şekil 3.5. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>

Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.5' te verilmiştir. Flexisource 0.85 mm çapında AISI 304 paslanmaz çelik kapsül içinde 0,60 mm çaplı 3.50 mm uzunluğunda <sup>192</sup>Ir çekirdeğinden oluşmuş bir modeldir. Kapsülün ucu 23.6° açısı ile konik kısmı 0,108 mm kalınlığında ve yüzün yarıçapı 0.17 mm olduğu varsayılır.

Konik bölüm, 0,335 mm'lik bir iç çapı ile 3.6 mm uzunluğunda olan bir içi boş bölüm, ardından bir 0.49 mm kadar bir katı silindirik bölümüne tutturulur. İçi boş bölüm 0.40 mm uzunluğunda yarı açısı  $24^\circ$  olduğu varsayılan konik kesittir. AISI 304 paslanmaz çelik kablunun 5 mm uzunluğunda bir kesiti, konik bölümüne bağlanmıştır. Bu kaynağının aktif uzunluğu 3.50 mm'dir. <sup>[15]</sup>

### 3.1.6. Varian, VariSource VS2000, HDR



Şekil 3.6. Varian, Varisource VS2000, HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>

Varian, Varisource VS2000, HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.6' da verilmiştir. Varisource VS2000 iki tane 2,50 mm uzunluğundaki kaynaklardan oluşacak şekilde tasarlanmıştır. Her bir kaynak 0.34 mm çapında ve yarı-küresel, 2.16 mm uzunluğundaki silindirik bölüm ile aynı çaptan oluşur. 0.59 mm çapı olan iki kaynak bir % 55.6 /% 44.4 'ü Ni / Ti teli içinde yer alır. Telin ucu kaynağının merkezinden 3,205 mm sapacak şekilde, bir yarım küre olarak modellenmiştir. Kaynağının merkezinde 5.00 cm uzanan bir tel uzunluğu, bu simülasyona dahil edilmiştir. Bu kaynağının aktif uzunluğu 5.00 mm'dir. <sup>[15]</sup>

### 3.1.7. Nucletron, microSelectron-v1 (classic), HDR



Şekil 3.7. Nucletron, microSelectron-v1 (classic), HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>

Nucletron, microSelectron-v1 (classic), HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.7' de verilmiştir. MicroSelectron v1 için boyutlar Williamson ve Li tarafından yapılan çalışmadan alınmıştır. MicroSelectron 3.50 mm uzunluğunda Ir kaynağı ile 0.6 mm çaplı bir AISI304 telle kaplanmış içinde 1.10 mm çapa sahip kablodan oluşan bir modelledir. Telin ucu 0,1755 mm kaynağın merkezinden sapacak şekilde 0.55 mm çapında yarı-küre şeklinde modellenmiştir. Kaynağının merkezinden 4.75 mm uzanan bir kablo uzunluğu, bu simülasyona dahil edilmiştir. Bu kaynağın aktif uzunluğu 3.50 mm' dir. [15]

### 3.1.8. Nucletron, microSelectron-v2, HDR



Şekil 3.8. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli<sup>[15]</sup>

Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynağına ait Monte Carlo hesaplamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış fiziksel modelin mevcut Çoklu Geometri veri tabanındaki görünümü Şekil 3.8' de verilmiştir. MicroSelectron, 0.90 mm çapında AISI 316 paslanmaz çelik bir kapsülün içinde 3.60 mm uzunluğunda 0.65 mm bir çapı olan <sup>192</sup>Ir çekirdekten oluşacak şekilde modellenmiştir (yoğunluk 8.06 g / cm<sup>3</sup>). Ir çekirdeği kaynağın 3.48 mm uzunluğunda iki silindir biçimli bölüm birleştirilmiş, yuvarlatılmış uçları yaklaşık 0,265 mm uzunluğunda 45° konik bölümlere bağlı bir şekilde modellenmiştir. Kapsülleme ucu merkezinden 0.45 mm sapacak şekilde, yarı-küre kaynağının merkezi 1.65 mm olarak modellenmiştir. Kabloya bağlı kapsülleme ucu kaynağın merkezi 1,2 mm'den başlayan 0.15 mm kalınlığında konik bölüm (33.7° yarım açısı) olarak modellenmiştir. 4,81 g/cm<sup>3</sup> yoğunluklu AISI 316 paslanmaz çelik tel 2 mm uzunluğunda bir kesiti, konik bölümüne bağlanmıştır. Bu kaynağın aktif uzunluğu 3.60 mm' dir. [15]

### **3.2. TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİ (TPS)**

Tanısal görüntülemeyle alınan hasta görüntülerini kullanabilen, sanal simülasyon yeteneğine sahip olan statik veya dinamik modlar ile istenen doz hesaplama algoritmalarıyla doz hesabı yapabilen, optimizasyona olanak sağlayan, doz-hacim değerlendirilmesini kullanıcıya sunar. Uygulanması kararlaştırılan tedavi planının alanlarında dijital olarak yeniden yapılandırılmış röntgen filmi ( Digitally Reconstructed Radiograph: DRR) görüntüleri oluşturularak portal görüntülerle tedavi alanı kontrolü yapılmasına imkan verir. Güvenilir cihaz ile planlama arayüz programlarıyla hasta tedavisi bitene kadar uzmanları yönlendiren sistemlerdir.

#### **3.2.1. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) 'nin Tarihsel Gelişimi**

Analog bilgisayarların üretilmesiyle, 1951 yılında radyoterapi bilgisayar uygulamaları ile ilgili bir rapor yayınlandı. Bu raporun en önemli amacı, doz hesaplamalarıyla ilgili sorunları gidermektir. IAEA'nin desteği ile Tsien radyasyon tedavisi planlamasında otomatik hesaplayan makineler uygulamayı ilk olarak başlatmıştır. 1960'larda genel kullanım için ve izodoz dağılım alanları geliştirilmesinde aynı anda birçok işlem yapabilen sistemlerden yararlanılmıştır. 1970'lerde bilgisayar teknolojisinin gelişimi, radyoterapi planlamada büyük bir ilerleme sağlayacak olan tanısal görüntüleme devrimine yol açmıştır. Bu devrim, hastanın üç boyutlu organ, tümör lokalizasyonunu ve canlı ortamda yoğunluk bilgilerini veren Bilgisayarlı Tomografi (BT) keşfidir. Hastaya uygulanan tedavinin planlamada iki boyutlu (2-D) tedavi planlama sistemlerinin yerini, gerçeğe çok yakın anatomik bilgileri ve canlı ortamdaki yoğunluk bilgilerini kullanan çok daha doğru doz hesaplama yöntemleriyle üç boyutlu tedavi planlama sistemleri almıştır. Sonraki yıllarda gelişen tanısal görüntüleme, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), Tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT), Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), dijital anjiyografi, ultrason yöntemlerinin buluşları, tümör lokalizasyonunu belirleme için kolaylık sağlamıştır.

### 3.2.2. TPS43Dose PROGRAMI

TG-43 formalizmine göre elde edilen parametreler, hastanelerde kullanılan Brakiterapi tedavi araçlarının içinde hazır girilmiş veri setleri olarak mevcuttur. Bu parametrelere göre belirli noktalardaki doz hesabı kolayca yapılabilmektedir. Laboratuvarımızda geliştirilen TPS43Dose programında da her bir kaynak için literatürde mevcut olan veri setleri kullanılmıştır. Her bir veri seti için üç boyutlu doz dağılımı elde edilebilmiştir.<sup>[14]</sup> Veri tabanları olarak;

- The CLRP TG-43 Parameter Database for Brachytherapy<sup>[11]</sup>
- Dose Calculation for Photon-Emitting Brachytherapy Sources with Average Energy Higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO<sup>[2]</sup>
- <sup>192</sup>Ir HDR Brakiterapi Kaynak Modellerine Ait TG-43 Dosimetri Parametrelerinin Monte Carlo Yöntemi ile Hesaplanması, Teknik Rapor, CBUMFG-T304<sup>[15]</sup> kullanılmıştır.

### 3.3. FANTOM TASARIMI

Radyasyonla çalışma şartları ve radyasyon tedavisi için alınabilecek dozların belirlenmesi açısından oldukça önemlidir. Bu şekilde, radyasyonla çalışanlar için nükleer ve radyolojik güvenlik açısından uygun çalışma şartlarının deneysel olarak incelenmesi, araştırılması ve doku içerisinde doz dağılımlarının incelenmesi için kullanılan insan dokusuna eşdeğer malzemeler olarak fantom adı verilen modeller kullanılmaktadır.

Fantom modelleri sıvı fantom modelleri ve katı fantom modelleri olarak başlıca iki kısma ayrılabilir. İnsan vücudunun büyük bir kısmı sudan oluşmakta ve yumuşak dokuların atom numarası suya çok yakın olduğundan dolayı temel doz dağılımları genellikle yinelenebilir olması, bu dokuların radyasyon soğurma ve saçılma özelliklerinin çok yakın olması ve üç boyutlu ölçüm yapılabilmesi nedeniyle su, sıvı fantom modelleri içinde en çok kullanılan model olmuştur.

Yaptığımız çalışmada sudaki doz değerlerinin hesaplanacağı ortamı oluşturmak için her biri 80x80x80 cm boyutlarında olan kübik fantomlar bilgisayarda modellendi. Hazırlanan bu fantomlar su olarak tasarlandı. Fantom, -40 cm ile 40 cm aralığında olup kullanılacak olan kaynak Z eksenine boyunca konumlandırılmıştır.  $0 < r < 1$  cm aralığında doz hesaplama bölgelerinin boyutu 0.1mm olarak hazırlandı.

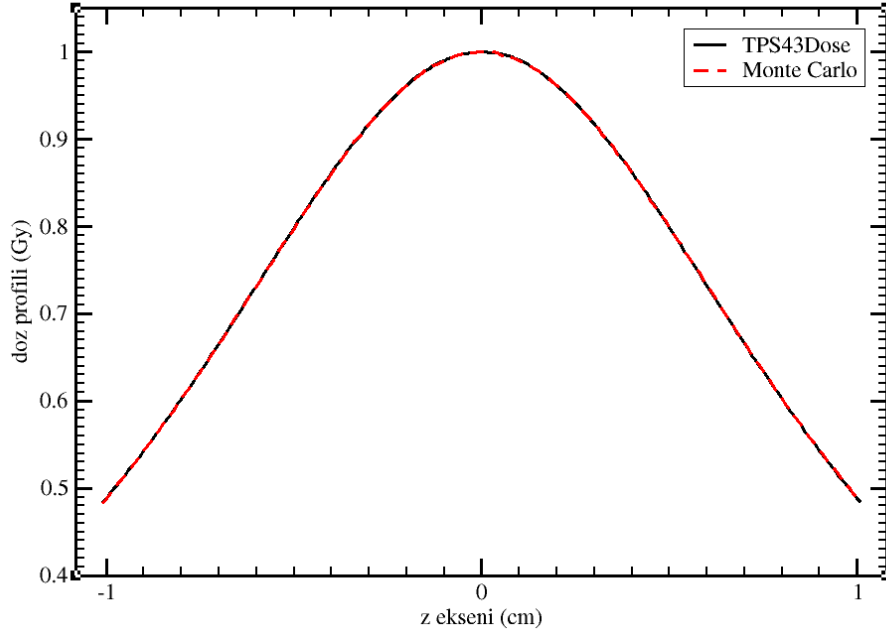
#### 4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

TG-43 parametreleriyle elde edilmiş doz değerlerinin gerçek sonuç verip vermediğinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Brachydose Monte Carlo parçacık transportu yoluyla iki boyutlu doz dağılımı elde edilmiştir. Yine aynı Monte Carlo çalışmasındaki aynı doz değerleri kullanılarak TG-43 parametreleri elde edilmiştir.<sup>[15]</sup> Bu üretilen TG-43 parametreleri tekrar başka bir programda kullanılarak iki boyutlu doz dağılımına ulaşılmıştır. Elde edilen bu değerler başta Monte Carlo yoluyla oluşturulmuş doz değerleriyle karşılaştırılmıştır. Hesaplamalar sonucunda, değerlendirilen bütün kaynak modelleri için kaynağa yakın mesafelerde (<1,0 cm) TG-43 parametrelerinin seçiminin doz değerlerini dikkate değer şekilde etkilediği, bu etkinin mesafe arttıkça düzgün olarak azaldığı gözlenmiştir. Çünkü bir radyasyon kaynağına ait ışınlanan doz hızı belirli bir uzaklık için tayin edilmiş ise, hava veya boşlukta herhangi bir uzaklıktaki ışınlanan doz hızı; uzaklıkların kareleriyle ters orantılı olarak değişir.

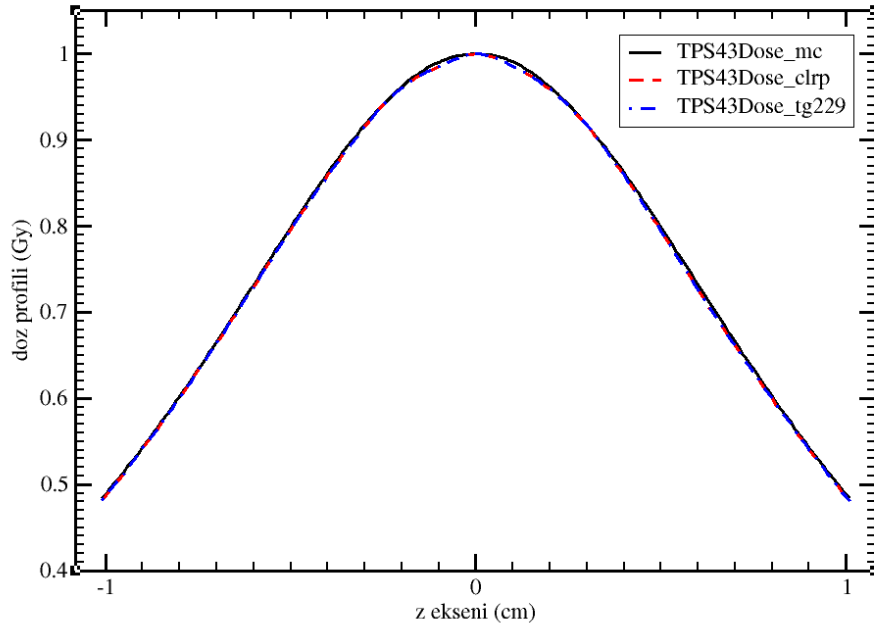
Merkezi eksen derin doz yüzdeleri, eksen boyunca bir derinlikteki dozu tayin etmeye yarar. İzodoz dağılımları olarak bilinen, aynı dozu alan noktaların birleştirilmesi ile elde edilen dağılımlar radyoterapide yoğun olarak kullanılmaktadır. Bir izodoz eğrisi sabit soğurulmuş dozun bir eğrisidir. İzodoz eğrileri en çok iyon odası ve su fantomu kullanılarak elde edilmektedir. İzodoz eğrilerinde doz, merkezi eksenenden uzaklaştıkça azalmaktadır. İzodoz eğrisinin derinliği ise enerji ile artmaktadır. Eğriler alan kenarlarında saçılmalardan dolayı çan şeklinde bir görünüm almaktadır. Co- 60 gama ve yüksek enerjili x- ışınlarında saçılmanın az olması nedeni ile çan şekli görülmemekte, elektron enerjilerinde ise doz hemen soğurulduğu için izodoz eğrilerinin kenarları hızla çan şekline gelmektedir. Düşük enerjili elektronlarda tüm izodoz eğrileri bir miktar genişleme göstermekte, yüksek elektron enerjilerinin ise sadece düşük izodoz eğrilerinde çan şekli oluşmaktadır.<sup>[12]</sup> Doz dağılımları genellikle doz tanım noktasında dozun %100 olması için normalize edilir. Öyle ki; izodoz eğrileri, eşit doz çizgilerini, tanımlı dozun yüzde oranı olarak gösterir. Elde edilen sonuçlarda kübik su fantomunun merkezine yerleştirilen <sup>192</sup>Ir kaynağının etrafındaki doz dağılımını gösteren izodoz eğrilerinde doz değerleri,



