

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

**DOKTORA TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI  
NÜKLEER FİZİK BİLİM DALI**

**BRAKİTERAPİ DOZ HESAPLAMALARINDA  
ORGAN DOZUNDAKİ BELİRSİZLİKLERİN ANALİZİ**

**Sibel SARIAYDIN**

**Danışman  
Doç. Dr. Gültekin YEĞİN**



**MANİSA-2019**

**Sibel  
SARIAYDIN**

**BRAKİTERAPİ DOZ HESAPLAMALARINDA  
ORGAN DOZUNDAKİ BELİRSİZLİKLERİN ANALİZİ**

**2019**

## TEZ ONAYI

Sibel SARIAYDIN tarafından hazırlanan "**Brakiterapi Doz Hesaplamalarında Organ Dozundaki Belirsizliklerin Analizi**" adlı tez çalışması 10/10/2019 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri önünde Manisa Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik Anabilim Dalı**'nda **DOKTORA TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

**Danışman**

**Doç. Dr. Gültekin YEĞİN**  
Manisa Celal Bayar Üniversitesi

**Jüri Üyesi**

**Prof. Dr. İsmail MARAŞ**  
Manisa Celal Bayar Üniversitesi

**Jüri Üyesi**

**Prof. Dr. Tahsin BABACAN**  
Manisa Celal Bayar Üniversitesi

**Jüri Üyesi**

**Prof. Dr. Müslim Murat SAÇ**  
Ege Üniversitesi

**Jüri Üyesi**

**Dr. Öğr. Üyesi Coşkun HARMANŞAH**  
Ege Üniversitesi

## **TAAHHÜTNAME**

Bu tezin, Manisa 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. Bu tez çalışmasında kullanılan hasta verisine ait 20478486-324 numaralı etik kurulu raporu, Manisa Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Yerel Etik Kurulundan, 18/12/2013 tarihinde alınmıştır.

**Sibel SARIAYDIN**



## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
İÇİNDEKİLER .....	I
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VI
TABLO DİZİNİ .....	XVIII
TEŞEKKÜR.....	XX
ÖZET.....	XXI
ABSTRACT.....	XXII
1. GİRİŞ .....	1
1.1. <sup>192</sup> Ir HDR Kaynakları İçin Yapılmış Çalışmalar .....	3
1.1.1. Kaynak Geometrisinin Modellenmesi .....	3
1.1.2. Brakiterapi Doz Hesaplamalarında Kullanılan Fantom Geometrisi .....	6
1.1.3. Brakiterapi Doz Hesaplamalarında Kullanılan Ortam Değişkeni.....	8
1.1.4. Tedavi Planlama Sistemlerinde Kullanılan Aplikatör Materyali.....	9
1.1.5. Modern Doz Hesaplama Algoritmaları.....	10
1.2. Tezin Amacı .....	11
2. GENEL BİLGİLER .....	12
2.1. Brakiterapi .....	12
2.2. Brakiterapi Tedavi Planlama Sistemi .....	13
2.3. Klinik Doz Hesabı .....	15
2.4. Monte Carlo Parçacık Taşınması.....	16
2.4.1. Radyasyon Taşıma Hesaplamaları için Monte Carlo Metodu .....	17
2.4.2. Foton Geçisi.....	17
2.4.3. EGSnrc Kullanıcı Kodu .....	20
2.5. Foton Madde Etkileşimleri .....	21
2.5.1. Fotoelektrik Olay .....	22
2.5.2. Compton Olayı.....	23
2.5.3. Rayleigh Saçılması .....	24
2.6. Radyasyon Dozimetrisinde Temel Kavramlar .....	24
2.6.1. Akı .....	25
2.6.2. Soğurulan Doz .....	25
2.6.3. Kerma.....	26
2.6.4. Kerma ve Soğurulan Doz Arasındaki İlişki.....	27
3. MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	29

3.1. TG-43 Doz Hesaplama Yöntemi .....	29
3.1.1. Hava Kerma Gücü .....	30
3.1.2. Doz Hız Sabiti.....	31
3.1.3. Geometri Fonksiyonu .....	31
3.1.4. Radyal Doz Fonksiyonu.....	32
3.1.5. İki Boyutlu Anizotropi Fonksiyonu .....	32
3.1.6. Bir Boyutlu TG-43 Formülasyonu.....	33
3.2. Çoklu Geometri Yöntemi .....	34
3.3. <sup>192</sup> Ir Radyoizotopu .....	34
3.4. Yüksek Doz Hızlı <sup>192</sup> Ir Brakiterapi Kaynakları.....	35
3.4.1. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR Kaynağı .....	35
3.4.2. Nucletron, microSelectron-v2 HDR Kaynağı.....	36
3.4.3. Varian Medical Systems, VariSource VS2000 HDR Kaynağı.....	37
3.4.4. Varian Medikal Sistemleri, GammaMed 12i HDR Kaynağı.....	37
3.4.5. Varian Medical Systems, GammaMed Plus HDR Kaynağı .....	38
3.4.6. Eckert&Ziegler BEBIG GmbH, GI192M11 HDR Kaynağı.....	39
3.4.7. Source Production and Equipment Co., Inc., M19 HDR Kaynağı .....	39
3.4.8. Isodose Control, Flexisource HDR Kaynağı .....	40
3.5. BrachyDose Monte Carlo Kodu .....	41
3.6. Geçiş Parametreleri ve Materyal Bilgisi.....	42
3.7. TPSDose43 Programı .....	44
3.8. 3DSlicer Programı .....	45
3.9. 3-Boyutlu Fantom Tasarımı .....	46
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA .....	51
4.1. Radyal Doz Fonksiyonu ve Anizotropi Fonksiyonu .....	51
4.1.1. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR Kaynağı .....	52
4.1.2. Nucletron, microSelectron-v2 HDR Kaynağı.....	62
4.1.3. Varian Medical Systems, VariSource VS2000 HDR Kaynağı.....	72
4.1.4. Varian Medical Systems, GammaMed 12i HDR Kaynağı.....	82
4.1.5. Varian Medical Systems, GammaMed Plus HDR Kaynağı .....	92
4.1.6. Eckert&Ziegler BEBIG GmbH, GI192M11 HDR Kaynağı.....	102
4.1.7. Source Production and Equipment Co., Inc., M19 HDR Kaynağı .....	111
4.1.8. Isodose Control, Flexisource HDR Kaynağı .....	120
4.2. Doz Hız Sabiti .....	129
4.3. TPSDose43 Hesaplamaları.....	133

4.4. Tedavi Planlaması Senaryoları .....	147
5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....	178
KAYNAKLAR .....	181
ÖZGEÇMİŞ .....	188



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>AAPM</b>	American Association of Physicists in Medicine (Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği)
<b>ACE</b>	Advanced Collapsed Cone Engine
<b>CT</b>	Computerized Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communication in Medicine (Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletişim)
<b>DHI</b>	Dose Homogeneity Index (Doz Homojen İndeksi)
<b>DVH</b>	Dose Volume Histogram (Doz Hacim Histogramı)
<b>EGS</b>	Electron Gamma Shower (Elektron-Gama Sağanağı)
<b>EGSnrc</b>	Electron Gamma Shower National Research Center of Canada
<b>ESTRO</b>	European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (Avrupa Terapötik Radyoloji ve Onkoloji Derneği)
<b>FLUKA</b>	FLUktuierende KAskade
<b>GEANT</b>	GEometry AND Tracking
<b>HDR</b>	High Dose Rate (Yüksek Doz Hızlı)
<b>HU</b>	Hounsfield Units (Hounsfield Birimleri)
<b>LDR</b>	Low Dose Rate (Düşük Doz Hızlı)
<b>LİF TLD-100</b>	Lityum Florür Termolimünesans Dozimetre
<b>MBDCA</b>	Model Based Dose Calculation Algorithms (Model Tabanlı Doz Hesaplama Algoritmaları)
<b>MC</b>	Monte Carlo
<b>MCNP</b>	Monte Carlo N-Particle Transport code
<b>MRI</b>	Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme)
<b>OAR</b>	Organ At Risk (Risk Altındaki Organlar)
<b>PDR</b>	Pulse Dose Rate (Puls Doz hızlı)
<b>PTV</b>	Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)
<b>ROI</b>	Region Of Interest (İlgilenilen Bölge)
<b>SLAC</b>	The Stanford Linear Accelerator Center (Stanford Lineer Hızlandırıcı Merkezi)
<b>TG-43</b>	Task Group No.43 (TG-43 Görev Grubu)
<b>TG-138</b>	Task Group No.138 (TG-138 Görev Grubu)



<b>TG-186</b>	Task Group No.186 (TG-186 Görev Grubu)
<b>TG-229</b>	Task Group No.229 (TG-229 Görev Grubu)
<b>TPS</b>	Treatment Planning Systems (Tedavi Planlama Sistemleri)
<b>WAFAC</b>	Wide Angle Free Air Chamber



## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
Şekil 2.1. MammoSite® balon aplikatörünün kullanıldığı göğüs brakiterapi tedavisinde CT' den alınmış aksiyel görüntüsü [47] .	14
Şekil 2.2. PTV ve OAR hacimlerinin konturlama işleminin örnek gösterimi [48].	14
Şekil 2.3. Bir radyoizotop kaynak tarafından yayılan birincil ve ikincil fotonların örneklenmesi için MC yönteminin basitleştirilmiş akış şeması [57].	19
Şekil 2.4. Fotoelektrik Olay.	22
Şekil 2.5. Compton saçılması.	23
Şekil 2.6. Rayleigh saçılması ( $\lambda_1 = \lambda_2$ ).	24
Şekil 2.7. Radyasyon yoluyla temel bir hacme verilen enerji kavramının bir örneği [66].	26
Şekil 3.1. TG-43 doz hesaplama formülasyonunda kabul edilen geometrinin referans kutupsal koordinat sistemindeki gösterimi.	30
Şekil 3.2. Nucletron, mHDR-v1 kaynağının materyal ve boyutları (mm).	35
Şekil 3.3. Nucletron mHDR-2 kaynağının materyal ve boyutları (mm).	36
Şekil 3.4. Varian Medical Systems VS2000 kaynağının materyal ve boyutları (mm).	37
Şekil 3.5. Varian Medical Systems, GammaMed 12i kaynağının materyal ve boyutları (mm).	37
Şekil 3.6. Varian Medical Systems, GammaMed Plus kaynağının materyal ve boyutları (mm).	38
Şekil 3.7. E&Z Bebig, GI192M11 kaynağının materyal ve boyutları (mm).	39
Şekil 3.8. Source Production and Equipment Co., Inc., M19 kaynağının materyal ve boyutları (mm).	39
Şekil 3.9. Isodose Control, Flexisource kaynağının materyal ve boyutları (mm).	40
Şekil 3.10. TPSDose43 programının iş akış şeması.	45
Şekil 3.11. 3DSlicer tıbbi görüntüleme ve analiz programına ait kullanıcı arabirimi.	46
Şekil 3.12. Hastanın CT verileri kullanılarak merkezi Aksiyel kesitten elde edilen görüntü.	47
Şekil 3.13. 3DSlicer ile modellenen iskelet sistemi ve organ dokularının ön postürünün detaylandırılmış 3-boyutlu görüntüsü.	48
Şekil 3.14. 3DSlicer ile modellenen iskelet sistemi ve organ dokularının arka postürünün detaylandırılmış 3-boyutlu görüntüsü.	48
Şekil 3.15. Modellenen akciğer, karaciğer, trake, kalp, böbrekler, aort, dalak, glandular (beze) ve kemik yapısının üç boyutlu görüntüsü.	49
Şekil 3.16. Modellenen akciğer, karaciğer, trake, kalp, böbrekler, aort, damar, dalak, bronşlar, omurilik, kas yapısı ve fantomun dışında tanımlanan hava ortamının 3-boyutlu görüntüsü.	49
Şekil 3.17. Meme dokusunu oluşturan yağ ve gland dokunun 3-boyutlu görüntüsü.	50
Şekil 3.18. Meme dokusunun Sagittal eksenden alınmış görüntüsü.	50
Şekil 4.1. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR brakiterapi kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.	52
Şekil 4.2. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR brakiterapi kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması.	52

Şekil 4.3. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	55
Şekil 4.4. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	55
Şekil 4.5. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	56
Şekil 4.6. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	56
Şekil 4.7. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	57
Şekil 4.8. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	57
Şekil 4.9. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	58
Şekil 4.10. Nucletron, microSelectron-v2 HDR brakiterapi kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü. ....	62
Şekil 4.11. Nucletron, microSelectron-v2 HDR brakiterapi kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması. ....	62
Şekil 4.12. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	65
Şekil 4.13. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.4 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	65
Şekil 4.14. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	66
Şekil 4.15. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde	

önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	66
Şekil 4.16. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	67
Şekil 4.17. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	67
Şekil 4.18. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	68
Şekil 4.19. Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	68
Şekil 4.20. VS2000 HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.	72
Şekil 4.21. VS2000 HDR kaynak modeli için 0.2 - 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması.	72
Şekil 4.22. VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	75
Şekil 4.23. VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	75
Şekil 4.24. VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	76
Şekil 4.25. VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	76
Şekil 4.26. VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	77
Şekil 4.27. VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	77
Şekil 4.28. VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.	78
Şekil 4.29. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.	82

Şekil 4.30. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması. ....	82
Şekil 4.31. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.2 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	85
Şekil 4.32. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	85
Şekil 4.33. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.4 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	86
Şekil 4.34. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	86
Şekil 4.35. GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	87
Şekil 4.36. GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	87
Şekil 4.37. GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	88
Şekil 4.38. GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	88
Şekil 4.39. GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması.....	89
Şekil 4.40. GammaMed Plus, HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.....	92
Şekil 4.41. GammaMed Plus, HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması. ....	92
Şekil 4.42. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.2cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	95
Şekil 4.43. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.4cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	95
Şekil 4.44. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	96

Şekil 4.45. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.6 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	96
Şekil 4.46. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	97
Şekil 4.47. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	97
Şekil 4.48. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	98
Şekil 4.49. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	98
Şekil 4.50. GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	99
Şekil 4.51. BEBIG GmbH, GI192M11 HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü. ....	102
Şekil 4.52. BEBIG GmbH, GI192M11 HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması. ....	102
Şekil 4.53. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	105
Şekil 4.54. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	105
Şekil 4.55. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	106
Şekil 4.56. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	106
Şekil 4.57. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	107
Şekil 4.58. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	107
Şekil 4.59. BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	108
Şekil 4.60. M19, HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü. ....	111