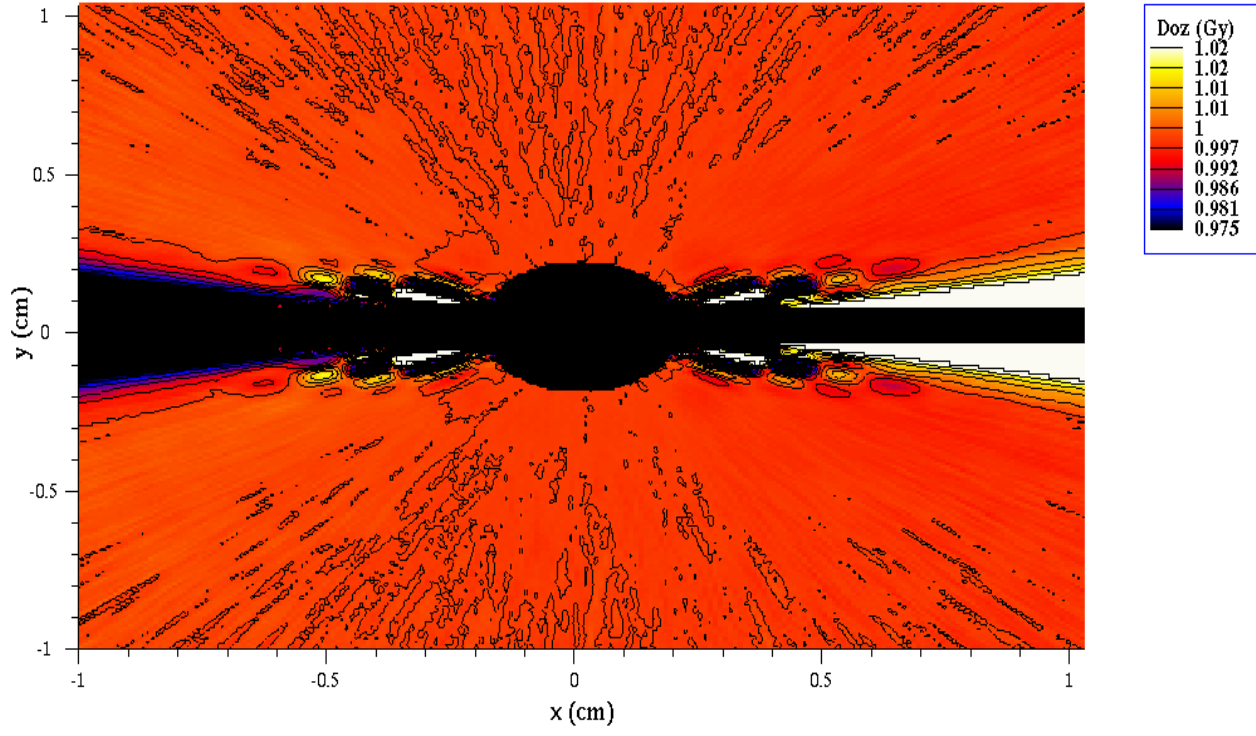
AAPM TG-43 nolu raporunda referans noktası olarak seçilen ( $r=1\text{cm}$   $\theta=90^\circ$  ) noktasındaki doz  $D(1,90) = 1\text{Gy}$  olacak şekilde normalize edilmiştir.



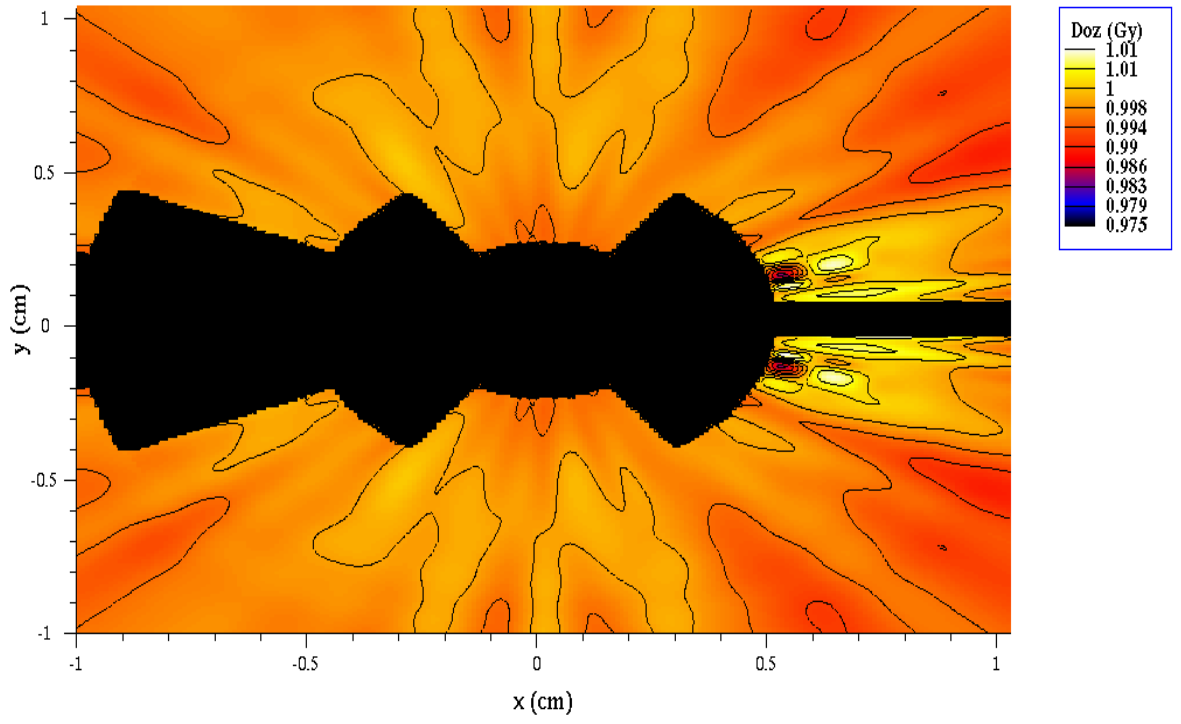
**Şekil 4.1.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması



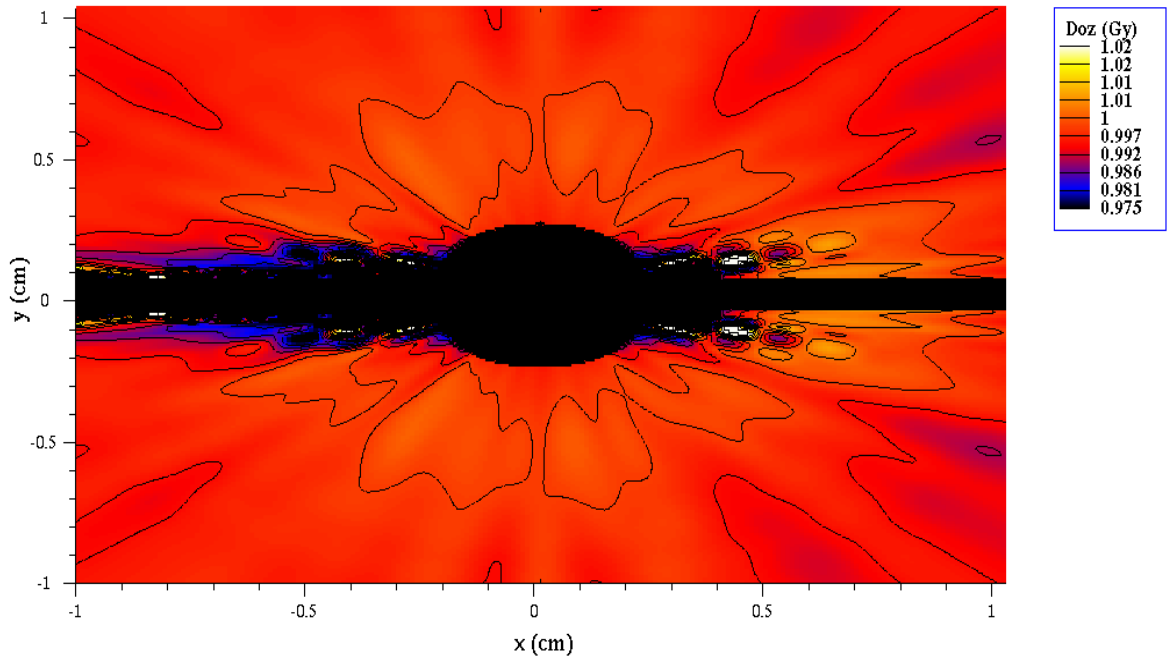
**Şekil 4.2.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması



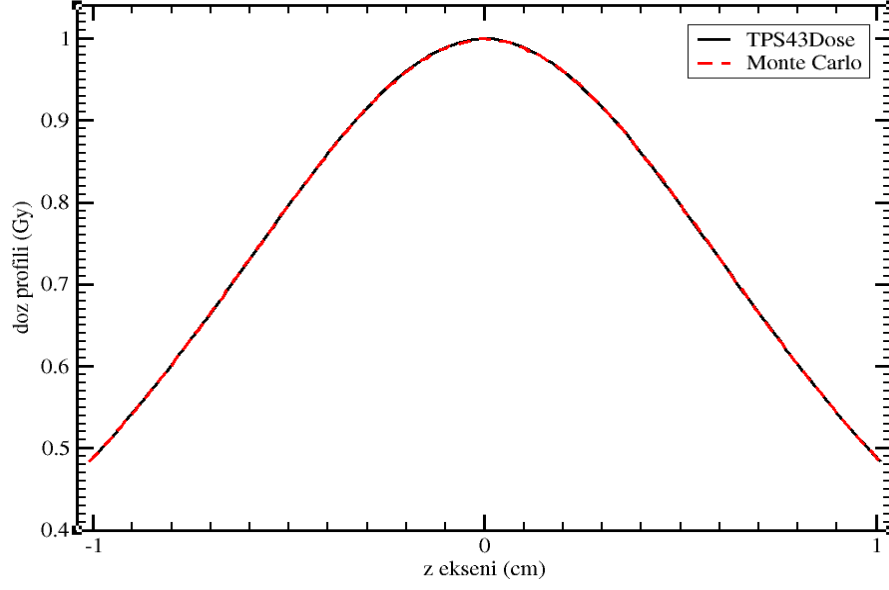
Şekil 4.3. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için  $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$  değerleri.



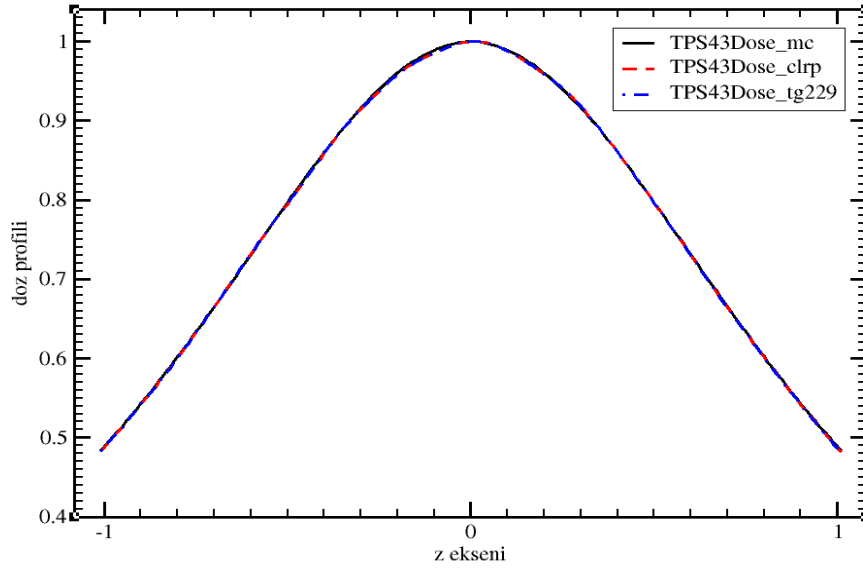
Şekil 4.4. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



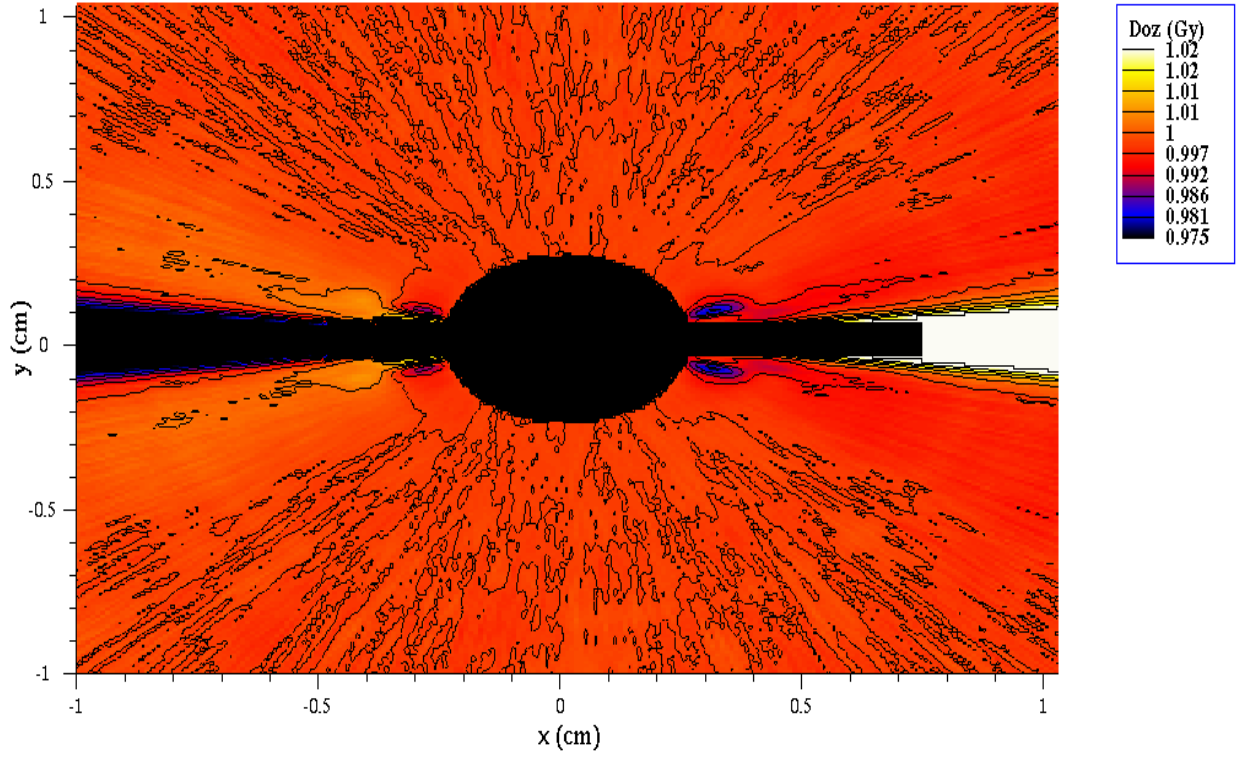
Şekil 4.5. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



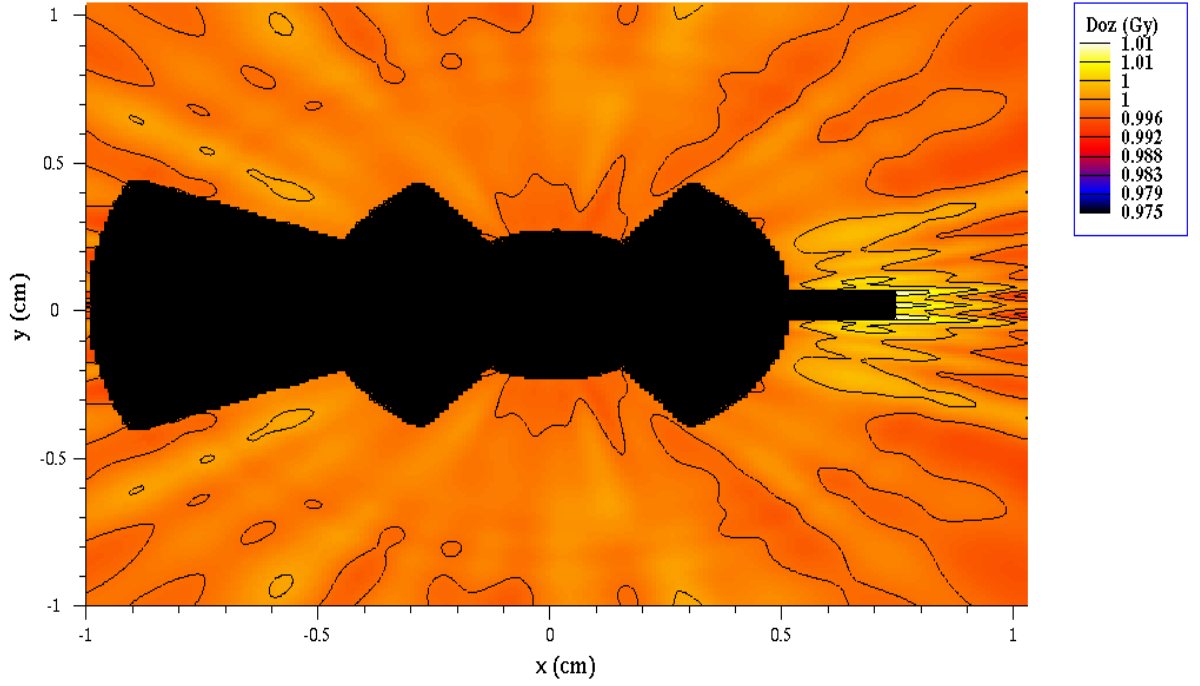
**Şekil 4.6.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması



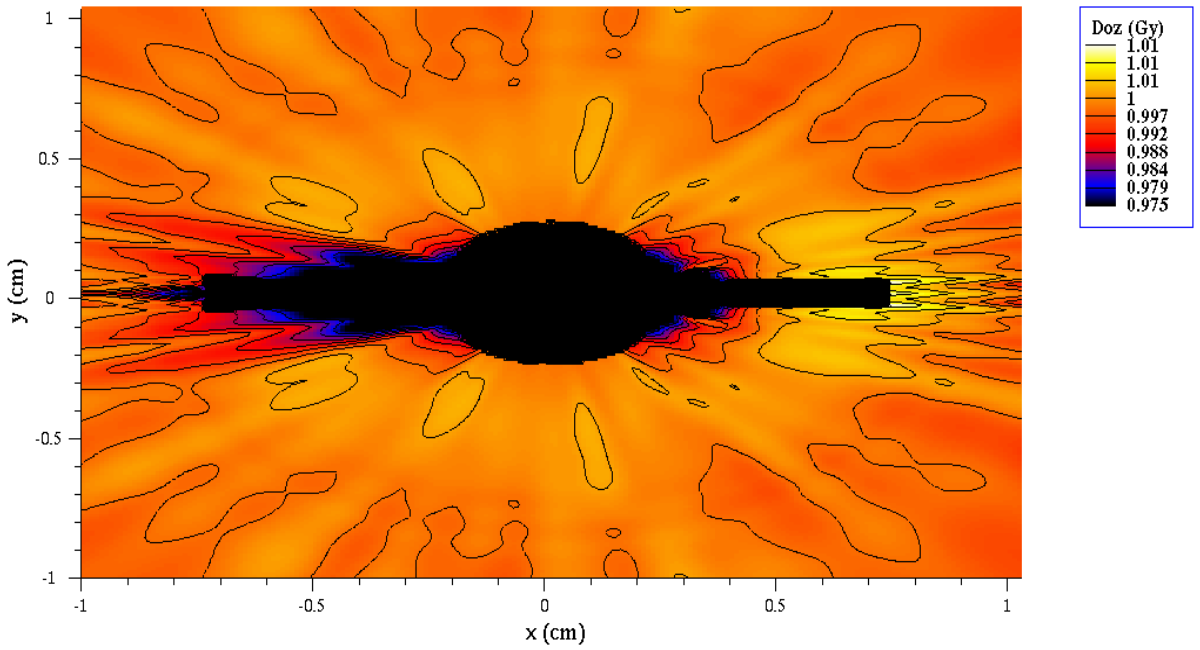
**Şekil 4.7.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması



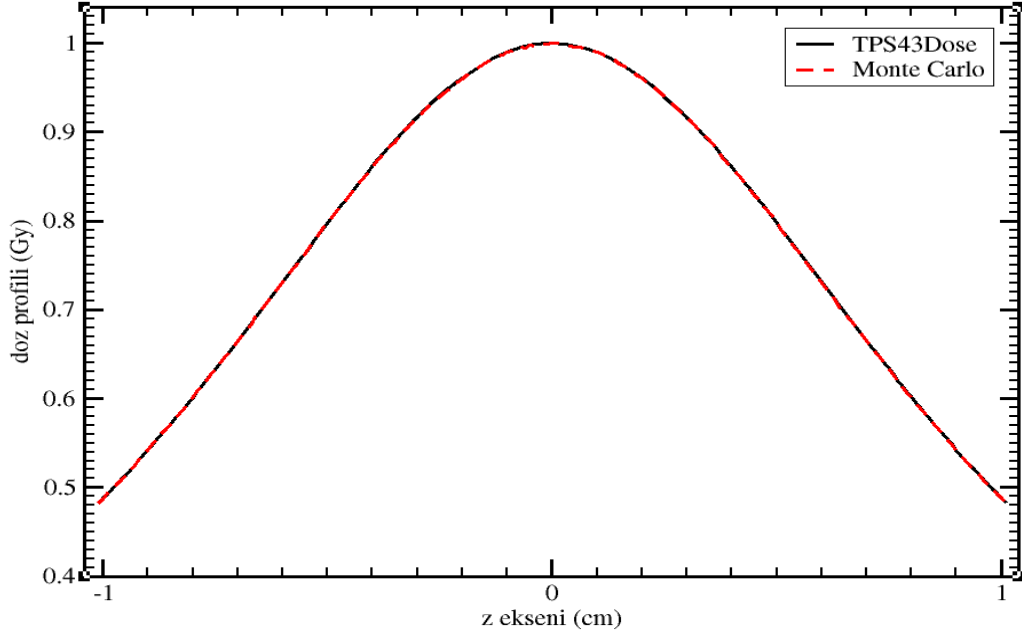
Şekil 4.8. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için  $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$  değerleri.



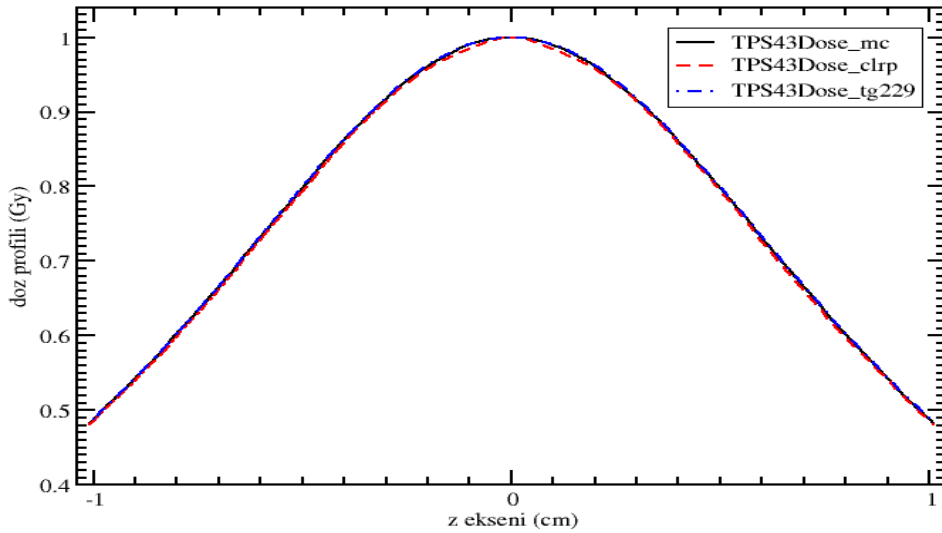
**Şekil 4.9.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