Şekil 4.61. M19 HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması. ....	111
Şekil 4.62. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	114
Şekil 4.63. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	114
Şekil 4.64. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	115
Şekil 4.65. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	115
Şekil 4.66. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	116
Şekil 4.67. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	116
Şekil 4.68. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	117
Şekil 4.69. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü. ....	120
Şekil 4.70. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan $g(r)$ değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş $g(r)$ değerleriyle karşılaştırılması. ....	120
Şekil 4.71. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	123
Şekil 4.72. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	123
Şekil 4.73. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	124
Şekil 4.74. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan $F(r, \theta)$ değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış $F(r, \theta)$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	124

- Şekil 4.75. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması. .... 125
- Şekil 4.76. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması. .... 125
- Şekil 4.77. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması. .... 126
- Şekil 4.78. VS2000  $^{192}\text{Ir}$  HDR kaynağı için 1-boyutlu doz formülasyonu kullanılarak nokta ve çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynağı,  $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir). .... 134
- Şekil 4.79. Varisource, VS2000 kaynağı için 1-boyutlu doz formülasyonu kullanılarak nokta ve çizgi kaynak yaklaşımı için hesaplanan doz değerlerinin oranının,  $D_{1d\_nk} / D_{1d\_çk}$ , xz düzleminde tranvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni. .... 135
- Şekil 4.80. Buchler kaynağı için 1-boyutlu doz formülasyonu kullanılarak nokta ve çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynağı,  $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir). .... 136
- Şekil 4.81. Buchler kaynağı için 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırılması. ( $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını,  $D_{2d\_çk}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir). .... 137
- Şekil 4.82. Buchler kaynağı için 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak çizgi kaynak yaklaşımı için hesaplanan doz değerlerinin oranının  $D_{1d\_çk} / D_{2d\_çk}$ , xz düzleminde tranvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni. .... 138
- Şekil 4.83. VS2000 kaynağı için 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırılması. ( $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını,  $D_{2d\_çk}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir). .... 138
- Şekil 4.84. Buchler kaynağı için, 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak, nokta ve çizgi kaynak yaklaşımları için TPSDose43 programında hesaplanan doz değerlerinin, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm' deki doz profillerinin karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynak yaklaşımını,  $D_{2d\_çk}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir). .... 139
- Şekil 4.85. Buchler kaynağı için, 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak, nokta ve çizgi kaynak yaklaşımları için hesaplanan doz değerlerinin



oranının, $D_{1d\_nk} / D_{2d\_ck}$ , xz düzleminde tranvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni.....	140
Şekil 4.86. Varisource, VS2000 kaynağı için, 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak, nokta ve çizgi kaynak yaklaşımları için TPSDose43 programında hesaplanan doz değerlerinin, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm' deki doz profillerinin karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynak yaklaşımını, $D_{2d\_ck}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir). .....	140
Şekil 4.87. VariSource VS2000 kaynağı için, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm' de bu kaynağa ait $F(r, \theta)$ tablo değerlerinin azaltılmasıyla TPSDose43 programında hesaplanmış dozun, $F(r, \theta)$ ' nın tablo değerlerinin değiştirilmeden TPSDose43 programında hesaplanmış doz ile karşılaştırılması. $F(r, \theta)$ , anizotropi fonksiyonunun tablo değerlerinin azaltılmış durumunu, $F(r, \theta)$ ise, anizotropi fonksiyonunun tablo değerlerinin değiştirilmemiş durumunu temsil etmektedir. ...	141
Şekil 4.88. VariSource VS2000 kaynağı için, anizotropi fonksiyonunda alınan mesafe ve açı değerlerinin azaltılması ile hesaplanan doz değerlerinin, $F(r, \theta)$ anizotropi fonksiyonun değiştirilmeden elde edilmiş doz değerlerine oranının, $D_{F(r, \theta)} / D_{F(r, \theta)}$ , xz düzleminde tranvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni.....	142
Şekil 4.89. VariSource VS2000 kaynağı için, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm' de bu kaynağa ait $g(r)$ tablo değerlerinin azaltılmasıyla TPSDose43 programında hesaplanmış dozun, $g(r)$ ' nin tablo değerlerinin değiştirilmeden TPSDose43 programında hesaplanmış doz değeri ile karşılaştırılması. $g'(r)$ , radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinin azaltılmış durumunu, $g(r)$ ise, radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinin değiştirilmemiş durumunu temsil etmektedir. ...	142
Şekil 4.90. VariSource VS2000 kaynağı için, radyal doz fonksiyonunda alınan mesafelerin azaltılması ile hesaplanan doz değerlerinin, $g(r)$ tablo değerlerinde bir değişiklik yapılmadan elde edilen doz değerlerine oranının, $D_{g'(r)} / D_{g(r)}$ , xz düzleminde alınan doz dağılım deseni. ....	143
Şekil 4.91. VariSource VS2000 kaynağı için, $g'(r)$ radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinin azaltılması ile $g(r)$ radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinde bir değişiklik yapılmaması durumunda kaynak merkezi dik ekseninden alınan noktaların gösterimi.....	143
Şekil 4.92. GammaMed Plus kaynağının aktif uzunluğunun, $\pm$ % 10 değiştirilmesi ve uzunluğun aynı kalmasıyla, TPSDose43 programından elde edilen doz değerlerinin karşılaştırılması (Düz çizgiler x: 0.3 cm ve y: 0.0 cm' de elde edilen doz profillerini, kesikli çizgiler x: 0.6 cm ve y: 0.0 cm' de elde edilen doz profillerini temsil etmektedir). .....	144
Şekil 4.93. GammaMed Plus kaynağının aktif uzunluğunun %10 azaltılması ile hesaplanan doz değerinin, kaynağın aktif uzunluğu değiştirilmeden hesaplanan doz değerine oranının xz düzleminde tranvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni. ....	145
Şekil 4.94. GammaMed Plus kaynağının aktif uzunluğunun %10 artırılmış olarak hesaplanan doz değerinin, kaynağın aktif uzunluğu değiştirilmeden hesaplanan doz değerine oranı.....	145
Şekil 4.95. Su ortamına belirli aralıklarla yerleştirilmiş 3 microSelectron-v2 kaynak konfigürasyonu için yz koordinat düzleminde alınmış görüntü.....	146

Şekil 4.96. Belli aralıklarla yanyana yerleştirilmiş 3 microSelectron-v2 kaynak bekleme pozisyonları için, TPSDose ve BrachyDose programlarından elde edilen doz dağılımlarının, kaynaklardan farklı radyal mesafelerde karşılaştırılması (Düz çizgiler BrachyDose programından elde edilen doz dağılımlarını, kesikli çizgiler ise TPSDose43 programından hesaplanan doz dağılımlarını temsil etmektedir)....	146
Şekil 4.97. BrachyDose MC simülasyon çalışmaları için hazırlanan organ kesit görüntüleri.....	148
Şekil 4.98. BrachyDose MC simülasyon çalışması için belirlenen ilgilenilen bölge (ROI).....	148
Şekil 4.99. BrachyDose MC simülasyon çalışmaları için, her bir voksele doku ataması yapılarak oluşturulmuş vokselize fantom modelinin temsili görüntüsü. ....	149
Şekil 4.100. Hastanın anatomik yapısı dikkate alınarak oluşturulmuş vokselize bir fantom modelinde, kaynağa ait 15 farklı bekleme pozisyonunun temsili görüntüsü. ....	150
Şekil 4.101. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük üç voksel boyutu kullanılarak doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması. ....	153
Şekil 4.102. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük üç voksel boyutu kullanılarak su ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması. ....	153
Şekil 4.103. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması. ....	155
Şekil 4.104. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması. ....	155
Şekil 4.105. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması. ....	156
Şekil 4.106. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamlarında z ekseninden alınan doz dağılım profilleri. ..	157
Şekil 4.107. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamlarında z ekseninden alınan doz dağılım profilleri. ..	157
Şekil 4.108. microSelectron-v1 <sup>192</sup> Ir kaynağı için 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamlarında z ekseninden alınan doz dağılım profilleri. ..	158
Şekil 4.109. microSelectron-v1 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	159
Şekil 4.110. microSelectron-v1 HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	159
Şekil 4.111. microSelectron-v2 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	160
Şekil 4.112. microSelectron-v2 HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	160
Şekil 4.113. VariSource VS2000 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	161

Şekil 4.114. VariSource VS2000 HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	161
Şekil 4.115. GammaMed 12i HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	162
Şekil 4.116. GammaMed 12i HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	162
Şekil 4.117. GammaMed Plus HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	163
Şekil 4.118. GammaMed Plus HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	163
Şekil 4.119. Bebig GI192M11 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	164
Şekil 4.120. Bebig GI192M11 HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	164
Şekil 4.121. M19 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	165
Şekil 4.122. M19 HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	165
Şekil 4.123. Flexisource HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	166
Şekil 4.124. Flexisource HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	166
Şekil 4.125. Buchler HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri. ....	167
Şekil 4.126. Buchler HDR kaynağı için doku ortamında (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> , (b) 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> ve (c) 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.....	167
Şekil 4.127. microSelectron-v1 HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> ve 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> ve 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri. ....	169
Şekil 4.128. microSelectron-v2 HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> ve 1.0x1.0x5.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> ve 2.0x2.0x2.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c) 1.0x1.0x1.0 mm <sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri	



değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c) 1.0x1.0x1.0 mm<sup>3</sup> lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri. .... 177



## TABLO DİZİNİ

### Sayfa

Tablo 3.1. CT görüntülerinde organların kesimleme HU değerleri. ....	47
Tablo 4.1. Nucletron, microSelectron-v1 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. ....	54
Tablo 4.2. microSelectron-v1 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	60
Tablo 4.3. Nucletron, microSelectron-v2 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. ....	64
Tablo 4.4. Nucletron, microSelectron-v2 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	70
Tablo 4.5. VS2000 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. ....	74
Tablo 4.6. VS2000 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	80
Tablo 4.7. GammaMed 12i HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. ....	84
Tablo 4.8. GammaMed 12i HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	90
Tablo 4.9. GammaMed Plus kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. .	94
Tablo 4.10. GammaMed Plus HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	100
Tablo 4.11. GI192M11 kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. ....	104
Tablo 4.12. GI192M11 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	109
Tablo 4.13. M19 kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. ....	113
Tablo 4.14. M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	118
Tablo 4.15. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu $g(r)$ değerleri. Burada, $g_L(r)$ çizgi kaynak	

yaklaşımına göre ve $g_p(r)$ nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir. ....	122
Tablo 4.16. Isodose Control, Flexisource HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(r, \theta)$ değerleri. ....	127
Tablo 4.17. microSelectron-v1 (Nucletron, mHDR-v1), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	129
Tablo 4.18. microSelectron-v2 (Nucletron, mHDR-v2), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	130
Tablo 4.19. VariSource (Varian, VS2000), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	130
Tablo 4.20. GammaMed 12i (Varian Medical Systems), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	131
Tablo 4.21. GammaMed Plus (Varian Medical Systems), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	131
Tablo 4.22. GI192M11 (E&Z BEBIG), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	131
Tablo 4.23. M19 (Source Production and Equipment), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	132
Tablo 4.24. Flexisource (Isodose Control), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması. ....	132
Tablo 4.25. TG-186 raporunda verilen doku materyal tanımları ve kütle yoğunlukları [8]. ....	152
Tablo 4.26. microSelectron-v1 kaynağı için 3 farklı voksel büyüklüğü kullanılarak doku ortamında elde edilen doz-hacim grafiklerinden elde edilen klinik dozimetrik parametreler. ....	154
Tablo 4.27. microSelectron-v1 kaynağı için 3 farklı voksel büyüklüğü kullanılarak su ortamında elde edilen doz-hacim grafiklerinden elde edilen klinik dozimetrik parametreler. ....	154

## TEŞEKKÜR

Eđitim hayatımda ayrı bir vizyon kazanmamı sağlayan, her türlü karőılaőtım sorun karőısında sakinliği ve çözömcöl yaklaőımlarıyla bana yol gösteren ve yardım eden, bilgisine ve bakıő ačasına sonsuz güvendiğim ve örneğ aldığım saygıdeğer danıőman hocam Doç. Dr. Gültekin YEĞİN' e sonsuz teőekkürü bir borç bilirim.

Bilgi ve tecrübeleriyle her zaman destek olan tez izleme komitesi hocalarım sayın Prof. Dr. İsmail MARAŞ ve Prof. Dr. Müslim Murat SAÇ' a sonsuz teşekkür ederim.

Radyasyon araőtırmaları ve medikal fizik laboratuvarında birlikte çalıőtım değerli arkadaşlarım Görkem AYDOĞDU, Serhat ARAS, Ramazan GÜMÜŐ, Aziz Rasim YUSUF ve Hasan GÜLBİÇİM' e teşekkür ederim.

Bu çalıőmayı, 2012-074 numaralı proje ile destekleyen Manisa Celal Bayar Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne ve 213E028 numaralı proje ile destekleyen TÜBİTAK' a őükranlarımı sunarım.

Hayatımın her anında destekleriyle yanımda olan ve her türlü fedakarlığı yapıp bugünlere gelmemi sağlayan babam Ali SARIAYDIN' a, annem Sabriye SARIAYDIN' a ve ablam Yasemin SARIAYDIN' a en içten duygularıyla sonsuz teşekkür ederim.

Sibel SARIAYDIN  
Manisa, 2019



# ÖZET

## Doktora Tezi

### Brakiterapi Doz Hesaplamalarında Organ Dozundaki Belirsizliklerin Analizi

Sibel SARIAYDIN

Manisa Celal Bayar Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Gültekin YEĞİN

Brakiterapi tedavi planlama sistemlerinde doz hesaplamaları, Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği (AAPM) TG-43 raporu tarafından önerilmiş doz hesaplama formülasyonu kullanılarak, homojen ve sonsuz bir su ortamında yapılmaktadır. Son zamanlarda, TG-43 formülasyonuna alternatif olarak geliştirilen model tabanlı doz hesaplama algoritmaları (MBDCAs), yüksek doz hızlı (HDR) <sup>192</sup>Ir brakiterapi uygulamaları için, günümüz tedavi planlama sistemlerinde mevcut hale gelmiştir. TG-43 formülasyonunun aksine bu algoritmalar, gerçek hasta boyutlarını ve doku heterojenliklerini dikkate almaktadır. MBDCA' ları için temel teşkil eden ve gerçek hasta verilerine dayalı olarak heterojen bir doku ortamında doz hesabı yapabilen Monte Carlo (MC) tabanlı algoritmalar, henüz klinik HDR <sup>192</sup>Ir brakiterapi uygulamalarına dahil edilmemiştir. Bununla birlikte, MBDCA ve TG-43 tabanlı doz hesaplamaları arasındaki farklılıkların değerlendirilmesi amacıyla, MC yöntemleri ile yapılmış test durum planlarına gerek duyulmaktadır. Bu tez çalışması, MBDCA' larının klinik kullanımı için gerekli olan verinin oluşturulabilmesi ve doz hesaplamalarında belirsizliğe neden olan faktörlerin incelenmesi amacıyla üç aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada, HDR kaynak modelleri için hazırlanan AAPM TG-229 raporu dikkate alınarak, <sup>192</sup>Ir HDR kaynakları için sıvı su ortamında MC tabanlı BrachyDose kod sistemi ile güncel TG-43 dozimetrik veri kümeleri elde edilmiş ve literatürdeki diğer çalışmaların veri kümeleriyle karşılaştırılmalı olarak sunulmuştur. Bu tez çalışmasında doz hızı sabiti ve radyal doz fonksiyonu değerlerinin ( kaynağa yakın radyal mesafeler için ( $r < 1$ )) diğer literatür sonuçları ile yakın bir uyum içinde olduğu gözlenmiştir. İkinci aşamada, bu çalışmada elde edilen dozimetrik veri kümeleri dikkate alınarak, hasta dozunun tahminlenmesinde etkisi olan faktörlerin doğru bir şekilde belirlenebilmesine yönelik, TG-43 dozimetri parametreleri üzerine detaylı birtakım analizler gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, kaynaktan 0.5 cm' den daha yakın mesafeler için elde edilen doz dağılımları ile kaynaktan uzak mesafeler için hesaplanan doz değerleri arasındaki farklılıkların, dozimetrik parametrelerin seçimine bağlı olduğu görülmüştür. Üçüncü aşamada, ortam materyallerinin doz hesaplamalarında oluşturacağı etkiyi incelemek amacıyla, sonsuz bir su ortamında MC tabanlı BrachyDose kod sistemi kullanılarak hesaplanan doz değerleri, heterojen bir ortamda gerçek saçılma koşulları dikkate alınarak hesaplanan doz değerleri ile karşılaştırılmıştır. Su ve doku ortamları için elde edilen doz hacim grafiklerinden (DVH), planlanan hedef hacmin %90' nını kapsayan D<sub>90</sub> doz değerleri arasında ~%4' lük bir farkın meydana geldiği gözlenmiştir. Bu tez çalışması kapsamında elde edilen dozimetrik sonuçlar incelendiğinde, hasta tarafından alınan gerçek organ dozlarının, doku eşdeğeri bir ortam kullanıldığında, suda hesaplanan doz değerlerinden farklı olacağı görülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** HDR, <sup>192</sup>Ir, Brakiterapi, BrachyDose, AAPM TG-43, AAPM TG-229, Model tabanlı doz hesaplama algoritmaları.

2019, 189 sayfa

## ABSTRACT

### PhD Thesis

#### Analysis of Uncertainties in Organ Dose in Brachytherapy Dose Calculations

Sibel SARIAYDIN

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

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Gultekin YEGİN

Dose calculations in brachytherapy treatment planning systems are performed in a homogeneous and infinite water environment using dose calculation formalism recommended by AAPM TG-43 report. Recently, model-based dose calculation algorithms developed as an alternative to TG-43 formalism have become available in the nowadays treatment planning systems for high-dose rate  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy applications. In contrast to TG-43 formalism, these algorithms take into account the actual patient sizes and tissue heterogeneities. Monte Carlo (MC) based algorithms, which are the basis for model-based dose calculation algorithms and which can calculate doses in a heterogeneous tissue media based on actual patient data, have not yet been included in clinical HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy applications. However, in order to evaluate the differences between MBDCA and TG-43 based dose calculations, test case plans with MC methods are required. This thesis study consists of three stages in order to generate the data required for clinical use of MBDCA and to investigate the factors causing uncertainty in dose calculations. In the first stage, taking into account of the AAPM TG-229 report prepared for HDR source models, the current TG-43 dosimetric data sets were obtained with MC-based BrachyDose code system for  $^{192}\text{Ir}$  HDR sources and presented in comparison with the data sets of other studies in the literature. In this study, it was observed that the radial dose function values (for radial distances close to the source ( $r < 1$ )) and dose rate constant were in close agreement with the other literature results. In the second step, detailed analyses were performed on TG-43 dosimetry parameters in order to accurately determine the factors affecting the patient dose estimation by taking into account the dosimetric data sets obtained in this study. When the results were examined, it was observed that the differences between the dose distributions obtained for distances less than 0.5 cm from the source and the calculated dose values for long distances from the source were dependent on the selection of dosimetric parameters. In the third step, in order to investigate the effect of medium materials on dose calculations, the dose values calculated using MC-based BrachyDose code system in an infinite water environment were compared with the calculated dose values considering the actual scattering conditions in a heterogeneous media. From the dose-volume graphs (DVH) obtained for water and tissue environments, a ~4% difference was observed between the  $D_{90}$  dose values, which included 90% of the planned target volume. When the dosimetric results obtained within the context of this thesis study are examined, it is seen that the actual organ doses taken by the patient will be different from the calculated dose values in the water when a tissue-equivalent medium is used.

**Keywords:** HDR,  $\text{Ir}^{192}$ , Brachytherapy, BrachyDose, AAPM TG-43, AAPM TG-229, Model-based dose calculation algorithms.

2019, 189 pages

## 1. GİRİŞ

Yüksek doz hızlı (HDR)  $^{192}\text{Ir}$  brakiterapi sistemi, günümüzde bilgisayar destekli teknolojilerin gelişimiyle birlikte, klinik uygulamalarda kullanımı oldukça yaygın olan bir tedavi şeklidir. Brakiterapi tedavisinin temel özelliği, radyasyonun tümörün yerleştiği bölgeye direkt uygulanabiliyor olması ve kaynağın çevresinde bulunan sağlıklı dokuların, diğer radyoterapi teknikleriyle kıyaslandığında daha az radyasyona maruz kalmasıdır.

Radyoterapi uygulamalarında tümörlü doku, derin yerleşimli ya da hassas dokulara yakın bir konumda ise, tedavi sırasında sağlam dokular da bir miktar ışınımına maruz kalmaktadır. Ancak sağlam dokuların aldığı radyasyon miktarının, her bir organ için belirlenmiş farklı limit doz değerlerini aşmaması gerekir. Normal dokuları aşırı doza maruz bırakmadan hastalıklı dokuya yeterli dozun verilebilmesi, radyoaktif kaynağın etrafındaki doz dağılımının çok iyi bilinmesine bağlıdır.

Radyoaktif kaynakların kullanımıyla, tümörlü dokuya maksimum miktarda doz verme temeline dayalı olan brakiterapi tedavi planlama sistemlerinde, doz hesaplamaları American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group 43 (TG-43) raporunda tavsiye edilen doz hesaplama formülasyonuna göre yapılmaktadır. Bu rapor, düşük doz hızlı brakiterapi tedavilerinde, her bir kaynak modeli için elde edilmiş dozimetrik veri kümelerinin seçimi konusunda oluşabilecek karışıklığı ortadan kaldırmak ve kaynak etrafındaki doz değerlerini hesaplamak amacıyla, foton yayan kaynaklar için standart bir yöntem olarak kabul edilmektedir [1, 2, 3].

AAPM tarafından düşük doz hızlı brakiterapi kaynakları için referans kaliteli dozimetrik veri kümeleri elde edilirken, yüksek enerjili kaynaklar için bu tür veri kümelerinin oluşturulmasına yönelik benzer bir çalışma daha önce yapılmamıştır. Yakın bir zamanda, AAPM ve European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO) işbirliğinde klinik uygulamalarda kullanabilmek amacıyla, Ocak 2010' dan itibaren ticari olarak mevcut olan 50 keV' den büyük enerjili kaynaklara ait dozimetrik çalışmalarla ilgili birtakım önerilerin sunulduğu ve TG-43U1 raporundaki benzer önkoşulların dikkate alındığı, AAPM Task Group 229 (TG-229) raporu ortaya koyulmuştur [4]. Bazı durumlarda, doz dağılımlarının geriye dönük olarak

hesaplanmasına yardımcı olmak amacıyla, şu an klinik kullanımda olmayan kaynakların veri kümeleri de bu rapora dahil edilmiştir. Ayrıca yayınlanan bu raporda, tedavi planlama sistemlerinde kullanılan yüksek doz hızlı brakiterapi kaynaklarına ait, kaynak boyutu ve materyal özellikleri ile dozimetri çalışmalarında kullanılan diğer parametrelerde yer almaktadır [4].

Başarılı bir radyoterapi uygulamasında, hesaplanan doz dağılımı ile reçete edilen doz arasındaki tutarsızlıkları en aza indirmek esastır. Bu amaçla, tedavi planlama sürecinde doz dağılımının doğru bir yöntemle hesaplanması çok önemlidir [5, 6, 7]. TG-43 dozimetri formülasyonu, sonsuz küresel bir su fantomunun merkezine yerleştirilmiş tek bir kaynağın etrafındaki doz dağılımını tanımlar. Bu formülasyonda, doku ve aplikatör heterojenlikleri, kaynaklar arası zayıflatma ve sınırlı hasta boyutları gibi bazı durumların göz ardı edilmesi, klinik olarak hesaplanmış doz değerlerinde birtakım belirsizliklere yol açmaktadır. Bu belirsizlikleri ortadan kaldırmak amacıyla, tedavi planlama sistemlerinde Model tabanlı doz hesaplama algoritmaları (MBDCA) [8] geliştirilmeye başlanmıştır. Bu algoritmalar ile doz hesaplama formülasyonunda sınırsız olarak kabul edilen referans su ortamının aksine, hastanın vücut sınırları dikkate alınarak farklı radyasyon saçılma şartları, her bir hasta için tanımlanan doku oluşumları ve tedavi sistemlerinde kaynakların hedef bölgeye yerleştirilmesini sağlayan uygulama araçları, koruyucu materyaller ve kontrast maddelere bağlı olarak gelebilecek ilave doz etkileri göz önüne alınıp, her bir hasta anatomisine ait bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleri kullanılarak, hastaya özgü tanımlanabilen tedavi planlama sistemleri ile gerçek hasta dokusu üzerinde doz tahmini yapılabilmektedir. Böylece, daha detaylı modellerin kullanılıyor olması, dozun tam olarak tahmin edilmesini sağlayacaktır.

Tüm modern HDR brakiterapi planlama sistemleri, AAPM TG-43 doz hesaplama formülasyonu kullanmaktadır [2]. Ancak son zamanlarda, doz hesaplamalarında CT ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) verilerinin kullanımının artmasıyla birlikte, gerçek hastanın boyutları ve doku yoğunluklarını ele alabilen gelişmiş doz hesaplama algoritmaları, <sup>192</sup>Ir HDR brakiterapisi için ticari olarak mevcut olan bazı tedavi planlama sistemlerine dahil edilmiştir [9, 10, 11]. TG-43 formülasyonuna alternatif olarak sunulan bu algoritmaların, klinik olarak incelenmesi ve değerlendirilmesi bakımından birtakım önerilerin yer aldığı TG-186

raporu, AAPM tarafından sunulmuştur [8]. Bu rapora göre, klinik uygulamalarda doz hesaplama algoritmalarının tekdüzeliğini sağlamak ve doz hesaplama doğruluğunu artırmak amacıyla, sıvı su ortamında TG-43 formülasyonu ile hesaplanmış olan referans dozimetri verilerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Tedavi tekniklerinin iyileştirilmesi ve homojen olmayan çeşitli tedavi bölgelerinin dozimetri üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla, literatürde birçok çalışma yapılmıştır.

### **1.1. <sup>192</sup>Ir HDR Kaynakları İçin Yapılmış Çalışmalar**

Tedavi planlama sistemlerinde kullanılan TG-43 formülasyonunda, klinik olarak hesaplanan dozimetrik sonuçlar üzerinde hasta dozunun tahminlenmesini etkileyebilecek bazı nicelikler göz ardı edilmektedir. Bu formülasyonda kabul edilen birtakım varsayımlar, tam dozimetrik sonuçların elde edilebilme olasılığını azaltmaktadır. Bu varsayımları değerlendirmek amacıyla, ticari olarak mevcut HDR <sup>192</sup>Ir brakiterapi kaynakları üzerinde, hem Monte Carlo (MC) simülasyonu hem de deneysel olarak kapsamlı bir şekilde çalışılmıştır. MC tekniği kullanılarak yapılan birçok çalışmada, sadece istatistiksel belirsizlikler üzerinde durulmuştur. Ancak son zamanlarda literatürde yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda, kaynaklara ait dozimetrik veri kümelerinin hesaplanması, dozda belirsizliğe neden olan faktörlerin tanımlanması ve bu faktörlerin etkisinin en aza indirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır. Klinik uygulama öncesinde, foton yayan brakiterapi kaynaklarının kalibrasyon işlemlerinde ve kaynak dozimetrisindeki belirsizliklere değinmek amacıyla, AAPM ve ESTRO tarafından Task Group No.138 (TG-138) raporu yayınlanmıştır [12]. Bu rapora göre, MC doz hesaplama yöntemleri, brakiterapi kaynak dozimetresini tam olarak karakterize edebilme amacıyla kullanılırken, hesaplanması gereken süreçle ilgili belirgin ve açık olmayan birtakım belirsizliklerin de mevcut olduğu öne sürülmektedir. Aşağıda, <sup>192</sup>Ir brakiterapi kaynağına ait TG-43 formülasyon parametrelerinin hesaplanması sırasında ihmal edilen faktörlere ve modern tedavi planlama sistemlerinde kullanılan algoritmalara değinilmektedir.