**Şekil 4.10.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.

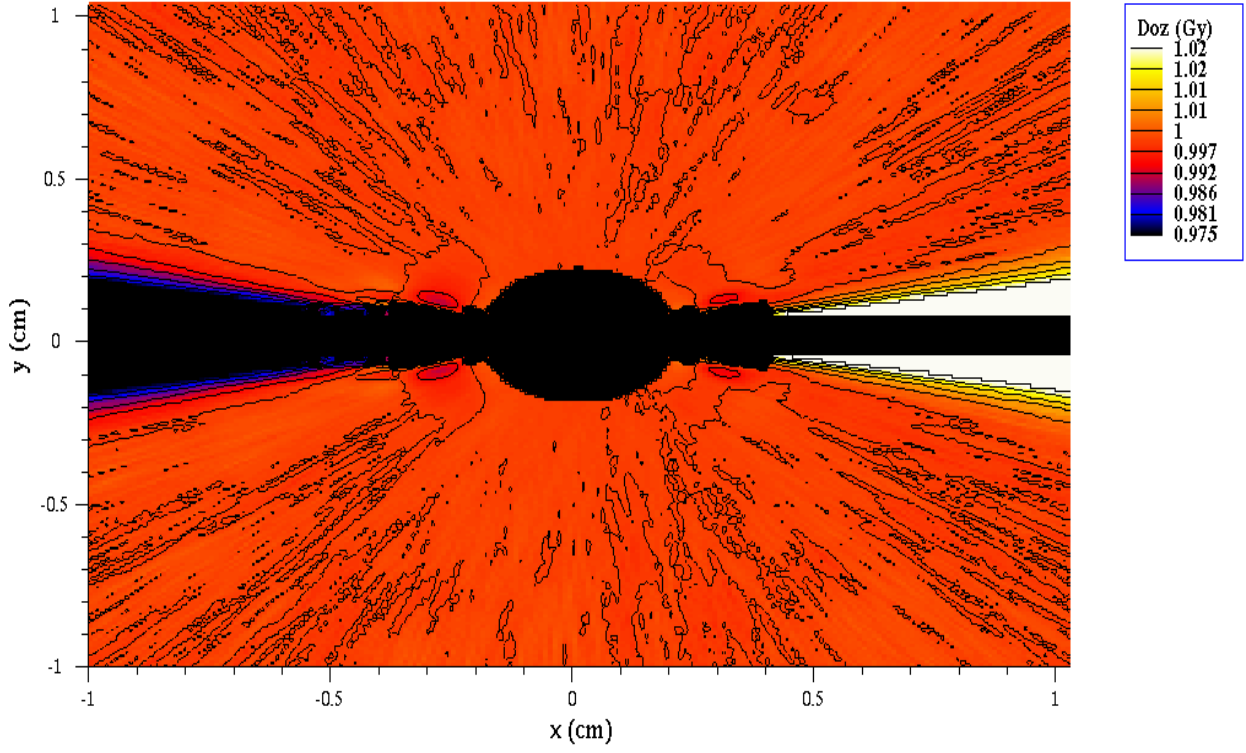


**Şekil 4.11.** GammaMed, 12i, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması

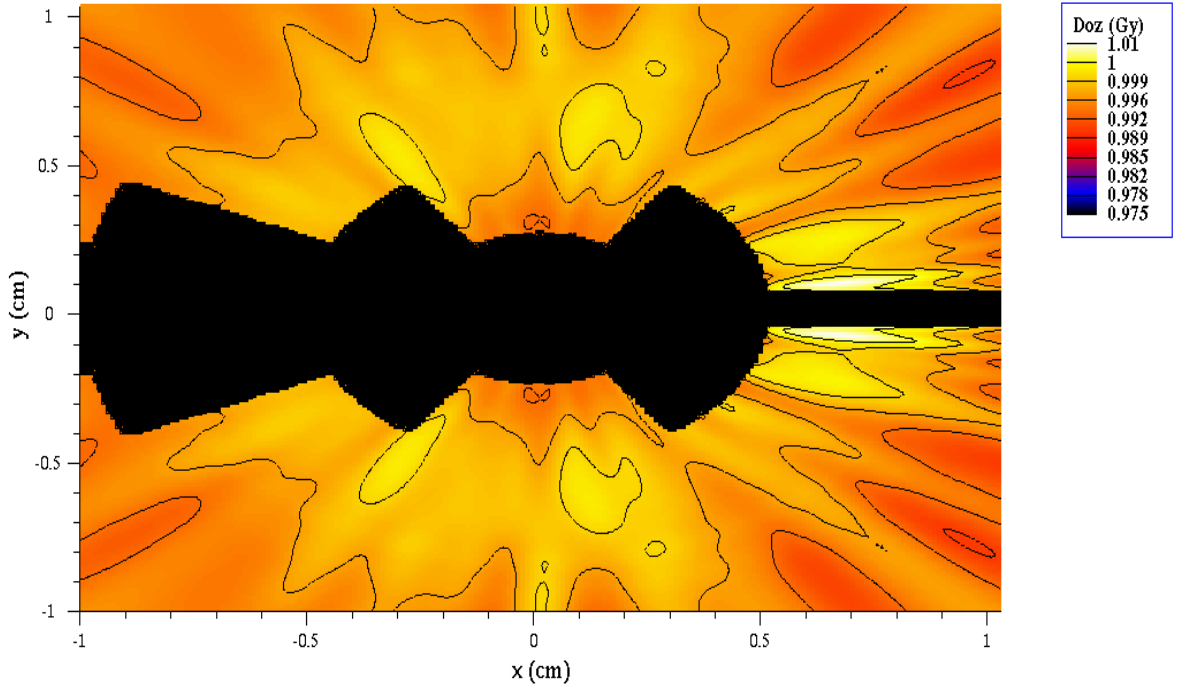


**Şekil 4.12.** GammaMed, 12i, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması

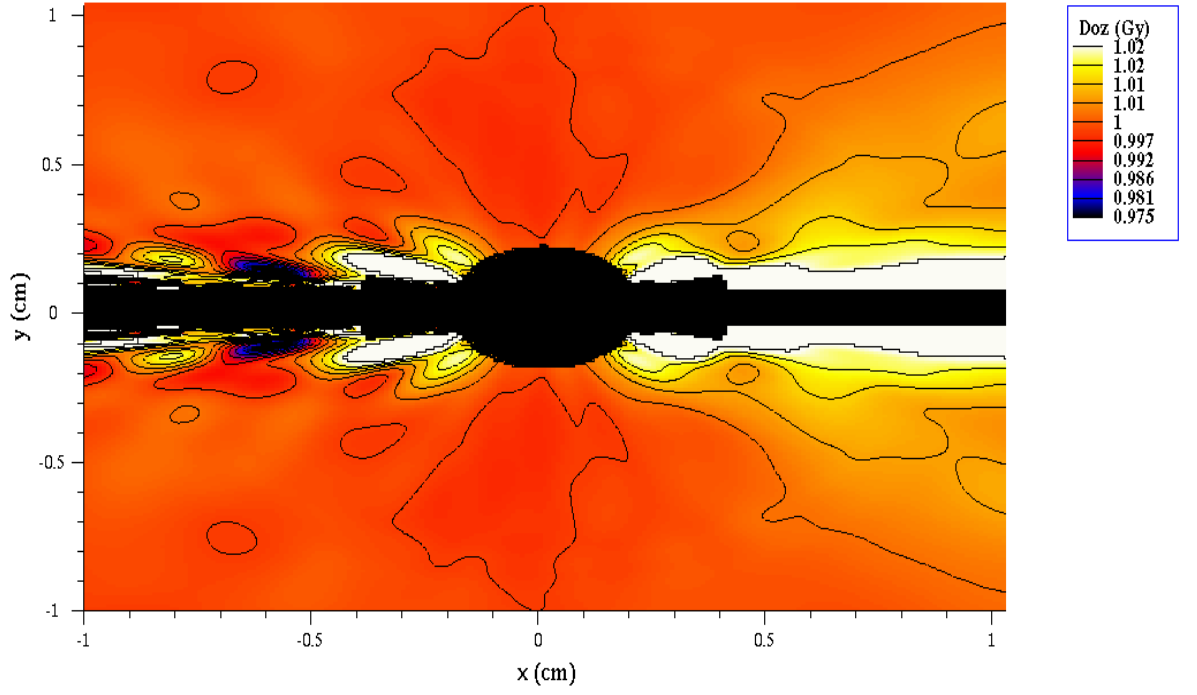




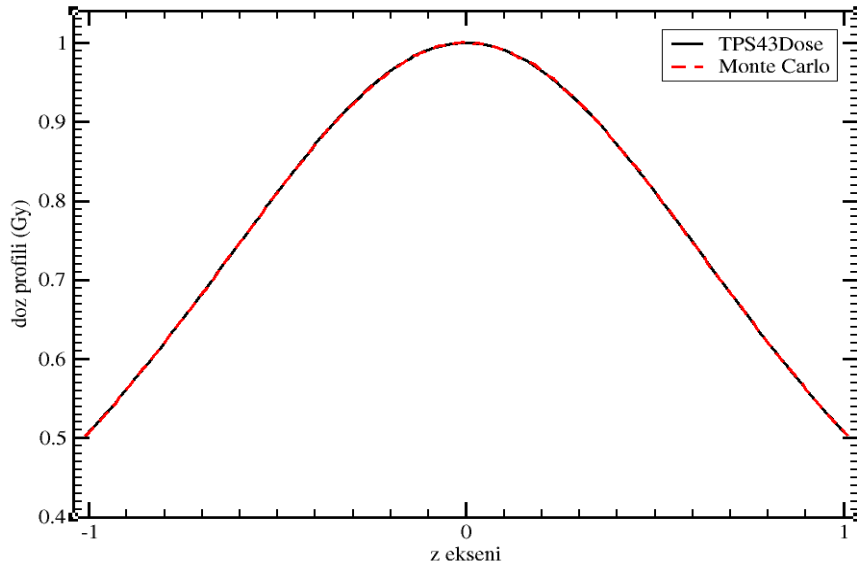
Şekil 4.13. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için  $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$  değerleri.



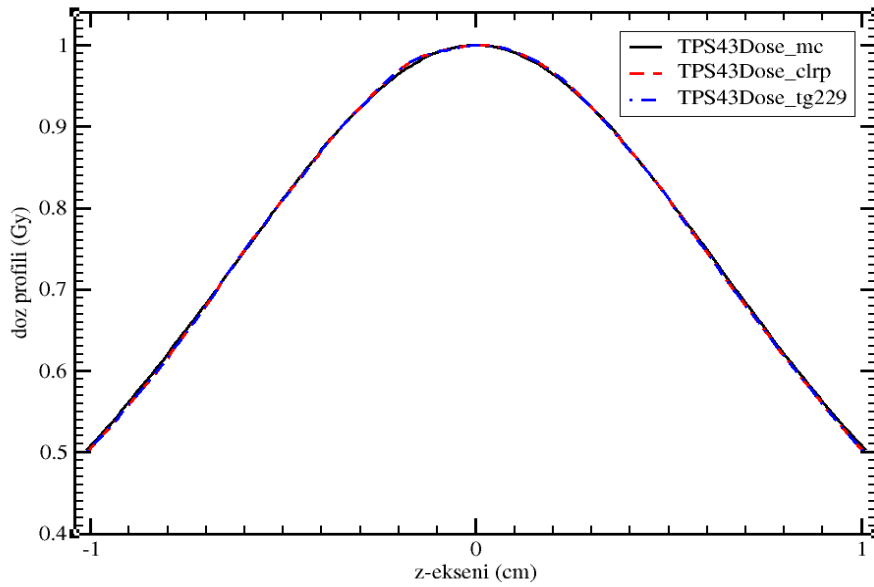
Şekil 4.14. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



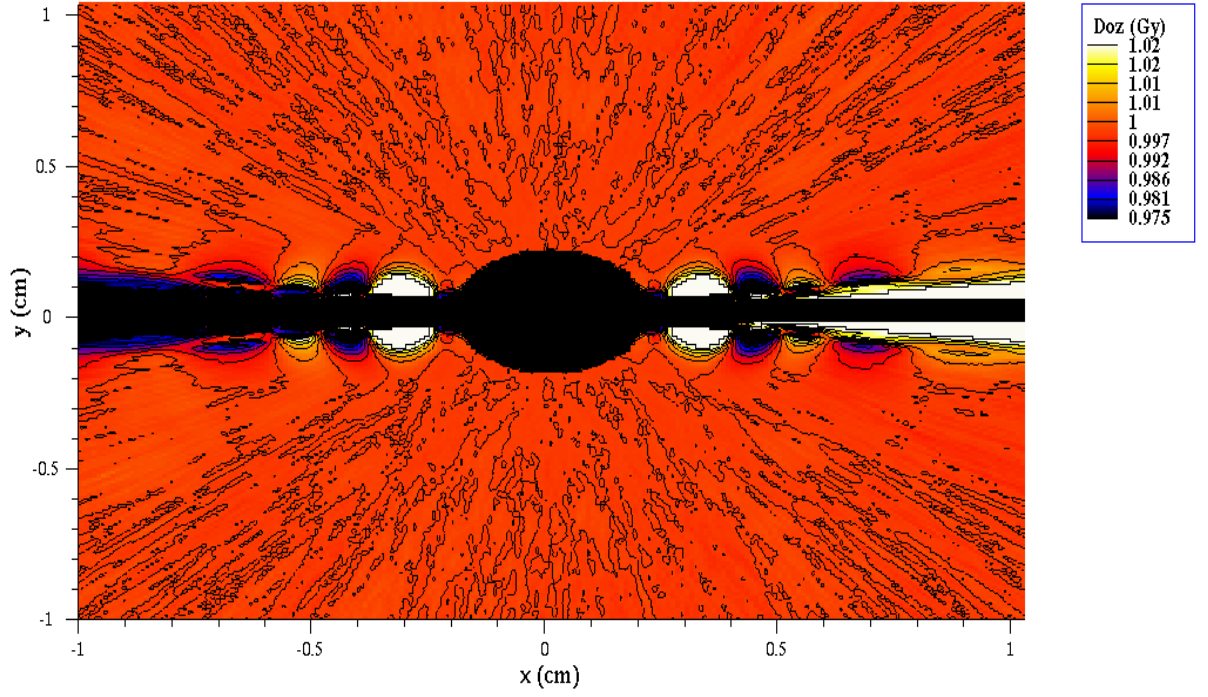
Şekil 4.15. GammaMed, 12i, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



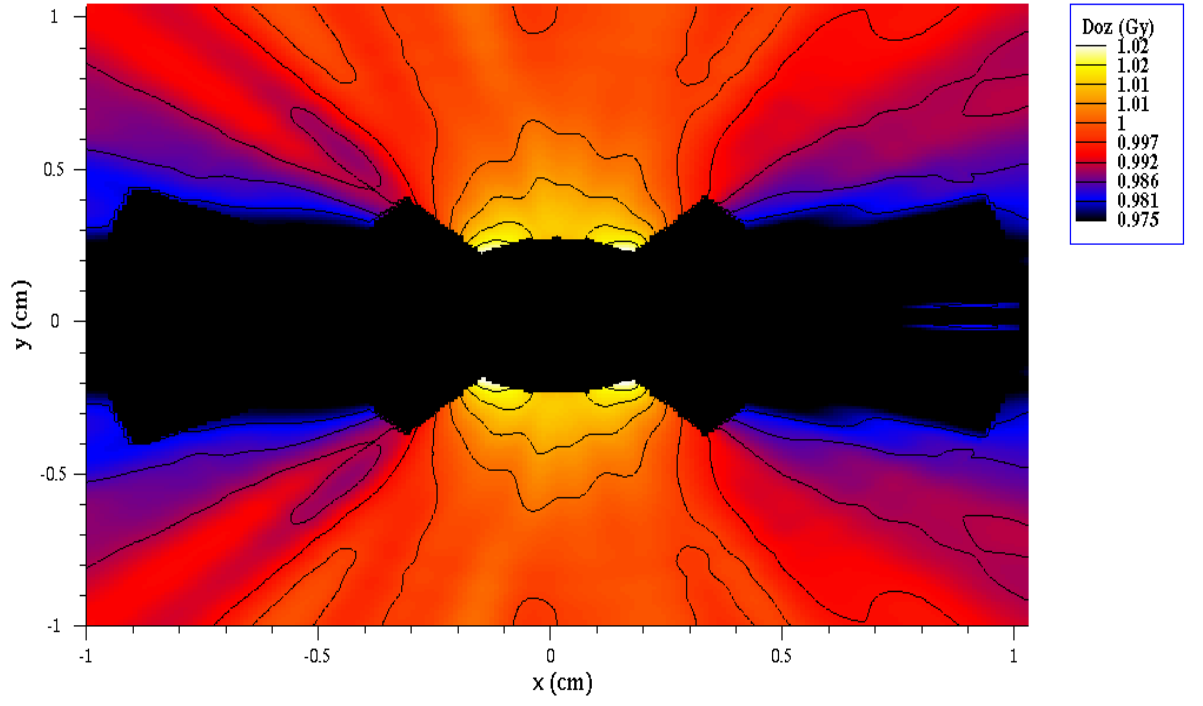
**Şekil 4.16.** Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması



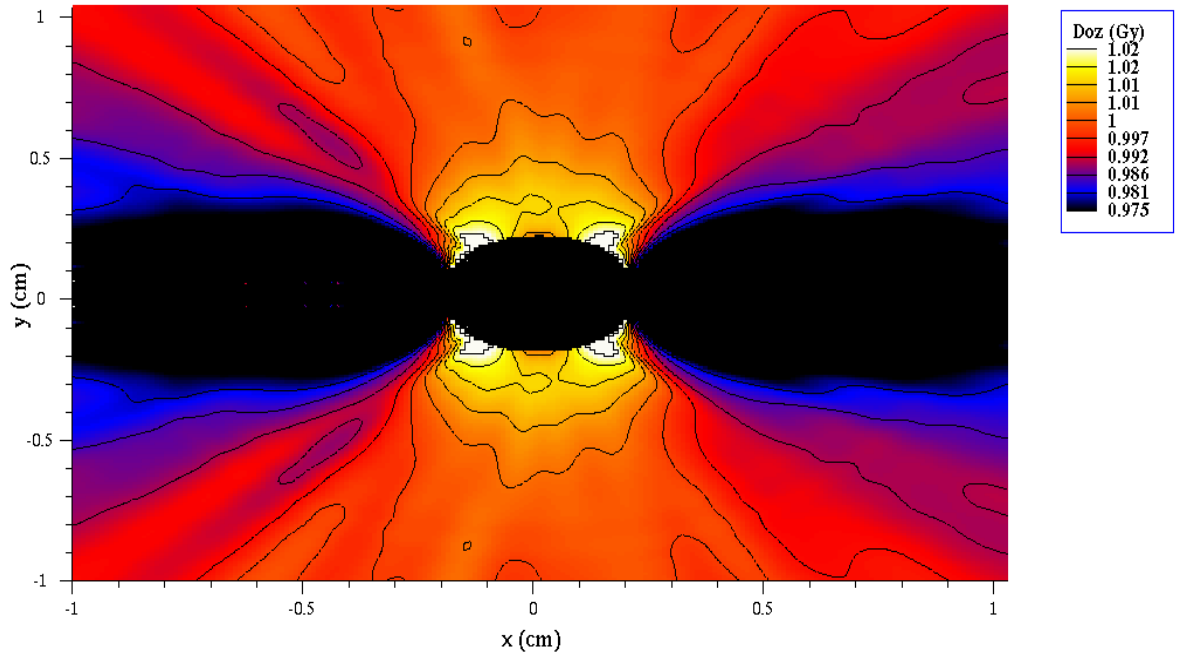
**Şekil 4.17.** Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması



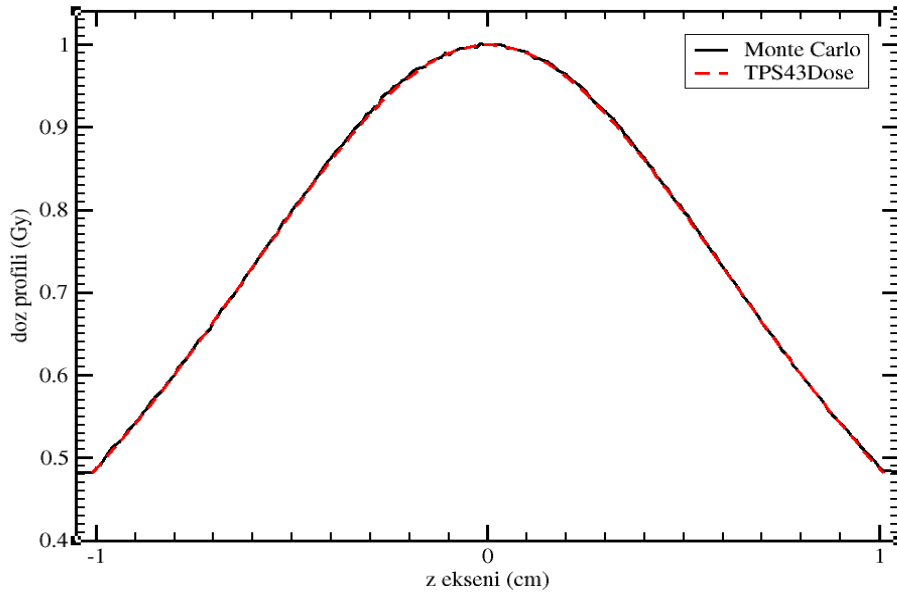
**Şekil 4.18.** Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için  $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$  değerleri.