#### **1.1.1. Kaynak Geometrisinin Modellenmesi**

Kaynağı çevreleyen ortamdaki radyasyon doz dağılımlarının hassas bir şekilde belirlenebilmesi için, simülasyon sırasında geometrik olarak modellenen brakiterapi kaynağının, gerçeğine mümkün olduğu kadar uygun dizayn edilmesi büyük önem

taşımaktadır. Ancak üretilen kaynaklar doz hesaplama işlemlerinde kullanılan tasarımlarından farklı olabilirler. Brakiterapi kaynaklarına ait doz hız dağılımlarını hesaplamadan önce, kaynağın atomik bileşimi ve yoğunluğunun dışında boyutsal değerlerinin tolerans değerleriyle birlikte bilinmesi gerekir [13]. AAPM, brakiterapi kaynak modellerinin geometrisinde yapılabilecek herhangi bir değişiklikten sonra, yeni dozimetrik verilerin elde edilmesini önermektedir [2, 14]. Yapılan literatür çalışmalarında, hem kaynak yapısındaki değişikliklerin dozimetrik parametreler ve doz dağılımları üzerindeki etkisi hem de yeni bir kaynak için elde edilmiş dozimetrik parametreler incelenmiştir.

Williamsom ve Li' nin yapmış olduğu çalışmada, klinik olarak kullanımda olan yüksek doz hızlı (HDR) ve puls doz hızlı (PDR) uzaktan yüklemeli brakiterapi tedavi sistemlerinde kullanılan <sup>192</sup>Ir kaynaklarına ait yeterli sayıda dozimetrik çalışmaların olmaması nedeniyle, kaynak çevresindeki iki boyutlu doz hız dağılımları hesaplanmıştır. 1 cm' den daha büyük mesafeler için iki kaynağa ait doz dağılımları birbirine hemen hemen benzerken, HDR kaynağının PDR kaynağına göre daha uzun bir aktif çekirdek uzunluğuna sahip olması nedeniyle, radyal doz fonksiyonunda kaynağa yakın mesafeler için %40 kadar büyük farklılıkların ortaya çıktığı ve PDR kaynağına göre HDR kaynağının doz profillerinin, hem kaynağın ucunda hem de kablo tarafında %20-%30 oranında doz azalışı gösterdiği gözlenmiştir [15]. Daskalov ve ark., 1991 yılında takdim edilen microSelectron HDR kaynak modelinin tasarımında, intravasküler brakiterapide kaynak hareketinden kaynaklı oluşan etkileri azaltmak amacıyla, birtakım boyutsal değişiklikler yaparak yeni bir kaynak modeli tasarlamış ve bu kaynağa ait dozimetrik veri kümelerini elde etmişlerdir. İki kaynağın radyal doz fonksiyonu değerleri karşılaştırıldığında, 0.1-0.2 cm ve 13-14 cm' lik mesafelerde oluşan %2' lik farklılıkların dışında, %0.4' lük istatistik hata değeri içerisinde bu fonksiyonların birbiriyle uyumlu olduğu, kaynak ucuna yakın (0.25 cm) mesafelerde anizotropi fonksiyonlarında %8 gibi kısmen büyük farklılıkların oluştuğu görülmüştür [16]. Karaikos ve ark, VariSource kaynağının dozimetrik özelliklerini araştırmak amacıyla, detaylı kaynak yapımı ve boyutlarını içeren analitik bir MC simülasyon programını kullanarak, kaynağa ait dozimetrik veri kümelerini elde etmişlerdir. Bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin, Wang ve Sloboda' nın [17] MC hesaplamalarıyla karşılaştırılması sonucunda, Karaikos ve ark.' nin simülasyonda kablo uzunluk değerini gerçeğe uygun almaları ve Wang ve Sloboda'

nın simülasyon çalışmalarında nikel/titanyum' dan oluşan tel uzunluğunu sadece 3mm olarak almaları sonucu, kaynağın proximal ucuna çok yakın olan kutup açılarında ( $\theta \leq 2^0$ ), mevcut çalışmanın sonucunun ~%10 daha düşük olacağı bulunmuştur [18]. Bu gözlem, microSelectron kaynağına ait anizotropi hesaplamaları üzerinde kaynak kablo uzunluğunun etkisini inceleyen Baltas ve ark.' nın [19] sonuçlarıyla da uyum içinde olduğunu göstermektedir. Angelopoulos ve ark., VariSource kaynağının tüm geometrik kaynak ve kapsül detaylarının aynı kaldığı, sadece daha fazla esnekliği sağlamak amacıyla aktif çekirdek uzunluğunun 10 mm' den 5 mm' ye düşürüldüğü, yeni bir kaynağa ait tüm dozimetrik sonuçları elde etmişlerdir. Yapılan hesaplamalarda, yeni Varian kaynağının doz hızı sabitinin eski kaynak modeli [18] için hesaplanan değerden %5.5 daha yüksek olduğu bulunmuştur. Ayrıca, radyal doz fonksiyonu değerlerini, kaynak ve kapsül geometrisinin önemli ölçüde etkilemediği gözlenmiştir. Yeni Varian kaynağının anizotropi verisi ile eski kaynağa ait değerler karşılaştırılmasında, yeni kaynağın aktif çekirdeğinin önceki kaynağa göre kısa olması sonucu, kaynak uzun eksenine yakın kutup açılarında azalan bir anizotropinin sergilendiği ortaya koyulmuştur [20]. Ballester ve ark., GammaMed yüksek doz hızlı 12i ve Plus <sup>192</sup>Ir kaynakları için dozimetrik veri kümelerini oluşturmuşlardır. 12i ve Plus kaynaklarının benzer dizayn ve boyutları nedeniyle,  $30^0 < \theta < 150^0$  açı değerleri için doz hızı verisinin uyum içinde olduğu ve bu kaynaklara ait doz hızı sabitlerinin ( $\Lambda = 1.118 \pm 0.003 \text{ cGyh}^{-1} \text{ U}^{-1}$ ) ve radyal doz fonksiyonlarının her iki kaynak modeli içinde aynı olduğu bulunmuştur [21]. Ballester ve ark., Amersham Buchler kaynağına ait tam bir dozimetrik verinin olmamasından dolayı, kaynağın detaylandırılmış geometrisi dikkate alınarak dozimetrik bir çalışma yapmışlardır [22]. Aynı şekilde Granero ve ark., Flexisource kaynağına ait TG-43 dozimetrik parametrelerini elde etmişlerdir. Üretim sürecinde kaynak boyutlarında oluşabilecek belirsizliğin dozda oluşturacağı katkıyı incelemek amacıyla, kaynak sağlayıcısı tarafından alınan tolerans değerlerine göre, kaynağın çekirdek ve kapsül boyutlarındaki değişimler için olası durumlar düşünülerek incelenmiştir. Bu değişimler sonucunda hesaplanmış dozimetrik değerlerdeki farklılıkların, her bir durum için önceki kaynak modeline göre %0.5' den düşük olduğu gösterilmiştir [23]. Taylor ve Rogers, yüksek doz hızlı <sup>169</sup>Yb brakiterapi kaynağı ve 14 adet HDR ve PDR <sup>192</sup>Ir brakiterapi kaynaklarının etrafındaki doz dağılımını EGSnrc MC kodunu kullanarak hesaplamışlardır. Bu çalışmada, yayınlanan fotonların enerji ağırlıklı spektrumu, tüm TG-43 dozimetri veri kümesi, 2-

boyutlu doz hızı tabloları ve her bir kaynak modeli için kullanılan materyal ve geometri tanımları yapılmıştır [24]. Granero ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada, yeni Ir2.A85-2 türü BEBIG HDR kaynağı ve Ir2.A85-1 türü PDR kaynağı etrafında doz hızı dağılımlarını ve diğer dozimetrik veri kümelerini elde etmişlerdir. Ayrıca, eski GI192M11 türü BEBIG HDR kaynağı ile yeni Ir2.A85-2 BEBIG HDR kaynağının doz hızı dağılımları kıyaslanmış ve kaynak uzun eksenine yakın bir bölgede görülen doz hızı dağılımlarındaki farklılıkların, kaynaklara ait kablo uzunluk değerlerinin eski BEBIG HDR kaynağında 20 mm, yeni BEBIG HDR kaynağında ise 5 mm olmasından dolayı meydana geldiği ve bu farklılığın  $z > 0$  için %2' den az,  $z < 0$  için %10' dan az olduğu gözlemlenmiştir [25]. Granero ve ark.,  $^{192}\text{Ir}$  mHDR-v2 brakiterapi kaynağına ait boyutsal değerlerin kaynak üreticisi tarafından değiştirilmesiyle, literatürde bu kaynak için önceden mevcut olan dozimetrik verinin değişip değişmeyeceğini yapmış oldukları bir çalışmada incelemişlerdir.  $^{192}\text{Ir}$  mHDR-v2 kaynağı için yapılmış literatür çalışmalarının sonuçları ile bu çalışmada elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında,  $^{192}\text{Ir}$  mHDR-v2 kaynağına ait küçük birtakım dizayn değişikliklerinin,  $r \geq 0.25$  cm için hesaplanan doz dağılımlarında ihmal edilebilir farklılıkları ortaya çıkarttığı bulunmuştur [26].

### 1.1.2. Brakiterapi Doz Hesaplamalarında Kullanılan Fantom Geometrisi

TG-43 formülasyonu ve birçok tedavi planlama sistemlerinde, yüksek enerjili kaynaklar için vücut sınırları dikkate alınmayıp, hesaplanan doz noktalarında sonsuz ve tam saçılma koşullarının olduğu varsayılmaktadır. Bu durum, brakiterapi doz dağılımları üzerinde önemli bir etkiye neden olur. Örneğin, radyoaktif bir kaynağın hastanın cilt yüzeyine yakın bir mesafeye yerleştirilmesi, hesaplanan doz değerinin tahmin edilen değerden daha fazla olmasına sebep olacaktır. Yüksek enerjili kaynaklar için 40 cm yarıçaplı küresel bir fantomun,  $r < 20$  cm' lik mesafeler için foton geri saçılımının tam sağlandığı sınırsız bir fantoma eşdeğer olacağı bulunmuştur [27].

Venselaar ve ark., dozun mesafe ile azalmasını tanımlamak amacıyla, Co-60, Ir-192 ve Cs-137 kaynakları için bir su tankında iyon odası kullanarak ölçümler yapıp, su tankının boyutlarını, farklı hasta boyutlarını simüle etmek için değiştirmişlerdir.  $^{192}\text{Ir}$  ölçümlerinde, kaynak fantom merkezinden su yüzeyinin 5 cm altına getirildiğinde, bölgesel dozda maksimum %14' lük bir azalışın olduğu bulunmuştur [28]. Karaiskos ve ark., fantom boyutunun dozimetrik veri kümeleri üzerindeki etkisini



incelediklerinde, tam saçılma şartlarının olmaması sebebiyle radyal doz fonksiyonlarında %25'e varan sapmaların gözlemlendiği fantom kenarlarına yakın radyal mesafelerde, radyal doz fonksiyonlarının fantom boyutlarına önemli ölçüde bağlı olduğunu, diğer taraftan anizotropi fonksiyonlarının ise fantom boyutlarına göre değişiklik göstermediğini ifade etmişlerdir [29]. Pantelis ve ark., <sup>192</sup>Ir yüksek doz hızlı göğüs brakiterapisi için gerçek bir hastaya ait bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanıp insan dokusuna eşdeğer olan matematiksel bir fantom oluşturmuşlardır. Hastaya uygulanan gerçek bir tedavi planı baz alınarak yapılan simülasyon çalışmalarında, hesaplanan doz yüzdesi, izodoz çizgileri ve kümülatif doz hacim histogramları, ticari olarak mevcut olan bir tedavi planlama sistemindeki ilgili doz değerleriyle karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada, reçete edilen dozun %60'ından daha büyük tüm izodoz çizgilerinin sınırlı göğüs boyutları veya akciğerin varlığından etkilenmediği ortaya koyulmuştur. Bununla birlikte, cilt dozunun merkezi göğüs bölgesinde %5'e varan ve diğer tüm noktalarda %10 içinde daha fazla tahmin edildiği belirtilmektedir [30]. Granero ve ark., Flexisource için elde edilen radyal doz fonksiyonu değerlerinin, diğer <sup>192</sup>Ir kaynaklarına ait değerlerle karşılaştırması sonucu, MC hesaplamalarında kullanılan su fantomlarının farklı boyutlarından kaynaklı, radyal doz fonksiyonunda  $r > 5$  cm'lik radyal mesafeler için farklılıkların oluştuğunu gözlemlemişlerdir [23]. Granero ve ark., brakiterapi dozimetrisinde fantom boyutu ve şeklinin etkilerini, <sup>192</sup>Ir ve <sup>137</sup>Cs kaynakları için sıvı suda MC yöntemini kullanarak değerlendirmişlerdir. Farklı fantom boyutlarında, radyal doz fonksiyonundaki en büyük farklılığın, en küçük fantom boyutlarında görüldüğü ve <sup>192</sup>Ir kaynağı için 10 cm'lik yarıçaplı sınırsız bir fantom ile küresel, silindirik ve kübik fantomlar arasındaki radyal doz fonksiyonu değerlerindeki farklılıkların sırasıyla %7, %1 ve %4 olduğu bulunmuştur [31]. Taylor ve Rogers, fantom boyutunun TG-43 dozimetri parametreleri ve saçılmış doz üzerindeki etkisini <sup>192</sup>Ir microSelectron v2 HDR kaynağı için incelemişlerdir [24]. Tedgren ve Carlsson, <sup>192</sup>Ir kaynağına ait deneysel dozimetrik hesaplamalar için, polistren, PMMA ve katı sudan yapılmış çeşitli plastik fantomların su eşdeğerliliğini araştırmışlardır. Yapılan bu çalışmada, plastik fantomların su eşdeğerliliği, fantom malzemesine ve fantom boyutlarına ve de karşılaştırma için kullanılan su fantomunun boyutuna bağlı olduğu gösterilmiştir. PMMA fantomunun, su fantomunun boyutundan bağımsız olarak, daha çok suya eşdeğerliliği gözlemlenirken, büyük boyutlu su fantomlarında Polistren materyali, daha küçük boyutlu su fantomlarında ise katı su fantomunun suya eşdeğerliliği bulunmuştur. Farklı

tedavi planlama sistemlerinde kullanılan su fantomlarının boyutunun, farklı olması sebebiyle fantom tanımlı düzeltme faktörlerinin kullanılması da ayrıca önerilmektedir [32].