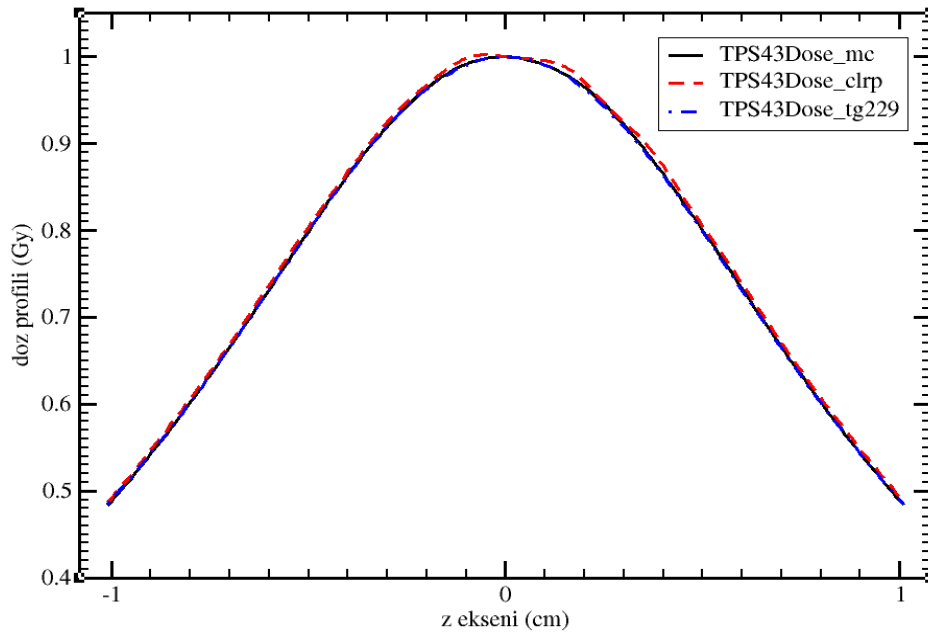
**Şekil 4.19.** Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



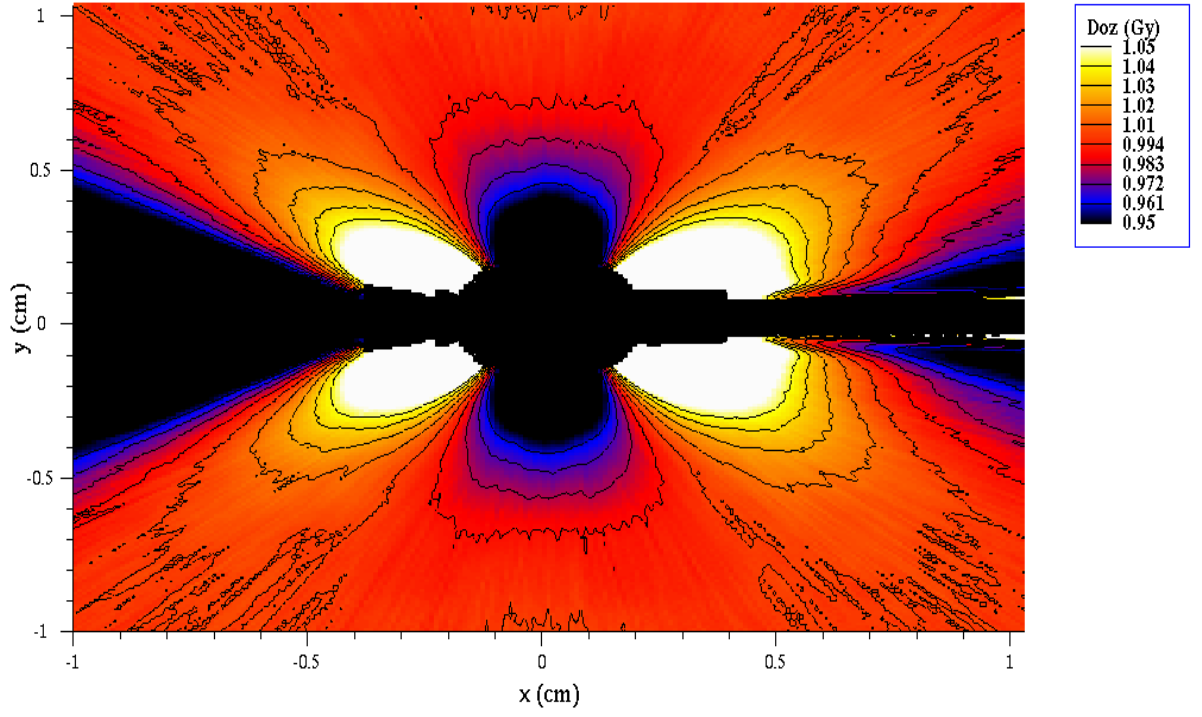
**Şekil 4.20.** Varian, VariSource VS2000, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



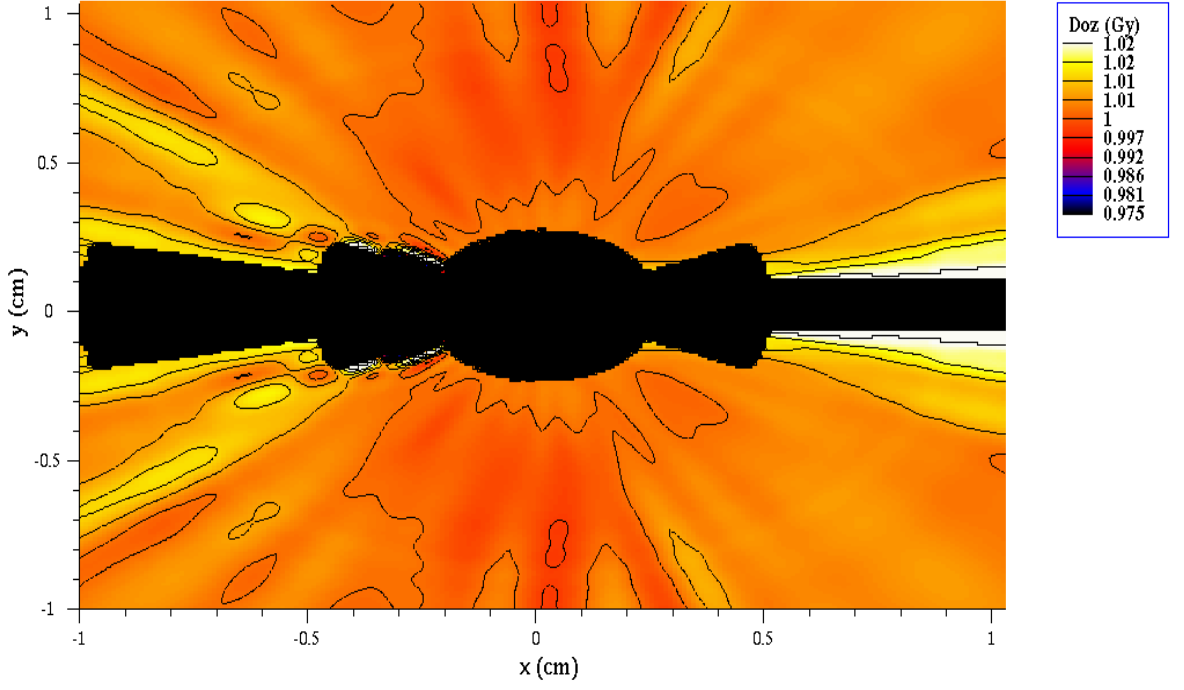
**Şekil 4.21.** Amersham, Buchler, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması



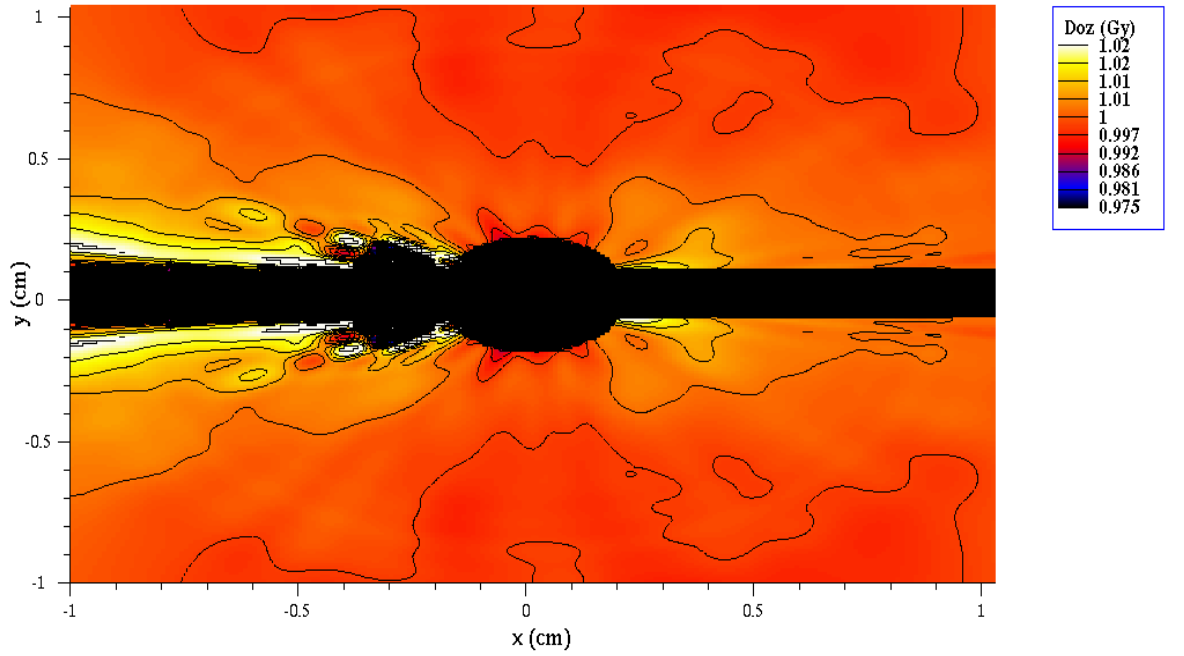
**Şekil 4.22.** Amersham, Buchler HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması



**Şekil 4.23.** Amersham, Buchler, HDR kaynağı için  $D_{\text{TSP43Dose}} / D_{\text{MC}}$  değerleri.

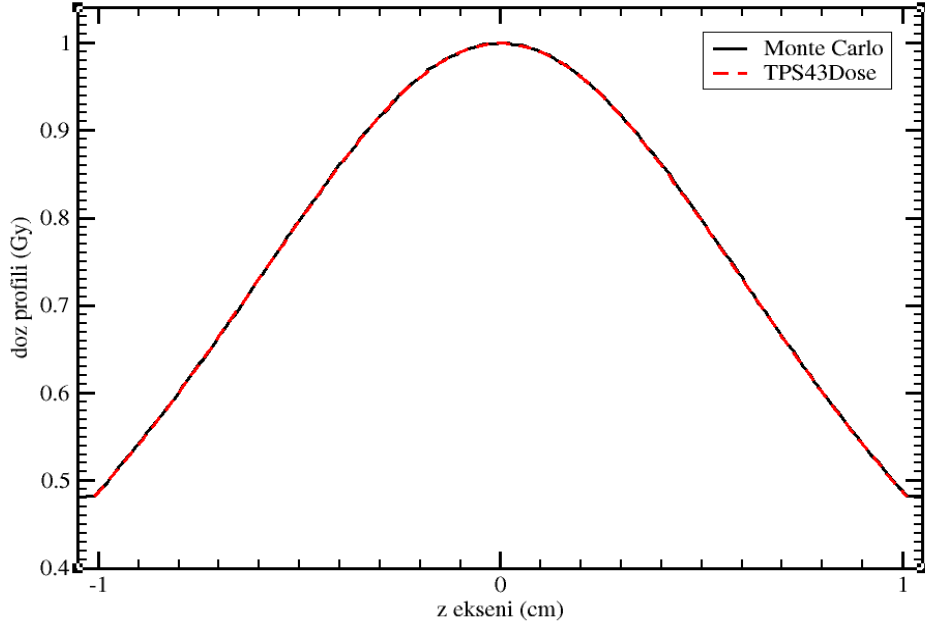


Şekil 4.24. Amersham, Buchler, HDR kaynağı  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.

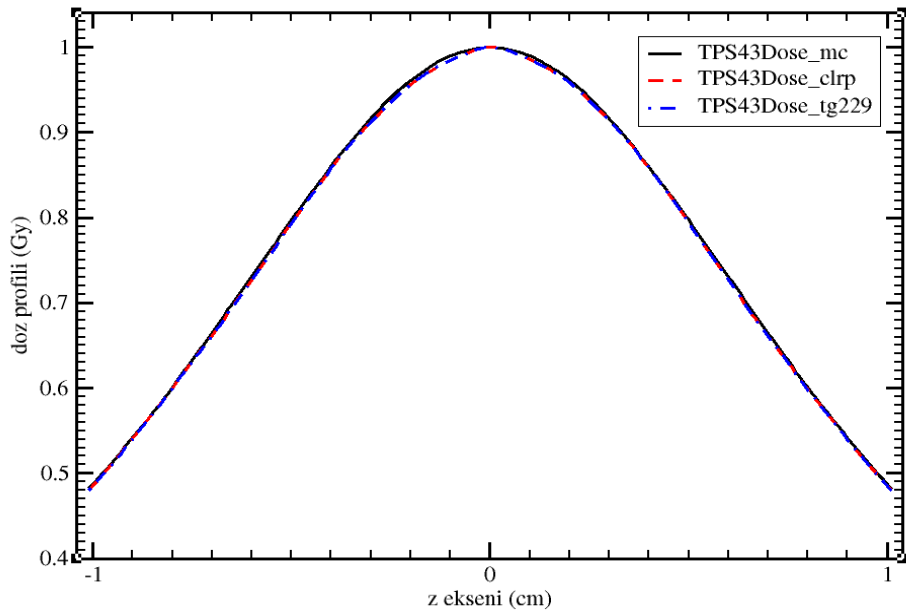


Şekil 4.25. Amersham, Buchler, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.