### **1.1.3. Brakiterapi Doz Hesaplamalarında Kullanılan Ortam Değişkeni**

TG-43 doz hesaplama yöntemi, doku içerisindeki doz hızı dağılımlarını tanımlamak amacıyla referans ortamı olarak homojen bir su ortamını önerir. Bu yöntem, kaynağın etrafını çevreleyen ortamlarda sudan farklı yapıda olan heterojenlikleri ihmal eder. Ancak heterojen bir ortamın kullanılması, ortamın foton zayıflatmasını ve enerji soğurmasını değiştirmektedir. Basit ve kolay bulunan bir materyal olduğu için, MC dozimetri çalışmalarında, sıvı suyun bileşimini ve kütle yoğunluğunu simüle etmek zor değildir. Deneysel dozimetrik çalışmalarda ise, konumsal doğruluk sağlamak amacıyla genellikle sıvı su eşdeğeri olarak plastik bir ortam kullanılır [32]. Fantom boyutunun aksine, fantom ortam bileşimi nedeniyle oluşan MC dozimetrik belirsizlikler, genellikle foton enerjisinin azalmasıyla ve radyal mesafenin artmasıyla artar.

Chandola ve ark., brakiterapi tedavi planlama sistemlerinde daha kesin sonuçlar elde etmek amacıyla, EGSncr Monte Carlo kodunu kullanarak, yüksek doz hızlı  $^{192}\text{Ir}$  microSelectron v2 kaynağı için, hava ve kortikal kemik gibi homojen olmayan ortamlarda doz farklılıklarını incelemişler ve havanın sahip olduğu düşük yoğunluk nedeniyle, dozu %5.5 ile %6.5 oranında yükselttiğini, kortikal kemiğin ise yüksek yoğunluğa sahip olması nedeniyle, dozu %4.5 ile %5.0 oranında düşürdüğünü göstermişlerdir [33]. Shih-Ming ve ark., HDR tedavi planlama sistemlerinde doz hesabının, materyal yoğunluğunu göz önünde bulundurmaması nedeniyle yüksek doz hızlı microSelectron  $^{192}\text{Ir}$  kaynağına ait doz dağılımlarını, üç farklı Monte Carlo kodunu kullanarak, aynı geometrik yapıya sahip olan su, kemik ve akciğer fantomlarında hesaplamışlar ve daha önceden Williamson ve Li [15] tarafından bu kaynak için su fantomu kullanarak yapılan çalışma ile kendi sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışmalar sonunda, katı su fantomu kullanarak hesapladıkları radyal doz fonksiyonunun, Williamson ve Li'nin çalışmalarıyla uyumlu olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca, kaynak dik eksenindeki mesafe arttığında kemik için bulunan radyal doz fonksiyonunun, sudakinden çok daha fazla azaldığını, akciğerde ise bu değer sudakinden daha az azalış gösterdiğini bulmuşlardır [34]. Wu

ve ark., AAPM TG-43 raporunda verilen doz parametrelerinin hesaplanmasında ortamın su olarak kabul edilmesi ve farklı yoğunluklara sahip olan, özefagus, bronş, akciğer ve kemik gibi organlarda bu parametrelerin doğru olarak değerlendirilememesi sebebiyle, <sup>192</sup>Ir microSelectron HDR kaynağına ait doz dağılımlarını, Monte Carlo yöntemiyle su, kemik ve akciğer dokusunda hesaplamışlardır. Kaynak dik eksenli boyunca derinlik arttıkça, kemiğin lineer zayıflatma etkisinin sudan daha yüksek olması sebebiyle, radyal doz fonksiyonunun kemikteki değerinin sudaki değerinden daha hızlı azalım gösterdiği, akciğer dokusunun lineer zayıflatma katsayısının sudan küçük olması sebebiyle, radyal doz fonksiyonunun suda hesaplanan değerinden daha yavaş azaldığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, radyal doz fonksiyonlarının sadece fantom boyutuna değil aynı zamanda materyal yoğunluğuna da bağlı olduğu bulunmuştur [35].

#### **1.1.4. Tedavi Planlama Sistemlerinde Kullanılan Aplikatör Materyali**

Brakiterapi kaynağının tedavi bölgesine yerleştirilmesini sağlayan aplikatörler, kaynağın doz etkisini azaltacak koruyucu bir kalkan oluştururlar. İntrakaviter brakiterapi uygulamalarında kullanılan aplikatörler, sağlamlığı ve sürekli kullanılabilme özelliği bakımından yaygın olarak paslanmaz çelikten yapılırlar [36]. Diğer bilinen aplikatör materyalleri ise, alüminyum alaşım, plastik ve naylon içermektedir. Plastik aplikatörler, bazen CT planlama görüntüleri üzerinde oluşan yapay çizgilerden kaçınmak amacıyla metalden yapılmış aplikatörlerin yerine kullanılabilirler [37]. Aplikatörler, sudan farklı yoğunluk ve atom numaralı materyallerden oluşmaktadır ve bu nedenle onların doz üzerindeki etkisi düşünüldüğü zaman TG-43 tabanlı doz hesaplamalarının sonuçlarını değiştirebilir [38]. Ancak, MC simülasyon çalışmalarında ve tedavi planlama sistemlerinde aplikatör materyalinin yapacağı etki göz ardı edilerek doz hesaplarına katılmamaktadır.

Sung-Joon ve ark., yüksek doz hızlı brakiterapi uygulamalarında kullanılan intrakaviter türü aplikatörlerin zayıflatma etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada, HDR brakiterapi sistemlerinde kullanılan <sup>192</sup>Ir spektrumunun düşük enerji bileşenlerine sahip olması sonucu, bu enerjilerin yüksek atom numaralı materyallerden yapılmış intrakaviter aplikatörler tarafından soğurulmasının söz konusu olduğunu ve aplikatör zayıflatma etkisinin ihmal edilmesinin fark edilebilir doz hatalarına yol açabileceği öne sürülmüştür. Aplikatörün olmadığı sadece <sup>192</sup>Ir kaynağının bulunduğu bir durum

ile kaynağın aplikatör içine yerleştirildiği başka bir durum için doz dağılım hesabı, Monte Carlo simülasyon çalışmalarıyla yapılmış ve aplikatör zayıflatma etkisinin ihmal edilmesiyle, dik düzlem boyunca hesaplanan dozun %3.5 oranında daha fazla tahmin edildiği bulunmuştur [39]. Yalnızca mesane ve rektumu korumak amacıyla, jinekolojik aplikatörlere eklenen tungsten ve paslanmaz çelik materyalleri üzerine yapılan çalışmalarda, bu tür koruyucu materyallerin %10-%20 arasında kritik yapılar için dozu azalttığı gözlenmiştir [40]. Hepel ve Wazer, kısmi göğüs ışınlama işlemi için kullanılan brakiterapi tekniklerini karşılaştırarak, farklı aplikatörlerin yapısal farklılıklarını incelemiştir [41]. Gaudreault ve ark., paslanmaz çelik ve polioksimetilenden oluşan aplikatör materyallerinin ve birbirine paralel olarak duran iki aplikatörden birinin içinde brakiterapi kaynağının bulunması durumunda dozda oluşabilecek değişiklikleri karşılaştırmışlardır. Gözlemci kataterin arkasındaki doz farkının büyüklüğünün, gözlemci kataterin materyal bileşimine ve içindeki havanın varlığına bağlı olarak değişeceği bulunmuştur [42].

#### **1.1.5. Modern Doz Hesaplama Algoritmaları**

Brakiterapi doz hesaplamalarında, TG-43 formülasyonundan model tabanlı doz hesaplama algoritmalarına geçişin kolaylaştırılması için tedavi planlama sistemleri tarafından kullanılan algoritmalar, doku bileşimi ve yoğunluğunu, vücut sınırlarını ve aplikatör geometrisini dikkate alarak, doz hesaplama yöntemlerinde daha doğru bir yaklaşımın ele alınmasını amaçlamaktadır. Son zamanlarda, bu amaç doğrultusunda mevcut algoritmaların doğruluğunu incelemek ve bu yöntemleri en uygun hale getirmek üzere birtakım araştırmalar yapılmıştır [43].

Papagiannis ve ark., mevcut algoritmaların temel özelliklerini ve klinik uygulamalarını gözden geçirerek elde ettikleri sonuçları değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada hesaplanan sonuçlar, klinik olarak mevcut olan model tabanlı doz hesaplama algoritmalarında, TG-43 tabanlı hesaplamalara kıyasla anlamlı bir dozimetrik iyileşme elde edildiğini doğrulamıştır [44]. Moura ve ark., yüksek doz hızlı brakiterapi uygulaması için kullanılan tedavi planlama sistemi algoritmalarını doğrulamak ve heterojen bir ortamda doz değerlerini ölçmek amacıyla, farklı materyallerin kullanıldığı deneysel bir fantom tasarlamışlardır. Bu çalışmada yapılan deneysel dozimetrik sonuçlar, tasarlanan fantomda heterojen materyallerin farklılıklarını ortaya koymuştur. Aynı zamanda bu farklılıklar, MC simülasyonu ve

Acuros tedavi planlama sistemi kullanılarak da doğrulanmıştır [45]. Peppas ve ark., <sup>192</sup>Ir intertisyel meme brakiterapisinde TG-43 yöntemine alternatif olarak, model tabanlı doz hesaplama algoritmalarının uygulanmasına yönelik retrospektif bir çalışma yapmışlardır. Cilt yakınında ve implanttan nispeten uzak mesafelerde, risk altındaki organlar için TG-43 formülasyonunun doz aşırı tahminine yol açan önemli doz farklılıkları görülmüştür [46]. Terrabilini ve ark., Advanced Collapsed Cone Engine (ACE) algoritmasının doz hesaplama performansını, hızlandırılmış kısmi göğüs ışınlama tedavileri için TG-43 ve MC yöntemleri ile hesaplanan doz dağılımlarını karşılaştırarak incelemişlerdir. Yapılan çalışmada, bu algoritmanın kullanılmasıyla planlanan hedef hacimde elde edilmiş dozimetrik parametrelerin, MC ile elde edilen değerlerle karşılaştırılmasında %3 daha fazla doz tahmininde bulunduğu gözlemlenmiştir [11].

## 1.2. Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında birincil amaç, AAPM TG-229 raporu tarafından yüksek doz hızlı <sup>192</sup>Ir kaynakları için önerilen kaynak dizaynları ve simülasyon parametreleri dikkate alınarak, klinik kullanımda olan bu kaynaklara ait yeni ve güncel dozimetrik veri kümelerini elde etmek ve bu sonuçları literatürde <sup>192</sup>Ir kaynak modelleri için hesaplanmış diğer veri kümeleriyle karşılaştırmaktır.

İkincil amaç ise, elde edilen bu veri kümelerini günümüz tedavi planlama sistemlerinde kullanılan doz hesaplama formülasyonu ile aynı işlemi yapabilen TPSDose43 programına veri girişi olarak tanımlayıp, dozimetrik parametreler üzerinde çeşitli analizler yaparak doz değerlerinde oluşabilecek farklılıkları incelemektir.

Son olarak, TG-43 doz hesaplama formülasyonu tarafından göz ardı edilen birtakım faktörlerin (ortam heterojenliği ve sınırlı hasta boyutları) doz değerleri üzerinde oluşturabileceği etkileri incelemek amacıyla, gerçek bir meme hastasına ait bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak oluşturulan insan dokusu ve anatomisine eşdeğer 3-boyutlu vokselize edilmiş bir fantomda, hastaya özgü tanımlanmış olan test durum planlarını geliştirip, su ve gerçek doku ortamlarında Monte Carlo simülasyon yöntemi ile hesaplanan doz değerlerinin incelenmesi sonucu elde edilecek verilerin, klinik kullanım için gerekli olabilecek mevcut altyapıyı oluşturması hedeflenmektedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Brakiterapi

Brakiterapi, prostat, meme, akciğer, özofajiyal, serviks, göz ve baş-boyun gibi birçok kanser türünün tedavisinde kullanılan önemli bir radyoterapi yöntemidir. Brakiterapi tedavi yöntemi, genellikle derin yerleşimli veya cerrahi işlemlerin mümkün olmadığı tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Bu yöntemde, radyoaktif kaynak hedef hacmin içine veya yakınına yerleştirilerek, sağlıklı doku hasarının en aza indirilmesi ve hedef dokunun maksimum doz alması amaçlanmaktadır. Radyasyon dozu, ters kare yasasına göre uzaklığa bağlı olarak hızla düştüğü için, çoğu normal doku özellikle de kritik organlar, daha az doz alırken tedavi alanını çevreleyen bölge yüksek oranda doz almaktadır.

Bu tedavi yönteminde, kaynakların tümörle olan konumlarını koruması sonucu, hasta hareketi nedeniyle oluşabilecek hataların azaltılması ve hedef hacme verilecek dozun düzgün olarak lokalize edilmesi, hedef hacmin dışında dozda keskin bir düşüşün olması ve kısa zamanda tedavinin uygulanması gibi birtakım avantajların yanı sıra, yeri iyi belirlenmiş tümörlerin tedavisinde kullanılıyor olması, küçük lezyonlar için sonucun iyi olması ve bazı brakiterapi uygulamalarında, tohum kaynaklarının implant edilmesi sırasında cerrahi bir işlemin yapılıyor olması gibi birtakım dezavantajlar da söz konusudur.

Uygulama, “interstisyel” (kaynaklar doğrudan tümör hacminin içine cerrahi bir işlemle yerleştirilir) ve “intrakaviter” (kaynaklar tümör hacminin yakınındaki vücut boşluklarına yerleştirilir) brakiterapi olmak üzere iki temel yöntemle yapılmakta olup; yüzeysel, intralüminal, intraoperatif ve intravasküler gibi daha az yaygın olan uygulama şekilleri de mevcuttur.

Brakiterapide tedavi süreleri, dozun kısa bir süreliğine verildiği ve istenilen doza ulaşıldığında kaynakların tedavi bölgesinden uzaklaştırıldığı geçici implantlar ve dozun kaynağın bozunma süresi boyunca verildiği daimi implantlar olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Kaynağın enerjisine bağlı olarak göz önüne alınan ve en sık kullanılan brakiterapi kaynak doz hızları ise, düşük doz hızlı (LDR) ve yüksek doz hızlı (HDR) brakiterapi kaynaklarıdır.

Hastaya uygulanacak olan kaynak transferi, ön yüklemeli (aplikatörler önceden hedef hacmin içine ya da yakınına yerleştirilir ve bu yerleştirme sırasında kaynaklar implant edilir) veya uzaktan kontrol edilebilen sonradan yükleme (aplikatörler ilk olarak hedef hacme yerleştirilir, daha sonra kaynaklar transfer kabloları vasıtasıyla aktarılır) tekniği kullanılarak yapılmaktadır. Sonradan yükleme tekniğiyle kaynağın transferi sırasında, diğer ön yükleme tekniğine göre tıbbi görevlilerin radyasyona maruz kalması azaltılmış, aplikatör ile kaynak pozisyonlarında daha büyük bir hassasiyet sağlanmış olur. Dolayısıyla, bu uygulama daha doğru bir doz dağılımının elde edilmesine yol açar.

## **2.2. Brakiterapi Tedavi Planlama Sistemi**

Brakiterapi tedavi planlama süreci, hastalık tanısı, aplikatör ya da kateter yerleşimi, görüntüleme ve tedavi uygulaması olmak üzere tümörün vücuttaki konumuna bağlı olarak, her hastanın anatomisine ait özelleştirilmiş birtakım klinik değerlendirmelerden oluşmaktadır. Tedavi süreci, hastaya konulan tanısal işlemlere bağlı kalınarak, aplikatör, kateter veya iğnelerin, tümörün lokalizasyonu ve büyüklüğüne göre seçilip hedef hacme yerleştirilmesi ile başlar. Aplikatörlerin doğru bir şekilde yerleştirilmesini sağlamak amacıyla, CT, MRI veya ultrason gibi görüntüleme araçları kullanılarak, tedavi bölgesinin 3-boyutlu görüntüsü elde edilir. Görüntüleme, kaynak yolunun izlenmesine olanak tanıyan ve radyoaktif özellik taşımayan “yalancı” olarak adlandırılan bir radyopak kaynak, tedavide kullanılacak aplikatörün kapalı olan diğer ucuna ulaşıncaya kadar ilerletilir. Bu işlem tamamlandıktan sonra radyasyon onkoloğu tarafından, aplikatörlerin belirlenen konumlarda olup olmadığını kontrol etmek ve tedavi alanına özel bir plan yapmak amacıyla, konvansiyonel radyografik simülatör veya bilgisayarlı tomografik simülatör kullanılarak simülasyon işlemi yapılır.

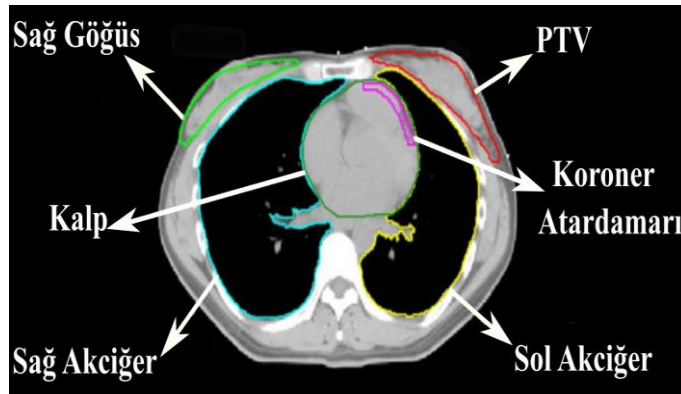
Yazılım alanındaki yeni yaklaşımlar sayesinde, daha önceden 2-boyutlu planlama sistemi kullanılarak hesaplanan doz dağılımlarının yerine, bugün 3-boyutlu tedavi planlama sistemleri ile her hastaya özgü tedavi planlaması yapılarak, doz dağılımları çok daha kesin bir şekilde elde edilebilmektedir. Bilgisayarlı planlamada, simülasyondan alınan görüntüler ve hastaya ait CT veya MR görüntüleri bilgisayar ortamına doğrudan aktarılır. Böylece, aplikatörün her kanalı için kaynağın transfer edileceği kaynak yolu ve onu çevreleyen anatomi bilgisayar sisteminde üç boyutlu

olarak yeniden oluşturulabilir. Doz dağılımı hesaplanırken, aplikatör boyutu ve materyali dikkate alınmaz. Ancak aplikatörün konumu, kaynağın nereye yerleştirilebileceğini belirlemek amacıyla görüntüleme tasvir edilmelidir. Şekil 2.1’ de, örnek bir göğüs hastası için kullanılan MammoSite® balon aplikatörünün, bilgisayarlı tomografi görüntüsü verilmektedir.



**Şekil 2.1.** MammoSite® balon aplikatörünün kullanıldığı göğüs brakiterapi tedavisinde CT' den alınmış aksiyel görüntüsü [47] .

Görselleştirilmiş bilgiden, planlanan hedef hacim (PTV) ve tedavi alanına yakın risk altındaki organlar (OAR) belirlenip, konturlama işlemi tamamlandıktan sonra, optimize edilmiş bir tedavi planını manuel olarak hazırlayarak, kaynak konumlarını ve her konumdaki kaynak bekleme sürelerini ayarlamak mümkündür. Şekil 2.2’ de, bir göğüs hastasının CT görüntüsünde, PTV ve OAR hacimlerinin belirlenmesi amacıyla yapılmış konturlama işlemi gösterilmektedir.



**Şekil 2.2.** PTV ve OAR hacimlerinin konturlama işleminin örnek gösterimi [48].



Burada dikkat edilmesi gereken durum, doz planını uygulamadan önce doz dağılımını grafiksel olarak inceleyerek, sıcak noktaların ve soğuk noktaların oluşmadığı ve risk altındaki organlar için klinik olarak belirlenen tolerans doz değerlerinin aşılmadığı bir planlama yapmaktır. Bunun için sağlıklı doku ve hedef hacim tarafından alınan dozun grafiksel bir gösterimi olan doz hacim histogramları (DVH) çizdirilerek, 3-boyutlu uzayda doz değeri dağılımının istatistiksel değerlendirilmesi yapılır. Tedavi planlama sistemlerinde tanımlanmış olan hedef hacmin içindeki bir noktada hesaplanan nihai doz değeri, tüm kaynaklardan veya bir kaynağın tüm bekleme pozisyonlarından gelen doz katkılarının toplamı yoluyla elde edilir.

Tedavi planlama sistemlerinde (TPS) amaç; belirlenmiş olan hedef bölgede öngörülen homojen ve maksimum doz dağılımına ulaşarak, bu bölgenin çevresinde bulunan kritik organ ve sağlam dokulara düşük doz değerini vermektir. Ayrıca, uygulanabilen ve yüksek hassasiyetle tekrarlanabilir bir plan yapmakta önemlidir. Tedavi süreci, hastaya özgü hazırlanmış olan tedavi planının onkoloji uzmanı tarafından onaylanmasından sonra, hesaplanan doz değerlerinin tedavi planlama sisteminden tedavi birimine aktarılması ve hastaya uygulanması şeklinde sonlandırılır.

### **2.3. Klinik Doz Hesabı**

Tedavi planlama sistemlerindeki doz hesabı, her bir kaynak modeli için deneysel olarak ölçülmüş sudaki doz hızı tablolarının kullanılması ile “interpolasyon” olarak adlandırılan ara değer hesaplama işlemlerine dayanmaktadır. Bu doz hızı tabloları, tedavi planlama sistemlerinde referans veri girdisi olarak kullanılırken, aynı zamanda bu tedavi sistemleri tarafından yapılan doz hesaplamalarının doğruluğunu kontrol etmek amacıyla da kullanılabilir [49]. Bazı tedavi planlama sistemlerinde bu doz hızı tabloları, literatürde her bir kaynak modeli için yapılmış dozimetri çalışmalarından elde edilen ve TG-43 formülasyonunda doz hesaplama işlemlerinde kullanılan  $F(r, \theta)$ ,  $g(r)$  ve doz hızı sabiti gibi dozimetrik parametrelerin, kullanıcı ya da üretici tarafından veri olarak girilmesi ya da tedavi planlama sistemleri tarafından kullanılan doz hesaplama algoritmasını, dozimetrik parametrelerin değerleriyle eşleştirmek amacıyla bu parametrelerin farklı bir formata dönüşümü ile oluşturulabilir [4]. Birçok TPS’de farklı metotlar kullanıldığından dolayı, doz hesaplamaları arasında büyük farklılıklar olmaktadır. Bunun için en iyi yöntem, literatürden doğrudan alınmış

ve iyi referans edilmiş olan doz hızı tablolarını kullanmaktır. Her durumda, klinik açıdan sınırlamalar göz önüne alındığında, TPS hesaplamalarını doğrulamak için her zaman referans olarak alınan doz hızı tablolarıyla tam bir doğrulama yapılmalıdır.

Klinik olarak kullanımda olan HDR brakiterapi kaynaklarının birçoğu için dozimetrik veri kümeleri, Monte Carlo teknikleri veya deneysel yöntemler kullanılarak oluşturulmaktadır [22]. Radyoaktif kaynağa yakın mesafelerde, yüksek doz gradientinin görülmesi [50] ve deneysel dozimetre işlemlerinde kullanılan dedektörlerin fiziksel boyutları nedeniyle konumlanma hatası [27], bu bölgede herhangi bir noktadaki doz hızı değerlerinin tam olarak belirlenmesinde birtakım zorluklara neden olmaktadır. Günümüzde brakiterapide kullanılan başlıca dedektörler, termoluminesans dozimetreler (TLD) [51] ve radyo-kromik filmlerdir. TLD sistemi, küçük boyutlu ve doku eşdeğerine yakın özellikte olması bakımından diğer dozimetrik sistemlere göre avantajlıdır. Bu sistem, kablo bağlantısına gereksinim duymamakla birlikte sıcaklık gibi çevresel şartlardan da etkilenmemektedir. Diğer taraftan, modern Monte Carlo tabanlı kodlar, güncel tesir kesiti verilerini ve brakiterapi kaynak modelleri ile aplikatör geometrisini modelleyebilmek amacıyla ileri düzeyde birtakım araçlar içerirler. Ancak hiçbir dozimetrik sistem tek başına tüm koşulları sağlayamayacağından [50], brakiterapi tedavi planlamasında gereken uygun dozimetrik veriyi elde etmek amacıyla, deneysel olarak doğrulanmış Monte Carlo hesaplamaları kullanılır.

#### **2.4. Monte Carlo Parçacık Taşınması**

Monte Carlo metodu, analitik çözümü mümkün olmayan fiziksel veya matematiksel problemler için, tekrarlanan rastgele örneklemeler yardımıyla sayısal çözümler üreten bir hesaplama tekniğidir [52]. Bu yöntem, özellikle 1930' lardan sonra hızla gelişmeye başlamıştır. Los Alamos laboratuvarlarında nükleer silah geliştirilmesi projesinde çalışan bilim adamları tarafından ilk kez ortaya atılmış olup, 1940 yılları sonlarında John Von Neumann ve Stanislaw Ulam [53] tarafından geliştirilmiştir. 1950 yıllarında gelişmiş bilgisayar sistemlerinin artmasıyla pek çok teorik incelemede Monte Carlo yaklaşımı kullanılmıştır.

Monte Carlo metodu, fiziksel bir süreci doğrudan simüle etmeye yarayan istatistiksel bir yöntemdir. Sürecin davranışını tahmin etmek için, süreci temsil eden analitik denklemlerin bilinmesine gerek duyulmadan, incelenen sürecin bir olasılık

dağılım fonksiyonu ile temsil edilebilmesi yeterlidir. Monte Carlo simülasyonu, bu olasılık dağılım fonksiyonundan rastgele örneklemeler yaparak çalışır. Dolayısıyla yapılan birçok simülasyon sonucunda oluşan örneklemelerin ortalaması alınarak, istenilen sonuca ulaşılır.

MC özellikle brakiterapi dozimetrisinde ve tıbbi fizik uygulamalarında [54, 55] güçlü bir araç haline gelmiştir. Monte Carlo tekniği ayrıca, nükleer fizikten mühendisliğe, askeri silah ve sistemlerinden uzay sistemlerine, pek çok alanda da kullanılmaktadır.

#### **2.4.1. Radyasyon Taşıma Hesaplamaları için Monte Carlo Metodu**

Foton ve elektron türündeki parçacıkların madde ile etkileşmesi iyi anlaşılmış olmasına rağmen, bu etkileşmelerin stokastik davranışı nedeniyle ortama bırakılan doz değerinin, bu ortamda oluşturacağı hasarın etkisini tanımlamak için analitik bir ifade geliştirmek zordur. Örneğin, etkileşmelerde ortaya çıkan parçacıkların türünün ne olacağı, parçacığın kaynağın hangi bölgesinden ne kadarlık bir enerjiyle hangi doğrultuda yayınlanacağı, ortama giren her bir parçacığın etkileşme yapmadan önce ne kadar yol alacağı, ilk etkileşim noktasının nerede olacağı ve enerjisinin ne kadarını bu noktada bırakacağı gibi durumlar rastgele bir dağılıma sahiptir. Monte Carlo yöntemi, doz dağılımını doğru bir şekilde tahmin etme konusunda uzun zamandır kullanılan standart bir yöntemdir. Monte Carlo metodunda, hangi tür parçacıkların nasıl bir kaynak geometrisinden çıkacağı, üretilen bu parçacıkların çıkış enerjisi, konum bilgisi ve yönelimlerinin ne olacağı, hangi tür parçacıkların etkileşmelerinin önemseneyeceği bilgisi açıkça belirtilmesi gerekir.

#### **2.4.2. Foton Geçisi**

Brakiterapi kaynak dizaynlarına ait MC tabanlı dozimetre işlemlerinin gerçekleştirilmesi için nihai şart, kaynakların geometrik olarak modellenmesi ve aktif çekirdeğin içindeki birincil fotonların rastgele üretilmesidir. Birincil ve ikincil fotonların, Monte Carlo hesaplama yöntemi ile izlenmesine ait akış şeması Şekil 2.3' de verilmiştir.