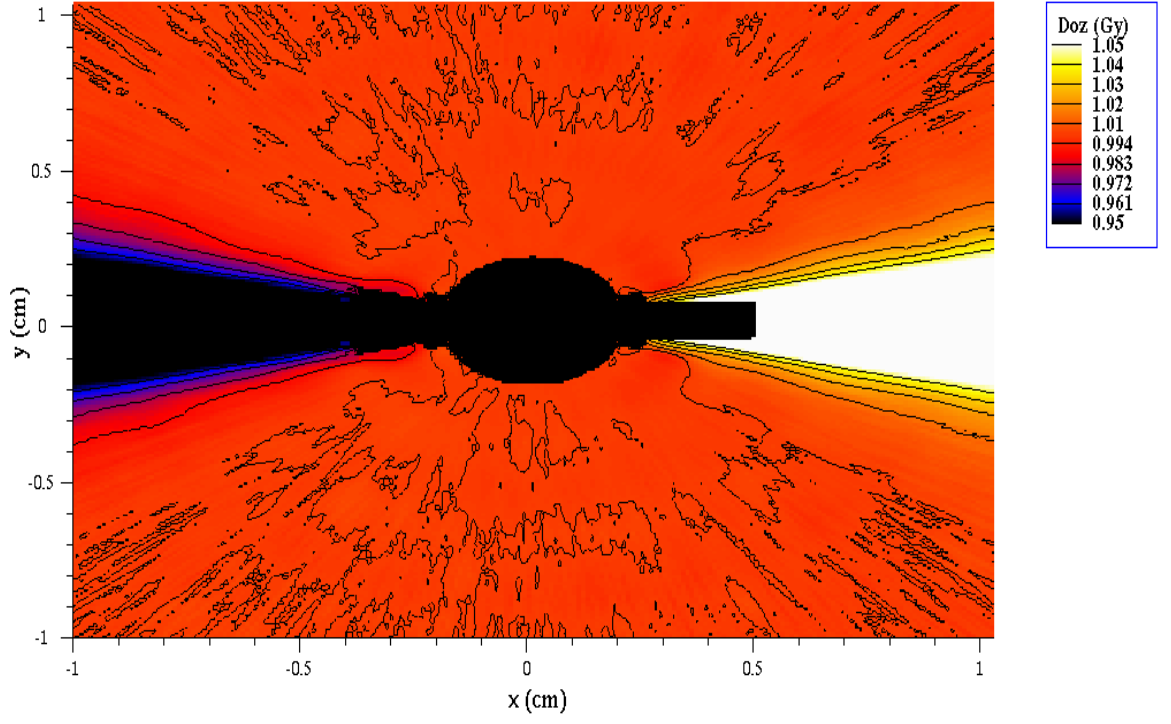




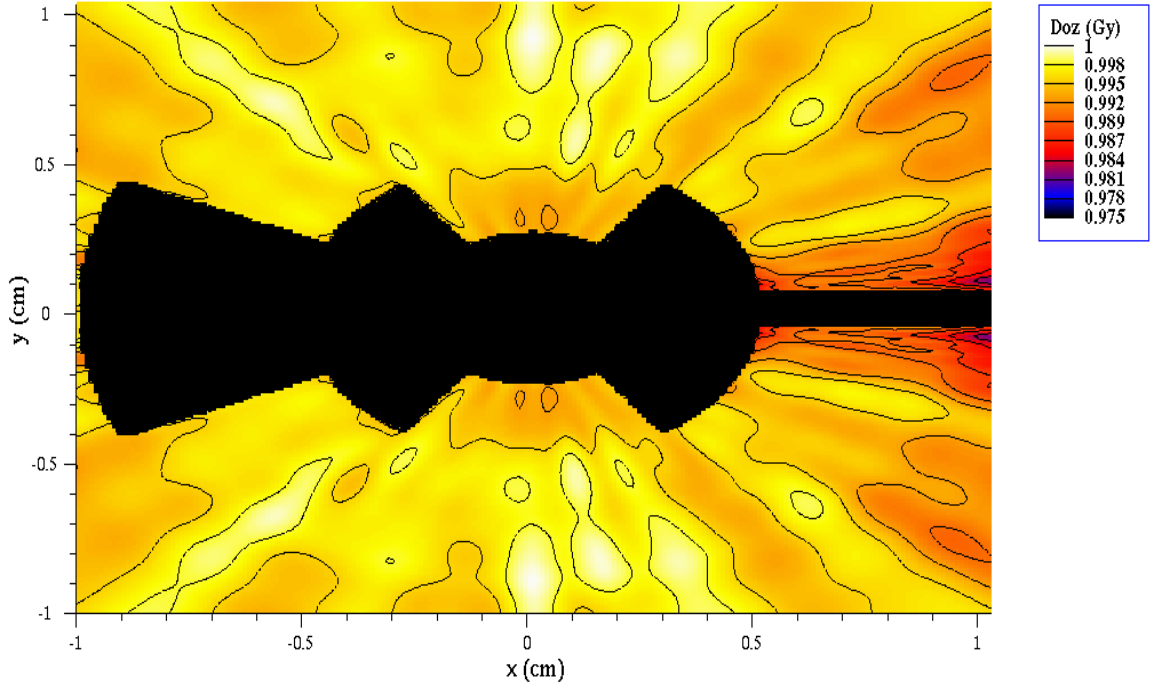
**Şekil 4.26.** Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması



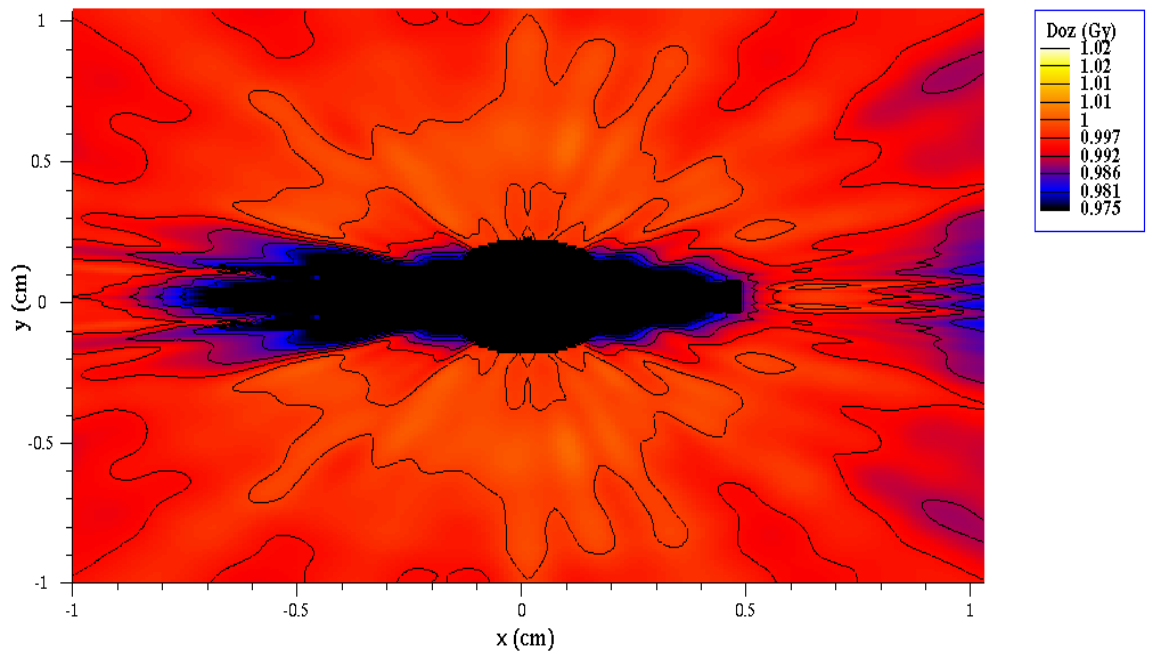
**Şekil 4.27.** Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması



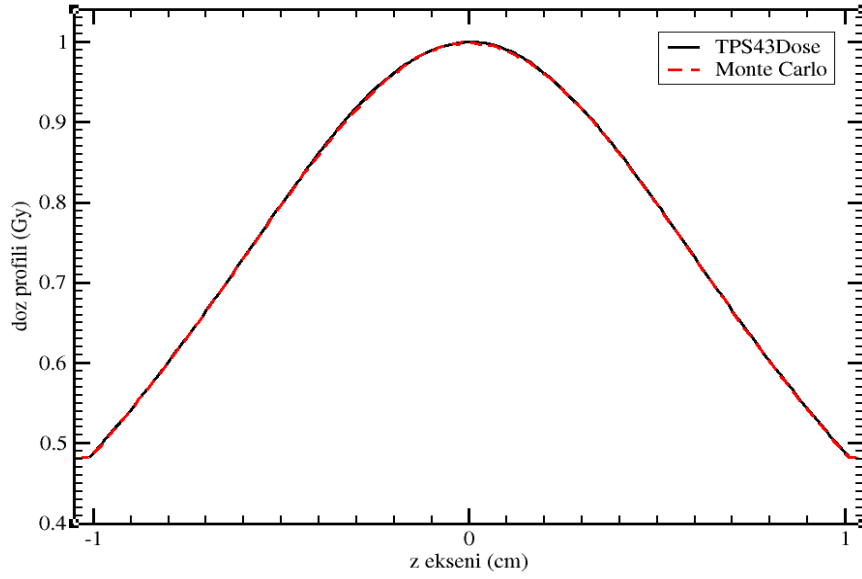
**Şekil 4.28.** Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için  $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$  değerleri.



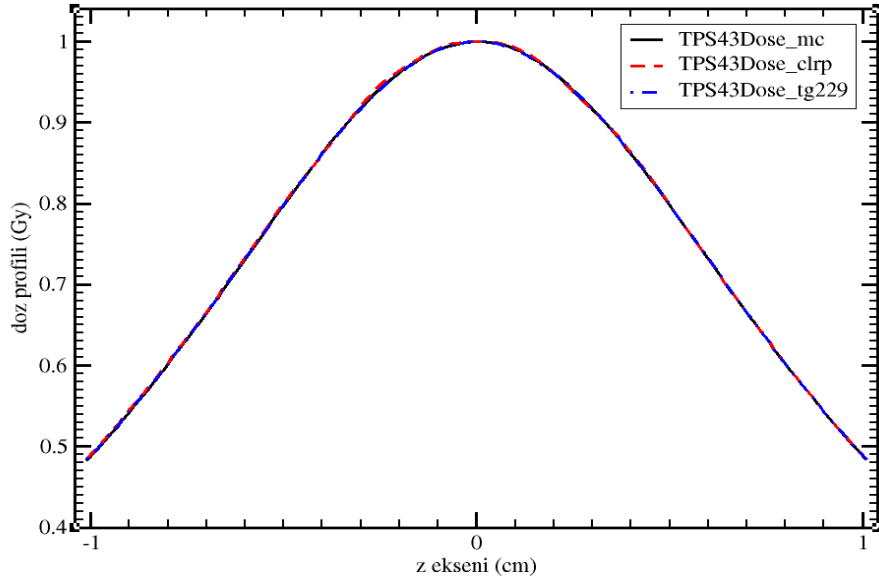
**Şekil 4.29.** Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



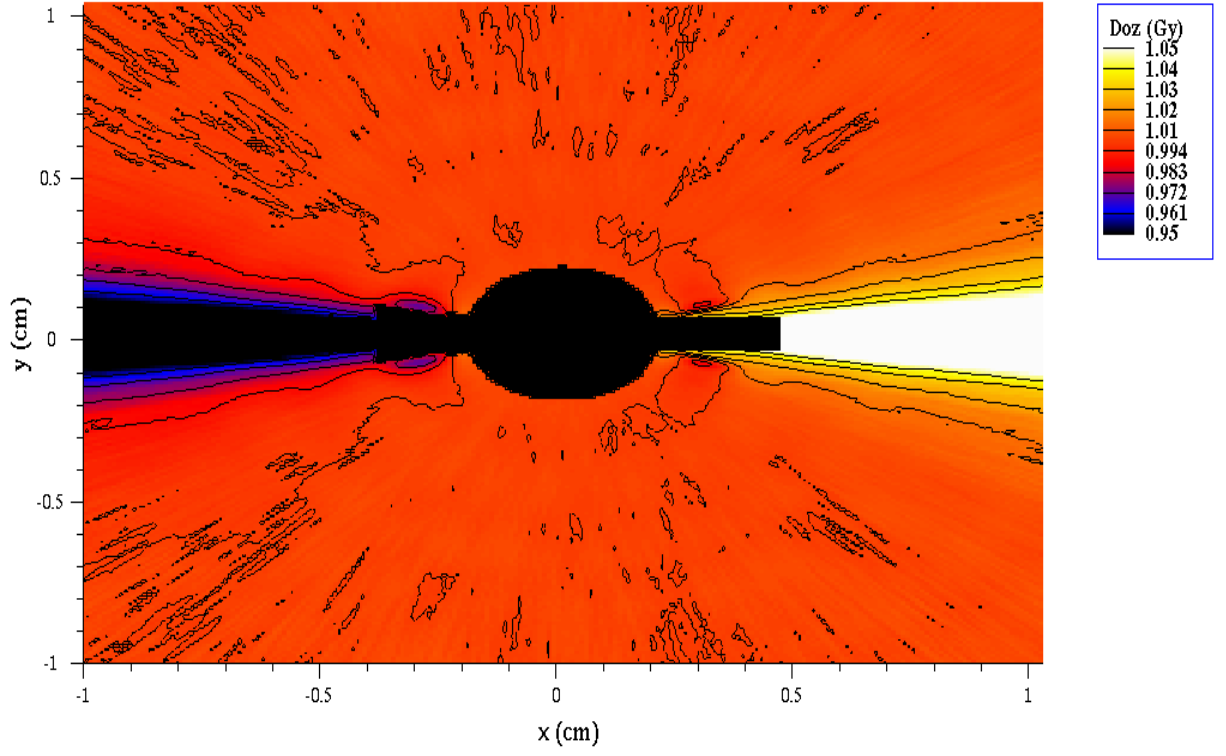
**Şekil 4.30.** Nucletron microSelectron V1, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