Taşınmayı bekleyen parçacıklara ait enerji, konum ve doğrultu parametrelerinin yer aldığı “Yığın (Stack)” bölümünde, ilk fotonu ait parametreler tanımlanarak foton taşıma süreci başlatılır. Taşınma rutinine giren bir foton ilk olarak,

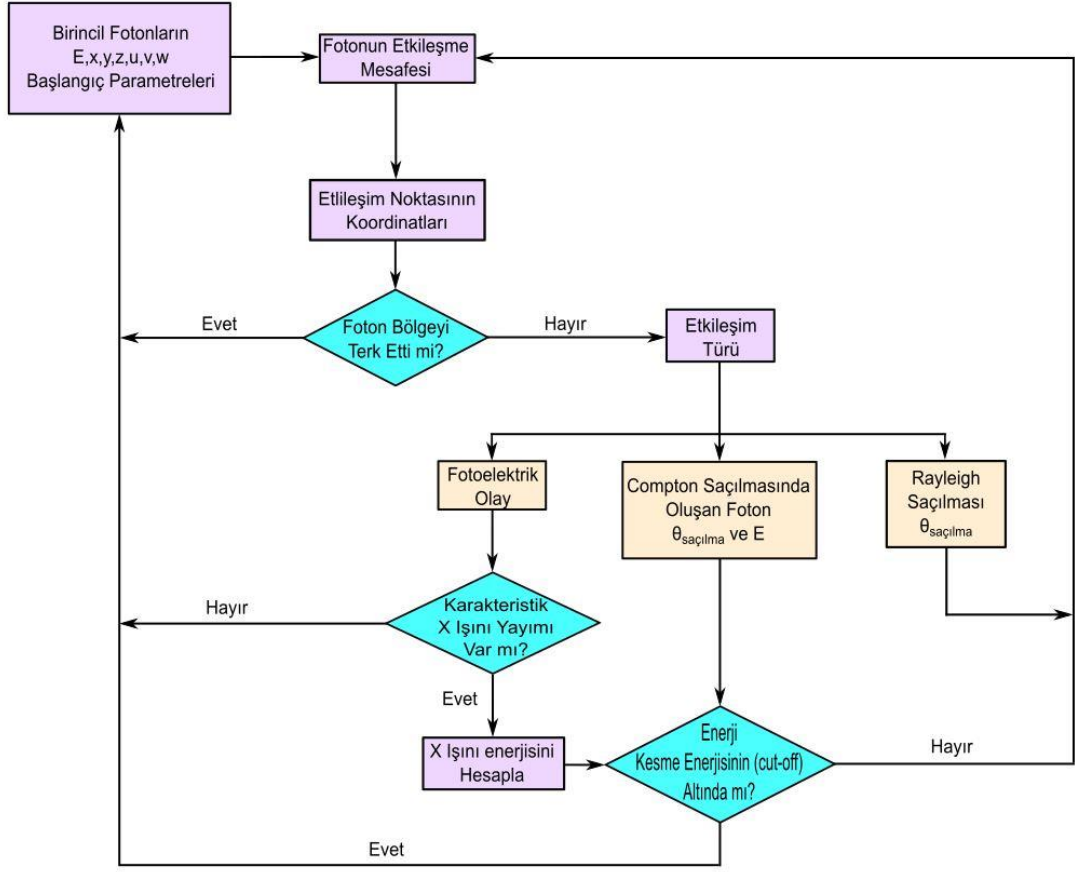
enerjisinin kullanıcı tarafından belirlenen kesme enerjisinin (cut-off) altında olup olmadığını görebilmek amacıyla test edilir. Eğer foton enerjisi belirlenen kesme enerjisinden küçükse, fotonun taşıma işlemi bulunduğu yerde sonlandırılır. Şayet yığın bölümü boş ise, yeni bir parçacık nesili (takip edilecek foton sayısı) simülasyon işlemi için yeniden başlatılır. Eğer bu fotona ait enerji kesme enerjisinden büyükse, parçacığın etkileşim mesafesi belirlenir. Parçacıklar, toplam etkileşme tesir kesitine bağlı olan bir olasılık dağılımıyla belirlenen belli mesafeleri kat eder. Bu mesafe aşağıdaki gibi belirlenir.

$$s = -\frac{1}{\Sigma_{Toplam}} \ln(R) \quad (2.1)$$

$$\Sigma_{Toplam} = \Sigma_{Fotoelektrik} + \Sigma_{Compton} + \Sigma_{ÇiftOlusum} \quad (2.2)$$

Burada s; etkileşim mesafesi,  $\Sigma_{Toplam}$  ; toplam etkileşme olasılığı ve R; 0 ve 1 arasında rastgele üretilen bir sayıdır.

Etkileşim mesafesi belirlendikten sonra, foton bu etkileşim noktasına taşınır. Eğer foton, ilgilenilen hacim bölgesini terk ederse o zaman parçacık taşıma işlemi sonlandırılır. Aksi halde hangi etkileşim türünün meydana geldiğini görmek için örnekleme yapılmaya devam edilir. Bu işlemden sonra, etkileşim sonucu oluşan foton ve elektronların enerjileri ve doğrultuları belirlenebilir. Oluşan bu ikincil parçacıkların taşınması için parçacıklar yığın bölümüne koyulur ve sonrasında tüm süreç, yığın bölümü boş kalana ve ortama gelen parçacıkların hepsi kullanılana kadar tekrarlanır [56].



**Şekil 2.3.** Bir radyoizotop kaynak tarafından yayılan birincil ve ikincil fotonların örneklenmesi için MC yönteminin basitleştirilmiş akış şeması [57].

Radyoterapide doz hesabı için kullanılan farklı birçok MC simülasyon programları mevcuttur. EGSnrc [58, 59], MCNP [60], PENELOPE [61], FLUKA [62] ve GEANT4 [63] bunlardan birkaçıdır. Brakiterapi kaynak dizaynlarının silindirik simetriye sahip olması, kaynakların matematiksel simülasyon işlemlerini kolaylaştırır. MC tabanlı mevcut kodların birçoğunda, silindir, küre ve elips gibi birtakım basit matematiksel nesnelerin bir araya getirilmesiyle herhangi bir geometrik nesneyi oluşturmak için gereken güçlü bir geometrik simülasyon paketi bulunur. Bu kod sistemlerinde, farklı element ve materyalleri simüle etmek amacıyla genellikle farklı tesir kesiti kütüphaneleri kullanılmasına rağmen, foton taşıma işlemi birbirine oldukça benzemektedir. MC tabanlı bu kodlardan, EGSnrc ve PENELOPE, foton ve elektronun taşıma işlemlerini simüle ederlerken, MCNP ve GEANT4 gibi kodlar ayrıca proton ve nötron gibi diğer parçacıkları da simüle edebilirler. C++ programlama dilinde yazılmış olan GEANT4 hariç, bu kodların hepsi, Fortran programlama dilinde yazılmıştır [56].

### 2.4.3. EGSnrc Kullanıcı Kodu

Elektron-Gama Sağanağı (EGS) Monte Carlo sistemi 1 keV enerjiden birkaç yüz GeV'lik enerjiye sahip fotonların ya da yüklü parçacıkların taşınma işlemini her bir element, bileşik ya da karışım ortamında üç boyutlu olarak simüle etmek amacıyla kullanıma sunulmuş bir programdır. EGSnrc Monte Carlo kodu, Stanford Lineer Hızlandırıcı Merkezi (SLAC) tarafından yayınlanan EGS4 [64] kod sistemi tabanlı, Kanada'nın Uluslararası Araştırma Merkezi tarafından geliştirilmiş son versiyonudur.

Electron Gamma Shower National Research Center of Canada (EGSnrc) kod sistemi tarafından hesaplanabilen fiziksel süreçlerden bazıları, Bethe-Heitler ya da NIST tesir kesitleri kullanılarak Bremsstrahlung fotonu üretimi, fotoelektrik etki, Compton saçılması, çift oluşumu, koherent (Rayleigh) saçılma, Moller ve Bhabha saçılması, atomik relaksasyon sonucu K, L ve M kabuklarından yayınlanan flüoresans ışınmaları ve Auger ve Coster-Kronig elektronları üretimidir [59].

EGSnrc Monte Carlo parçacık geçiş kodu, “ kullanıcı kodu” ve “standart kod” olmak üzere iki temel kısımdan meydana gelmiştir. EGSnrc programıyla birlikte gelen standart kod içerisinde, radyasyon-madde etkileşmeleri için simülasyonda kullanılacak tüm fiziksel formüller ve istatistiksel yöntemler mevcut iken, kullanıcı tarafından yazılabilen kullanıcı kodunda ise; MAIN, HOWFAR, HOWNEAR ve AUSGAB kısımları bulunmaktadır. MAIN alt programı, simülasyonda taşınacak her bir foton ya da elektron için başlangıç parametrelerini belirleyip, simülasyon içindeki olayların sırasını kontrol etmek ve programın çalışması sırasında her bir etkileşmeden sonra bu etkileşmelerle ilgili verilerin belirli rutinlere gönderilmesini sağlamak amacıyla kullanıcı tarafından yazılır. MAIN' de, atom numarası 1 den 100'e kadar olan elementler için tesir kesiti tabloları kullanılarak ortam materyallerinin hazırlandığı PEGS4 dosyalarının okunması için HATCH alt programı ve kullanıcı tarafından tanımlanan birincil parçacıkların başlangıç konumu, enerjisi ve doğrultusu hakkındaki bilgiye karar verilip bu parçacıkların üretildiği SHOWER alt programı bulunmaktadır. HOWFAR ve HOWNEAR, simülasyon bölgesinde parçacıkların konumunu izleyerek ortamın geometrisini belirleyen alt programlardır. HOWFAR, birincil parçacığın simülasyon ortamında etkileşmeden önce ne kadar uzağa gideceğini hesaplamak için rastgele sayı üreticini ve tesir kesiti verisini kullanır. HOWNEAR ise, bu parçacığın mevcut konumundan en yakın bölge sınırına olan mesafesini hesaplar.

Eğer parçacığın yolu bir bölge sınırıyla kesişirse parçacık etkileşmez ve HOWFAR tekrar çağrılmadan önce bu parçacık yeni bir bölgeye taşınır. UPHI, elektron ve fotonlar arasındaki etkileşimi kontrol eder. AUSGAB, etkileşmenin nerede meydana geldiğini, ne kadar sıklıkla meydana geldiğini ve etkileşim sırasında ne olduğunu, simülasyonda depo edilen doz ve kerma gibi arzu edilen verilerin sonuçlarını kontrol etmek amacıyla tüm fiziksel işlemlerin özetini sunan bir alt programdır.

## 2.5. Foton Madde Etkileşmeleri

Fotonlar dolaylı olarak iyonlaştırıcı parçacıklar olup, madde ile etkileşmeleri stokastik bir olaydır. Elektronların aksine fotonlar, maddeden geçerken bir veya birkaç etkileşmeye maruz kalabilir ya da hiçbir etkileşme yapmadan ortamı terk edebilirler. Her bir etkileşimde, yüklü veya yüksüz ikincil iyonize parçacıklar oluşur ve oluşan ikincil fotonlar etkileşimden önce madde içinde bir miktar yol alabilirken, yüklü parçacıklar enerjilerini etkileşim alanına yakın bir bölgede depolayıp, yerel enerji birikimine katkı yaparlar.

Maddeler aracılığıyla fotonların taşınmasında analitik ve simülasyon tabanlı hesaplamaların kullanılması, fotonların taşındığı ortam ile olası etkileşim bilgisinin yanı sıra, ortamla yapılan her bir etkileşimin istatistiksel olasılıkları ve sonuçları hakkında da bilgi gerektirir. Bir fotonun madde ile etkileşime girebileceği çok sayıda etkileşme türü vardır. Bu olası etkileşmeler, birincil fotonların sahip oldukları enerji değerine bağlıdır. Brakiterapi kaynakları sınırlı boyutlara sahip olup, genellikle metalik bir kılıf ile kapsüllenmiş radyoaktif bir çekirdekte oluşurlar. Radyoaktif çekirdek ve kapsül materyali içindeki foton etkileşmeleri sonucu oluşan foton enerji spektrumu, kaynak çekirdeği etrafında herhangi bir filtrasyon olmadan üretilen enerji spektrumundan farklı olur. Brakiterapide bu enerji aralığı, birkaç keV' den yaklaşık 1MeV' e kadar uzanır. Brakiterapiyle ilgili bu enerji aralığında, fotoelektrik etki, koherent (Rayleigh) saçılma ve koherent olmayan (Compton) saçılma gibi birtakım etkileşme türleri, fotonun ortam içerisinde soğurulmasına ve saçılmasına katkı yapar. Çift oluşum olayının gerçekleşebilmesi için 1.02 MeV'lik minimum bir enerjiye gereksinim duyulacağından bu çalışmada ele alınmamıştır. Fotonların soğurucu bir ortam ile etkileşmesinin meydana gelme olasılığı, tesir kesiti,  $\sigma$ , terimiyle ifade edilir. Tesir kesiti, fotonun enerjisine ve soğurucu ortamın atom numarasına bağlıdır.

### 2.5.1. Fotoelektrik Olay

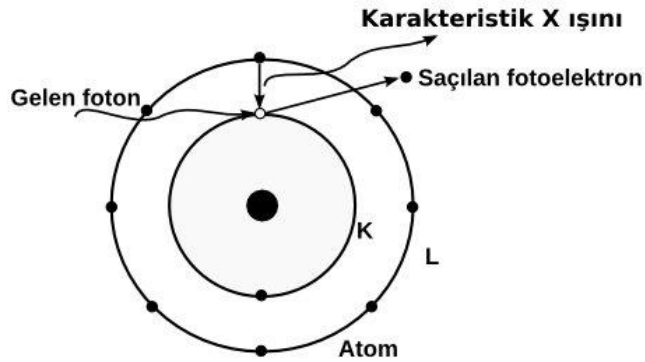
Fotoelektrik olay esnasında gelen bir foton, üzerine gönderildiği atomun bir yörünge elektronu ile etkileşme yapması sonucunda, sahip olduğu enerjinin bir kısmını elektronun bağlanma enerjisine geri kalan kısmını ise koparılan elektronun kinetik enerjisine aktarır. Etkileşme sonrasında, foton yok olurken elektron belli bir kinetik enerjiyle saçılır. Elektronun aktarılan kinetik enerjisi;

$$E_K = h\nu - E_B \quad (2.3)$$

formülü ile verilir. Burada  $h\nu$  gelen fotonun enerjisi,  $E_B$  ise elektronun bağlanma enerjisidir. Fotoelektrik olay için atomik soğurma katsayısı;

$$\sigma_{ph} \propto Z^4 / (h\nu)^3 \quad (2.4)$$

eşitliği ile verilir. Bu bağıntı bize, fotoelektrik olayın yüksek atom numaralı soğurucularda ve düşük foton enerjilerinde daha etkin olduğunu gösterir. Fotoelektrik olay sonrasında atomik kabukta oluşan boşluk, bir üst yörüngeden geçen bir elektron ile doldurulur. Bu geçiş esnasında yayınlanan enerji, elektronun her iki kabukta sahip olduğu bağlanma enerjilerinin farkına eşittir. Yörüngeler arasındaki bu enerji farkı ya bir fotonun yayınlanmasıyla oluşan karakteristik X ışını şeklinde salınır ya da bu enerji, ikinci bir atomik elektrona aktarılarak elektronun atomdan çıkmasına (Auger elektronu) neden olur (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Fotoelektrik Olay.