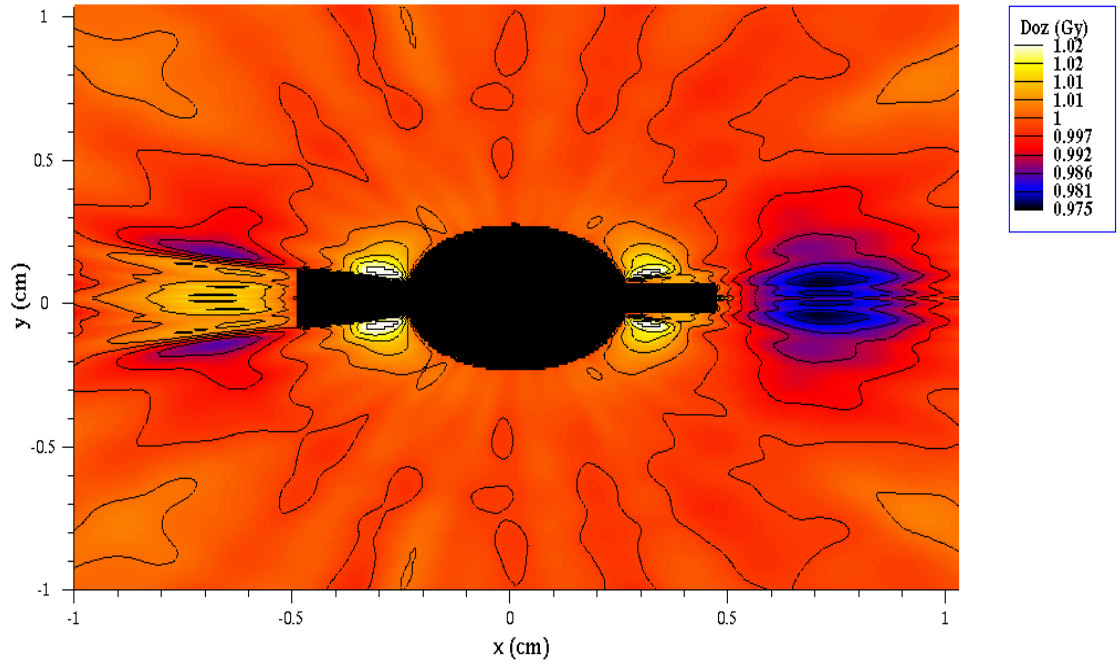
**Şekil 4.31.** Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması



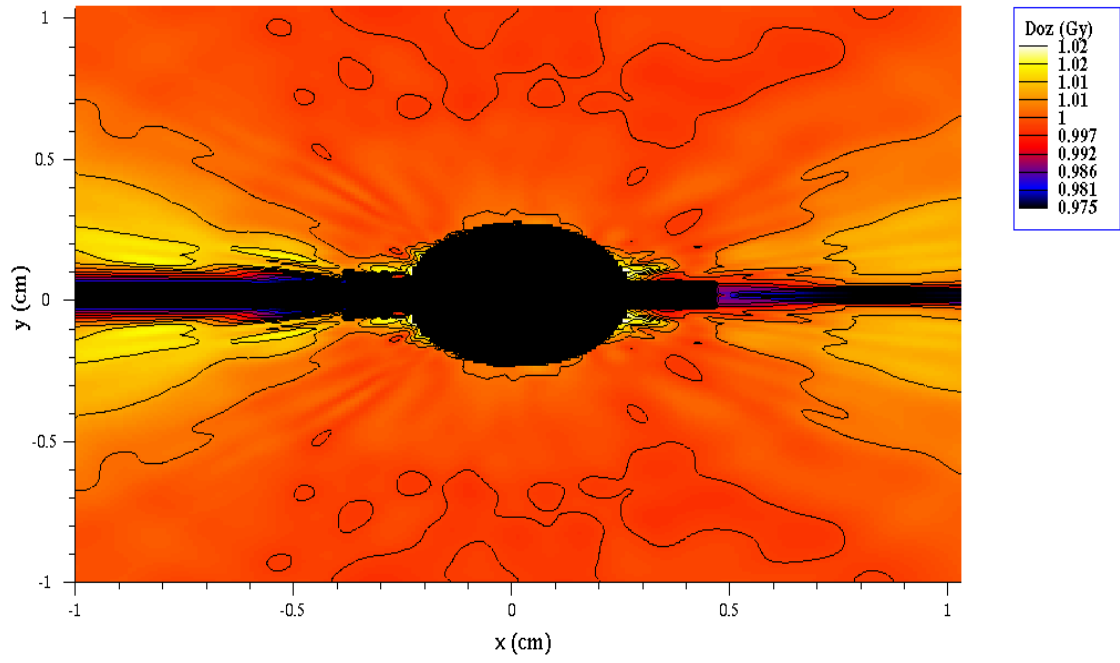
**Şekil 4.32.** Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması



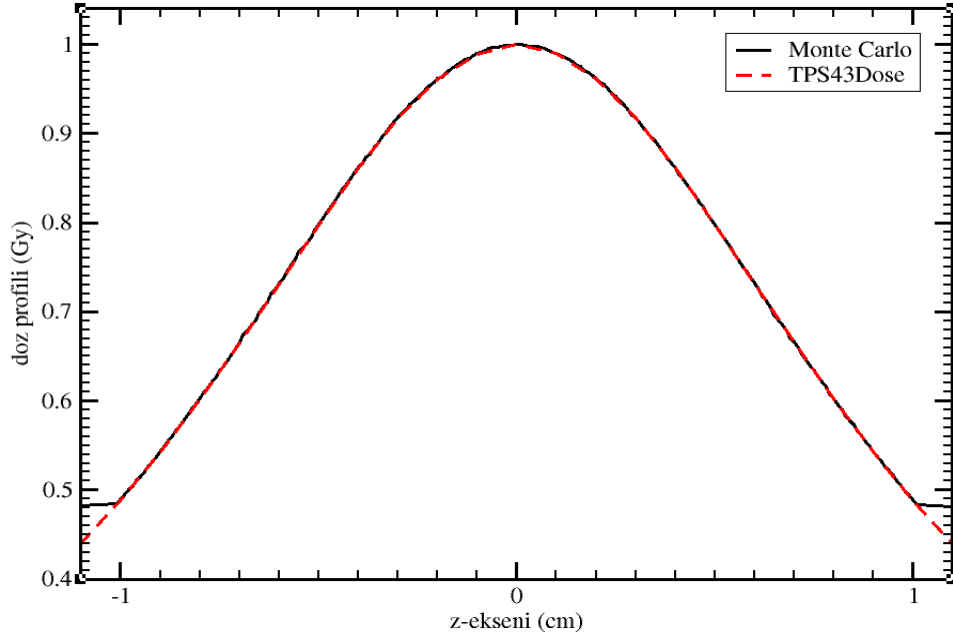
**Şekil 4.33.** Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için  $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$  değerleri.



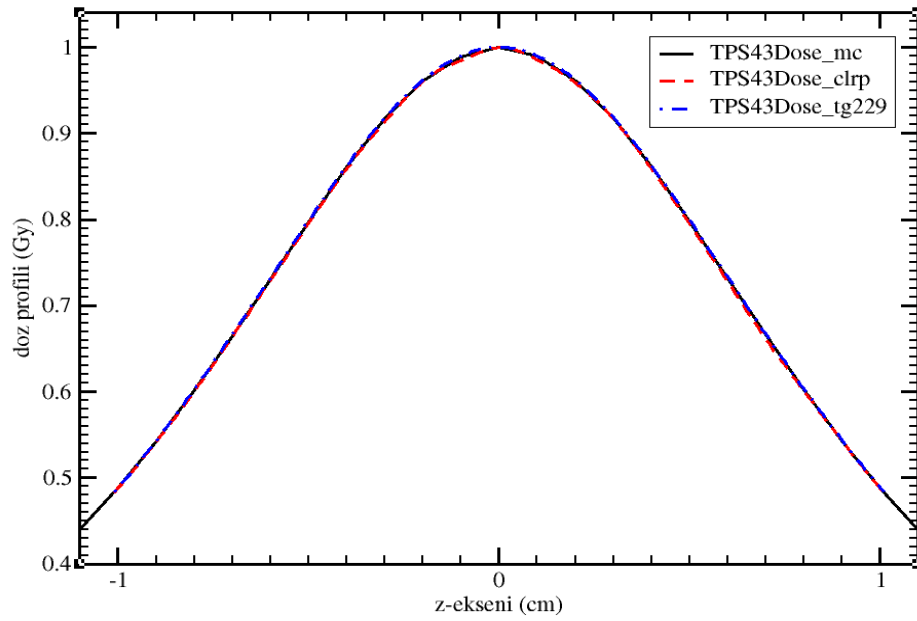
Şekil 4.34. Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



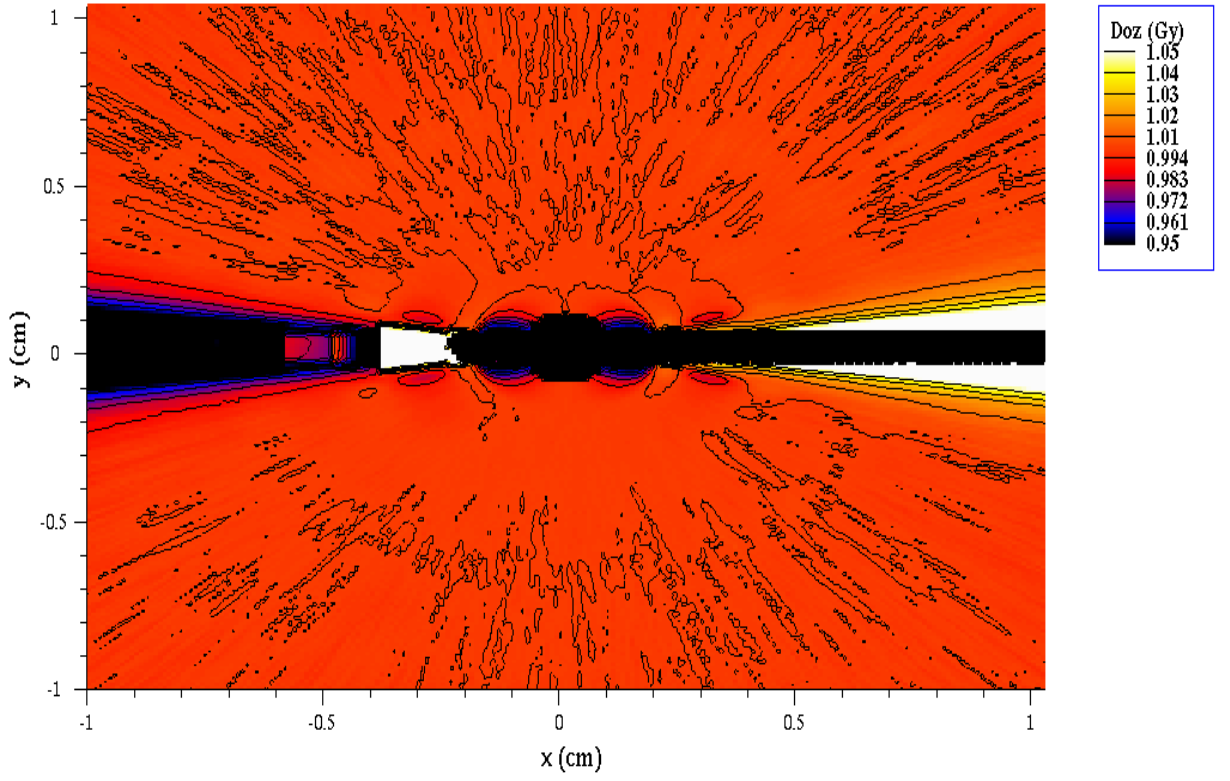
Şekil 4.35. Nucletron microSelectron V2, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



**Şekil 4.36.** GammaMed, Plus, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki TPS43Dose programı ve Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profillerinin karşılaştırılması

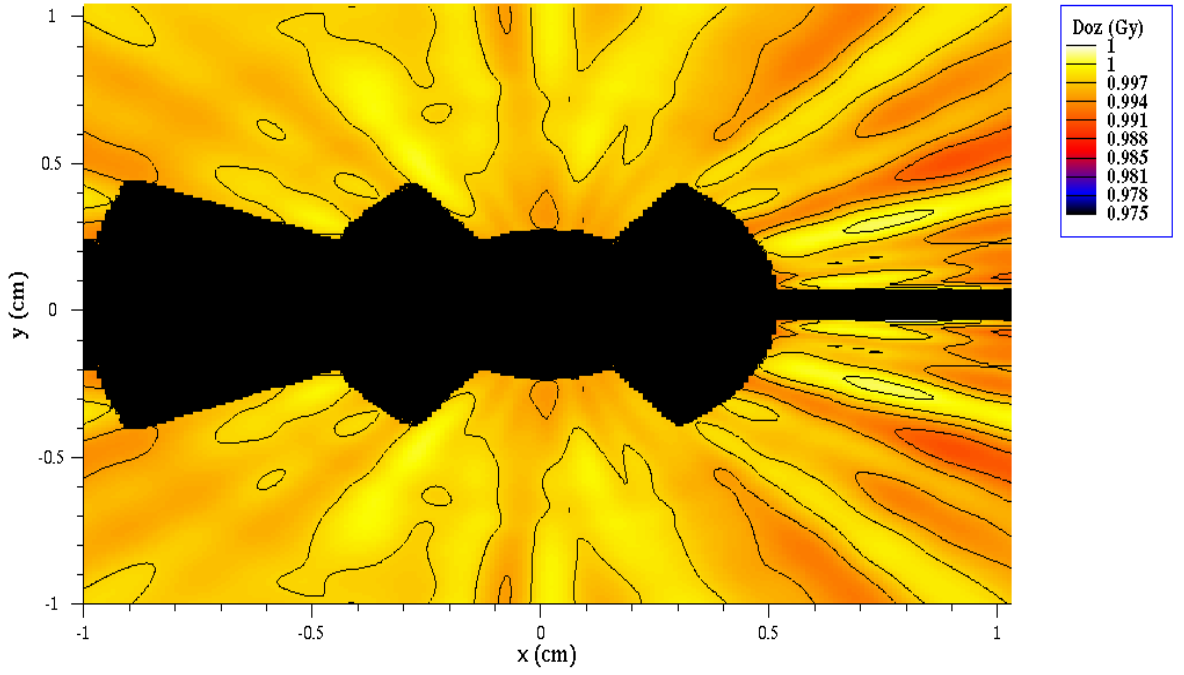


**Şekil 4.37.** GammaMed, Plus, HDR kaynağı için  $x=1.0$  cm  $y=0.0$  cm 'deki Clrp ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilmiş doz profillerinin Monte Carlo parçacık transportu yoluyla elde edilen doz profilleriyle karşılaştırılması

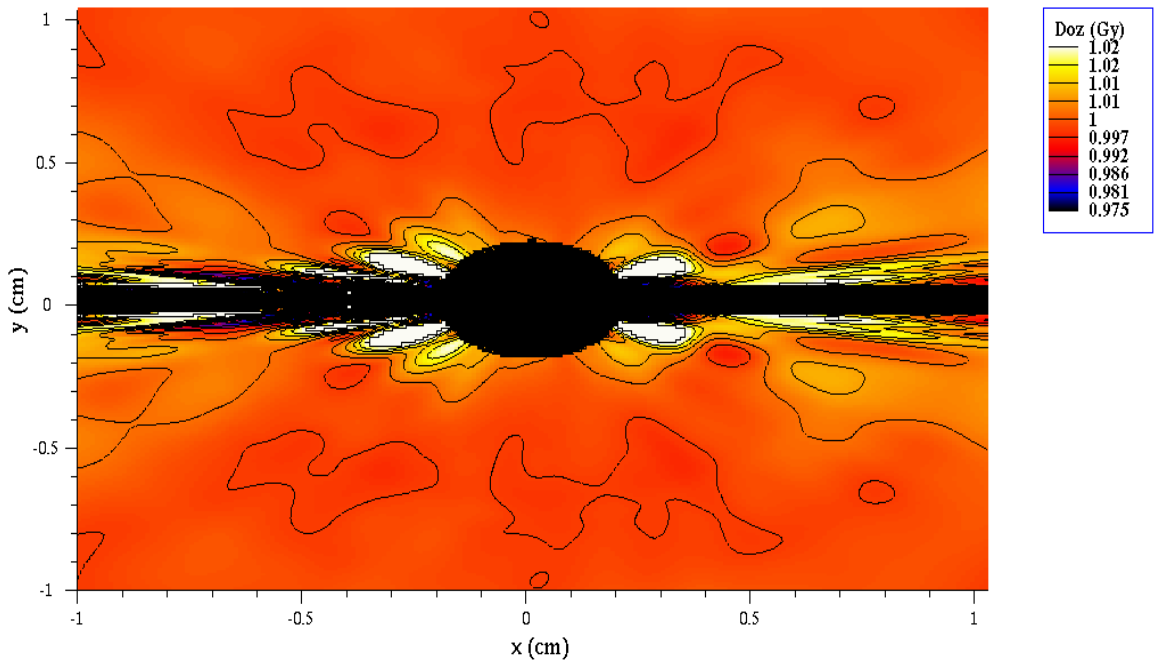


**Şekil 4.38.** GammaMed, Plus, HDR kaynağı için  $D_{TPS43Dose} / D_{MC}$  değerleri.





Şekil 4.39. GammaMed, Plus, HDR kaynağı için  $D_{CLRP} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.



Şekil 4.40. GammaMed, Plus, HDR kaynağı için  $D_{TG-229} / D_{TPS43Dose}$  değerleri.

Yapılan çalışmadaki iki boyutlu doz deseni görüntülerinde Bebig GmbH, GI192M11 HDR kaynağı için Şekil 3.3 - 3.5, Flexisource HDR kaynağı için Şekil 3.8 - 3.10, Gammamed 12i HDR kaynağı için Şekil 3.13 – 3.15, Varian VariSource VS2000 HDR kaynağı için Şekil 3.18 – 3.20, Amersham Buchler HDR kaynağı için Şekil 3.23 – 3.25, Nucletron microSelectron V1 HDR kaynağı için Şekil 3.28 – 3.30, Nucletron microSelectron V2 HDR kaynağı için Şekil 3.33 – 3.35, Gammamed Plus HDR kaynağı için Şekil 3.38 – 3.40 ‘taki gösterimde farklılıkları daha belirgin hale getirmek için doz oranı değerlerine (maksimum %5) alt ve üst limitler uygulanmış olup limit değerinin altında veya üzerinde doz oranı değerine sahip noktalarda doz oranı, sırasıyla alt veya üst limit değerlerine eşit kabul edilerek doz desenleri çizdirilmiştir.

Aynı kaynak modeli için, farklı veri setleri kullanılarak yapılan karşılaştırmalı doz deseni görüntülerinde %5 alt ve %5 üst doz farkı limitleri nedeniyle bu limitlerin dışında daha yüksek ve alçak doz farkına sahip noktalar aynı tonda beyaz yada aynı tonda siyah bölgeler olarak ortaya çıkmıştır. Doz farkının göreceli olarak daha yüksek olduğu bu bölgeler Şekil 3.36'daki Amersham Buchler kaynağı için oldukça belirgin olarak ortaya çıkmıştır. Yine benzer şekilde, Şekil 3.32 ile Şekil 3.33'te VariSource VS2000 kaynağında, Şekil 3.27'deki GammaMed 12i, Şekil 3.22'deki FlexiSource, Şekil 3.17'deki Bebig kaynağında %5 doz farkından daha düşük doz değerleri kaynak civarında belirgin bir şekilde gözlenmiştir. Doz farkının koyduğumuz limitler dışında kaldığı yukarıda bahsedilen durumlar ayrıca incelendiğinde, limit dışı doz farkı değerlerinin kaynağa çok yakın noktalarda bu çalışmada göz önüne alınan bütün kaynaklar için %15'e kadar çıkabildiği görülmüştür.

Yapılan çalışmada 1cm uzaklıktaki doz profil eğrileri Bebig GmbH, GI192M11 HDR kaynağı için TPS43Dose ile elde edilmiş doz profili ile MC ile elde edilmiş doz profili karşılaştırması Şekil 3.1 ‘de, TPS43Dose doz profilinin CLRP makalesinden alınan veriler ve TG-229 makalesinden alınan veriler ile elde edilmiş doz profilleriyle karşılaştırılması Şekil 3.2 ‘de verilmiştir. Aynı karşılaştırmalar Flexisource HDR kaynağı için Şekil 3.6 ve 3.7’ de, GammaMed 12i HDR kaynağı için Şekil 3.11 ve Şekil 3.12’ de, Varian VariSource VS2000 HDR kaynağı için Şekil

3.16 ve 3.17' de, Amersham Buchler HDR kaynağı için Şekil 3.21 ve 3.22' de, Nucletron microSelectron V1 HDR kaynağı için şekil 3.26 ve 3.27'de, Nucletron microSelectron V2 HDR kaynağı için Şekil 3.31 ve 3.32' de, GammaMed Plus HDR kaynağı için Şekil 3.36 ve 3.37' de verilmiştir.

Karşılaştırılan doz profillerinde her bir kaynak için TPS43Dose sonucu ile elde edilmiş doz profilleri ile MC sonucu elde edilmiş doz profillerinin birbirleriyle arasındaki farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu fakat TPS43Dose ile elde edilmiş doz profillerinin CLRP ve TG-229 makalesinden alınan verilerle elde edilen doz profilleri ile karşılaştırıldığında aradaki farklılığın MC' ye oranla daha fazla olduğu fakat yine de bu farkında ihmal edilebilir ölçüde olduğu gözlenmiştir.

Bu çalışmada 8 farklı kaynak için önce TPS43Dose programıyla elde edilen üç boyutlu doz dağılımları, TG-43 parametrelerini elde etmede kullandığımız MC tabanlı üç boyutlu doz değerleriyle karşılaştırıldı. Bunun yanı sıra her bir kaynak için TPS43Dose programıyla elde edilen üç boyutlu doz dağılımları CLRP ve TG-229 makalesinden alınan veriler ile elde edilmiş doz dağılımlarıyla da karşılaştırıldı. Doz dağılımlarında %2' ye kadar olan farklılıkların beklentiyi karşıladığı görüldü. Kaynağın dik eksenine (y-ekseni) yakın noktalarda doz farklılıklarının %2' ye yakın, uzun eksenine (x-ekseni) yakın mesafelerde ise %2 ' nin üzerinde doz farklılığı olduğu gözlenmiştir.

Bebig GmbH, GI192M11 HDR kaynağı için Şekil 3.3, Flexisource HDR kaynağı için Şekil 3.8, Gammamed 12i HDR kaynağı için Şekil 3.13, Varian VariSource VS2000 HDR kaynağı için Şekil 3.18, Amersham Buchler HDR kaynağı için Şekil 3.23, Nucletron microSelectron V1 HDR kaynağı için şekil 3.28, Nucletron microSelectron V2 HDR kaynağı için Şekil 3.33, Gammamed Plus HDR kaynağı için Şekil 3.38 ' te kırmızı bölgelerin %2 'nin altında olduğu ve TPS43Dose programının MC tabanlı doz değerleriyle karşılaştırıldığı oranlama sonucunda doz hesaplamalarında kullanılmasına uygun olduğu görülmüştür.

Aynı kaynaklar için CLRP ve TG-229 makalesinden alınan verilerle hesaplanan doz dağılımları Bebig GmbH, GI192M11 HDR kaynağı için Şekil 3.4 ve

3.5, Flexisource HDR kaynağı için Şekil 3.9 ve 3.10, GammaMed 12i HDR kaynağı için Şekil 3.14 ve 3.15, Varian VariSource HDR kaynağı için Şekil 3.19 ve 3.20, Amersham Buchler HDR kaynağı için Şekil 3.24 ve 3.25, Nucletron microSelectron V1 HDR kaynağı için Şekil 3.29 ve 3.30, Nucletron microSelectron V2 HDR kaynağı için Şekil 3.34 ve 3.35, GammaMed Plus HDR kaynağı için Şekil 3.39 ve 3.40' ta gösterilmektedir. Bu yapılan oranlamalarda TPS43Dose programıyla elde edilen doz dağılımlarının önce CLRP makalesindeki daha sonra TG-229 makalesindeki verilerle elde edilen üç boyutlu doz dağılımları ile karşılaştırılması sonucu doz farklılıklarının referans aldığımız %2' nin üzerinde olduğu ve bu nedenle bu durumun hasta üzerinde gerçekleştirilen tedavi planlaması sırasında dikkate alınması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Kaynak içindeki ve kablo içindeki doz hesaplamaları klinik açıdan önemsiz olacağından kaynak ve kablo içindeki bütün doz değerleri sıfır kabul edilmiştir.

Kaynağın içindeki  $g(r)$  ve  $F(r,\theta)$  değerlerinin minimum noktaları altında kalan bölgede doz değerleri hesaplanmadığından sıfır kabul edilmiştir. İki boyutlu doz desenini gösteren şekillerde radyoaktif kaynağı çevreleyen orta bölgede sabit tek bir tonda mavi ya da siyah bölgeler dozun sıfır kabul edildiği noktaları göstermektedir.

TPS43Dose programıyla elde edilen üç boyutlu doz dağılımları ile TG-43 parametrelerini elde etmede kullandığımız MC tabanlı üç boyutlu doz dağılımının arasındaki farklılıklar %2' nin altında olduğu için TG-43 parametrelerini kullanarak hesaplanan doz değerleri ile MC yöntemiyle hesaplanan doz değerleri arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı sonucuna varılmıştır.

Bu çalışma sonucunda, TPS43Dose programının, tedavi planlama sistemlerinde kullanılabilmesi için yeterli özelliklere sahip olduğu sonucuna varılmıştır.

## KAYNAKLAR

- [1] **Perez-Calatayud, J., Ballester, F., Das, R.K., Dewerd, L.A., Ibbott, G.S., Meigooni, A.S., Ouhib, Z., Rivard, M.J., Sloboda, R.S., Williamson, J.F.**, Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO, Med.Phys. 39(5), May 2012, 2907 s.
- [2] **MA Carmen Pujades-Claumarchirant, MSc<sup>1,a)</sup>, Domingo Granero, PhD<sup>2</sup>, Jose Perez-Calatayud, PhD<sup>1</sup>, Facundo Ballester, PhD<sup>3</sup>, Christopher Melhus, PhD<sup>4</sup>, Mark Rivard, PhD<sup>4</sup>**, Evaluation of interpolation methods for TG-43 dosimetric parameters based on comparison with Monte Carlo data for high-energy brachytherapy sources, 2010, 28-32.
- [3] **R. E. P. Taylor, G. Yegin, and D. W. O. Rogers**, Benchmarking BrachyDose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters, Med. Phys. February 2007, 34 s.
- [4] **Yegin, G.**, A new approach to geometry modeling for Monte Carlo particle transport: An application to the EGS code system, Nucl. Instr. And Meth., 2003, B211, 311-338.
- [5] **R. E. P. Taylor and D. W. O. Rogers**, “ An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters,” Med. Phys. 35, 2008.
- [6] **Aras, S.**, Brakiterapi Tohum Kaynakların Doz Dağılımlarının İncelenmesi, Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2010, 7-8. (Yüksek Lisans Tezi).
- [7] **Nath, R., Anderson, L.L., Luxton, G., Weaver, K.A., Williamson, J.F, Meigooni, A.S.**, Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the aapm Radiation Therapy Committee Task Group No.43, Med. Phys., 22(2), 1995, 209-234.

- [8] **I. Kawrokov and D. W. O. Rogers**, “ The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”, Technical Report No.PIRS -701, National Research Council of Canada , Ottawa , Canada 2000.
- [9] **Rivard M. J. et al**, Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, Med. Phys., 31, 633-674, 2004.
- [10] **F. Ballester et al** , Monte Carlo dosimetry of the Buchler high dose rate 192-Ir source, Phys. Med. Biol., 46 , N79--N90, 2001.
- [11] [http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed\\_database](http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database)
- [12] **Nelson W R Hirayama H and Rogers D W O**, “The EGS4 Code System” SLAC-Report-265, Dec. 1985.
- [13] <http://www.nndc.bnl.gov>
- [14] **Yegin G.**, TPS43Dose : A new AAPM TG43 Based Brachytherapy Dose Calculation Engine, (hazırlık aşamasında).
- [15] **Sariaydin S., Yegin G.**, <sup>192</sup>Ir HDR Brakiterapi Kaynak Modellerine Ait TG-43 Dosimetri Parametrelerinin Monte Carlo Yöntemi ile Hesaplanması, Teknik Rapor, CBUMFG-T304 , Celal Bayar Üniversitesi, Fizik Bölümü, Manisa, 2015.
- [16] **D. Granero et al** , Monte Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source, Radiother. & Oncol., 76 , 79--85, 2005.
- [17] **F. Ballester et al** , Technical note: Monte-Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus 192Ir sources, Med. Phys., 28 , 2586--2591, 2001.
- [18] **D. Granero et al** , A dosimetric study on the Ir-192 high dose rate Flexisource, Med. Phys., 33 , 4578--4582, 2006.

- [19] **A. Angelopoulos *et al*** , Monte Carlo dosimetry of a new  $^{192}\text{Ir}$  high dose rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 27 , 2521--2527, 2000.
- [20] **J. F. Williamson, Z. Li**, Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate  $^{192}\text{Ir}$  sources, *Med. Phys.*, 22 , 809 -- 819, 1995.
- [21] **G. M. Daskalov *et al*** , Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 25 , 2200 -- 2208, 1998.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Burcu ARAS

Doğum Yeri ve Yılı : İzmir, 1988.

Medeni Hali : Evli

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : burcu\_aralar@hotmail.com

### Eğitim Durumu

Lise : Menderes Lisesi, 2002-2005

Lisans : Celal Bayar Üniversitesi, Fizik Bölümü, 2008-2012

Yüksek Lisans : Celal Bayar Üniversitesi, Fizik Bölümü, 2012-2015

### Mesleki Deneyim

Milli Eğitim Bakanlığı, Ücretli Öğretmen 2012-2015

Fen Bilimleri Dersanesi 2013-2014

C.B.Ü. Fizik Bölümü, TÜBİTAK Proje Asistanı 2014-2015

### Yayınları



**Uluslararası bilimsel kongrelerde sunulan ve bildiri kitabı veya CD'sinde basılan bildiriler**

Brakiterapi Tedavi Planlamasında Tg-43 Parametrelerinin Hassas Doz Değerleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi, Turkish Physical Society 31<sup>st</sup> International Physical Congress , Bodrum, Turkey, Book of Abstracts, p. 486, 21-24 July 2014.