### 2.5.2. Compton Olayı

Compton saçılması, enerjisi  $h\nu$  olan bir fotonun, atomdan kolayca ayrılabilen (serbest olarak kabul edilen) bir yörünge elektronuyla etkileşimini ifade eder (Şekil 2.5). Gelen fotonun enerjisi yörünge elektronunun bağlanma enerjisinden oldukça büyüktür. Foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarırken kendisi de  $h\nu'$  enerjisiyle geliş doğrultusundan  $\theta$  saçılma açısı ile saçılır. Foton dalga boyundaki değişim  $\Delta\lambda$ , Compton ilişkisi olarak da iyi bilinen aşağıdaki denklem 2.5 ile verilir;

$$\Delta\lambda = \lambda_c(1 - \cos\theta) \quad (2.5)$$

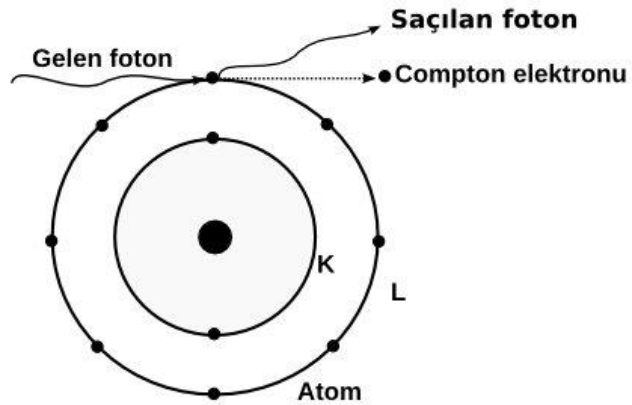
Burada  $\lambda_c$ , elektronun Compton dalga boyudur, ve

$$\lambda_c = h/m_e c = 0.024 \text{ \AA} \quad (2.6)$$

ifadesi ile verilir. Foton tarafından elektrona aktarılan maksimum enerji, foton geri saçıldığı zaman ( $\theta = 180^\circ$ , de  $\cos\theta = -1$ ) meydana gelir. Elektrona transfer edilen kinetik enerji;

$$E_k = h\nu - h\nu' \quad (2.7)$$

şeklinde verilmektedir. Bu enerji, foton ileri yönde hiçbir etkileşme yapmadan saçıldığı zaman sıfırdır. Atomik Compton soğurma katsayısı, lineer olarak soğurucunun  $Z$  atom numarasına bağlı olarak değişmektedir.



Şekil 2.5. Compton saçılması.

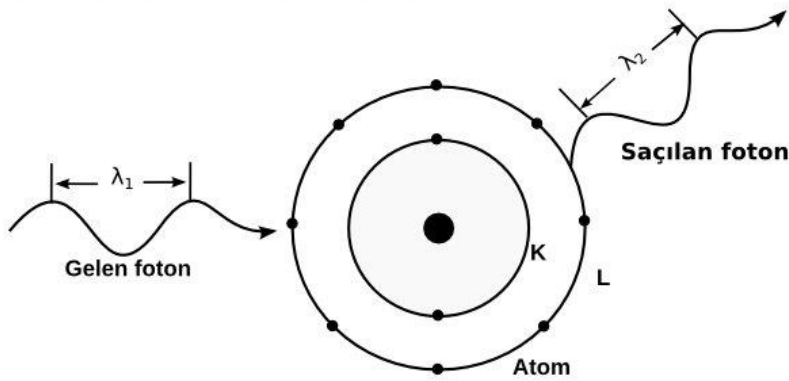
### 2.5.3. Rayleigh Saçılması

Rayleigh saçılması, fotonun tüm atomla etkileşmesi sonucunda, sadece fotonun küçük bir açıyla saçıldığı elastik bir saçılmadır. Bu etkileşme türünde foton enerji kaybetmez. Saçılma olayı iki aşamalı bir süreçtir. Foton ilk olarak yüksek enerjili bir duruma yükselen bağlı bir elektron tarafından soğurulur ve sonrasında foton, elektronun orijinal durumuna dönmesiyle yeniden yayınlanır. Bu şekilde saçılan fotonun enerjisi, gelen fotonun enerjisiyle aynıdır. Bu süreçte, atom sadece gelen fotonun elektromanyetik dalga enerjisiyle titreşir (Şekil 2.6).

Momentum bu etkileşim türünde korunur. Bu süreçte atom başına tesir kesiti aşağıdaki şekilde verilmektedir.

$$\sigma_R \propto (Z/h\nu)^2 \quad (2.8)$$

Rayleigh saçılması, çok düşük enerjilerde meydana gelir. Doku ve doku eşdeğeri ortamlarda, Rayleigh saçılmasının önemi, diğer foton etkileşmeleriyle kıyaslandığında, toplam soğurma katsayısına sadece yüzde birkaç veya daha az katkı yaptığı için küçüktür.



Şekil 2.6. Rayleigh saçılması ( $\lambda_1 = \lambda_2$ ).

### 2.6. Radyasyon Dozimetrisinde Temel Kavramlar

Dozimetrik nicelikler, madde üzerinde radyasyonun oluşturacağı etkinin fiziksel bir ölçümünü sağlamak amacıyla tanımlanmıştır. Radyasyon ölçümleri ve radyasyon etkilerinin incelenmesi, ilgilenilen noktadaki radyasyon alanının çeşitli birtakım özelliklerinin tanımlanmasını gerektirir. Bu niceliklerin tanımları kesin ve mantıksal olarak tutarlı olmalı ve en üst düzeyde bilimsel geçerliliğe ve matematiksel

hassasiyete sahip olmalıdır. Radyasyon dozimetrisi, doğrudan veya dolaylı olarak iyonize edici radyasyon tarafından ortamda depolanan enerjiyi kantitatif olarak belirleyen yöntemlerle ilgilenir. Radyasyon demetini tanımlayacak birçok nicelik ve birimlerden en yaygın kullanılanlar aşağıda tanımlanmıştır.

### 2.6.1. Akı

Soğurulan dozu hesaplayabilmek için, radyasyon alanını tanımlayan bazı niceliklere ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlar “alan nicelikleri” olarak bilinir.  $dN$ ,  $dA$  kesit alanlı bir küre üzerine gelen parçacıkların sayısı ise, parçacık akısı,  $\Phi$ ;

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.9)$$

olarak verilir. Burada  $dA$ , her bir parçacığın yönüne dik olan bir alan kabul edilir. Bu, en basit şekilde kesit alanı  $dA$  olan bir küreyi tanımlamaktadır. Parçacık akısının birimi  $m^{-2}$  dir.

### 2.6.2. Soğurulan Doz

Soğurulan doz, hem dolaylı hem de doğrudan iyonize edici radyasyona uygulanabilen stokastik olmayan bir niceliktir. Soğurulan doz,  $V$  sonlu hacim içindeki  $dm = \rho dV$  kütleli maddeye iyonize edici radyasyon tarafından verilen ortalama enerji  $d\bar{\varepsilon}$  olarak tanımlanır [65].

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2.10)$$

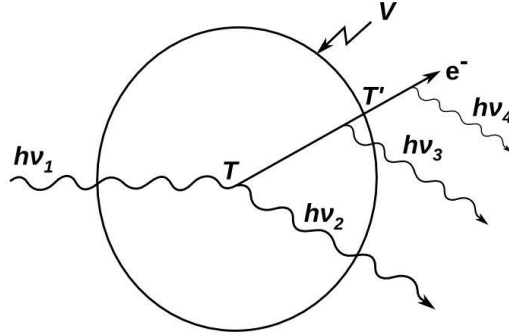
Verilen enerji  $\varepsilon$ , tüm kütle-enerji değişimi dikkate alınarak ilgili hacim bölgesine giren tüm enerjilerin toplamı ile bu hacmi terk eden tüm enerjilerin farkıdır.

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (2.11)$$

Burada  $R_{in}$ , hacime giren tüm yüklü ve yüksüz iyonize parçacıkların enerjilerinin toplamıdır.  $R_{out}$ , hacmi terk eden tüm yüklü ve yüksüz iyonlaştırıcı parçacıkların enerjilerinin toplamıdır.  $\sum Q$ , hacim içerisinde meydana gelen herhangi bir nükleer dönüşümde çekirdek ve temel parçacıkların durgun kütle enerjisinin tüm değişimlerinin toplamıdır. Şekil 2.7’ de,  $h\nu_1$  enerjili gelen bir fotonun bir  $V$  hacmi

içinde Compton etkileşmesi yaparak,  $h\nu_2$  enerjili saçılmış bir fotonu ve  $T$  kinetik enerjisine sahip bir elektronu meydana getirdiği gösterilmektedir. Burada  $T'$  yüklü parçacığın kinetik enerjisidir.  $h\nu_4$  fotonu,  $V$  hacmi içinde yayımlanmadığı için görünmez.

$$\varepsilon = h\nu_1 - (h\nu_2 + h\nu_3 + T') \quad (2.12)$$



**Şekil 2.7.** Radyasyon yoluyla temel bir hacme verilen enerji kavramının bir örneği [66].

Soğurulan dozun birimi kg başına Joule' dür ( $1\text{Gy}=1\text{J/kg}$ ). Vücut dışında radyasyon doz ölçümü yapılırken, vücut içinde bir radyonüklit kaynağının verdiği dozun ölçümü zor olacağından ölçülemez, sadece hesaplanabilir. Elektronik denge oluşmadan soğurulan dozu hesaplamak bizi yanlış sonuca götürebilir.

### 2.6.3. Kerma

Kerma niceliği, foton gibi yüksüz parçacıklar tarafından serbest bırakılan elektron ve pozitron gibi yüklü parçacıkların kinetik enerjisini ifade eder. Kerma, sadece yüksüz radyasyon parçacıkları için tanımlanır.

Foton enerjisi iki aşamalı bir süreçte maddeye verilir. İlk aşamada foton, enerjisini çeşitli foton etkileşmeleriyle (fotoelektrik olay, Compton olayı, çift oluşum gibi) ikincil yüklü parçacıklara aktarır. İkinci aşamada, yüklü parçacık enerjisini, atomik uyarılmalar ve iyonizasyon işlemi ile ortama verir.

Kerma,  $K$ ,  $dE_{tr}$ ' nin  $dm$ 'ye oranı olarak verilir. Burada  $dE_{tr}$ ,  $dm = \rho dV$  kütleli bir materyalin  $dV$  hacim elemanı içinde yüksüz parçacıklar tarafından serbest bırakılan tüm yüklü parçacıkların ilk kinetik enerjisinin toplamıdır [65].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.13)$$

Kermanın birimi soğurulan doz ile aynıdır ve J/kg veya Gray (Gy)' dir.

Bir diğer dozimetrik birim maruz kalmadır. Maruz kalma, kavramsal olarak hava kerma ile yakından ilişkilidir. Genellikle  $X$  ile gösterilen maruz kalma  $dQ$  ile  $dm$  ' nin oranı olarak tanımlanır. Burada  $dQ$  ,  $dm$  kütleli havayla dolu bir  $dV$  hacmindeki fotonlar tarafından serbest bırakılan veya oluşturulan tüm elektronların, havada tam olarak durdurulması sonucunda havada oluşturulan iyonların (tek işaretli) toplam sayısıdır.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.14)$$

Maruz kalmanın birimi röntgendir ve R ile gösterilir ( $1R = 2.58 \times 10^{-4} C / kg$ ).

#### **2.6.4. Kerma ve Soğurulan Doz Arasındaki İlişki**

Doz ve kerma aynı fiziksel boyutlara sahip olmalarına rağmen, bu iki niceliğin kavramsal olarak farklı olduğu bilinmelidir. Kerma ve doz, elektronik denge durumunun sağlanması koşuluyla birbirlerinin yerine kullanılabilirler. Küçük hacimli küre şeklindeki bir malzeme fotonlarla bombardıman edildiğinde, ortama giren fotonlar enerjilerini birtakım etkileşmeler sonucu açığa çıkan elektronlara aktarırlar. Bu elektronlardan bazıları enerjisinin bir kısmını bu hacim bölgesinin sınırları içinde ve geri kalanını da dışında kaybedebilir. Dışarı çıkan ikincil yüklü parçacıklar etkileşme yaparak bremsstrahlung veya çift yok olması olaylarına neden olabilirler. Kerma ve soğurulan dozun birbirine eşit olabilmesi için, foton etkileşmeleri sonucunda ortaya çıkan elektronların enerjisinin tamamının aynı bölge içerisinde kalması gerekir. Aksi halde ölçülen noktadaki doz ve kerma değerleri farklı çıkabilir. Eğer sadece bu hacim bölgesi içinde soğurulan enerjiyi hesaba katmak istersek, bu bölgenin dışında elektron tarafından harcanan enerjiyi göz ardı etmeliyiz. Ne var ki, bu bölgenin dışında başka bir noktadan salınan bir elektron bu ortamdan geçerek enerjisinin bir kısmını bu bölgede harcayabilir. Böylelikle ilk elektronun hacim bölgesinin dışında kaybettiği enerji, dışarıdan başka bir noktadan serbest bırakılan elektron enerjisiyle telafi edilmiş olur. Elektronik denge, hacim bölgesinden dışarıya enerji çıkaran her bir elektrona karşılık, aynı bölgeye aynı enerjide giren bir parçacığın bulunma halidir. Eğer foton

akı yoğunluğu, ilgilenilen hacim bölgesinin içinde meydana gelen elektronların menzillerine eşit ya da daha büyük mesafelerde sabit ise, yüklü parçacık dengesi sağlanmış olur.

Elektronik dengenin sağlanmadığı durumlar ise;

- Yoğunlukları ve materyal yapıları birbirinden oldukça farklı olan iki ortam değişkeninin ara kesit yüzeyinde, elektronların bu ortamlarda sahip olduğu menzillerde farklı olacağından elektronik denge sağlanamaz.
- Enerjisi 1 MeV' in üzerinde olan fotonlarla ışınlanan bölgelerde, enerji artırıldığı için hacim bölgesinden çıkan elektronların sayısı fazla olacaktır. Dolayısıyla böyle bir durumda elektronik dengeyi sağlamak zordur. Ancak küçük enerjilerde foton gönderilirse, çıkan elektron sayısı burada daha az olacağı için elektronik denge sağlanabilir.
- Radyasyon alanının sınırlarına yakın noktalarda yani parçacık akısının gradiyentinin yüksek olduğu noktalarda.

Elektronik dengenin sağlanmaması sadece yüksek enerjili brakiterapi kaynaklarının yakınında önemli bir rol oynar. Bu bölgede yüksek foton gradiyenti nedeniyle yüklü parçacık dengesi sağlanamadığı için doz değeri kerma değeri ile tahmin edilemez [67, 68]. Literatürde bu konu üzerine yapılan çalışmalarda, elektronik dengenin kaynaktan  $r \geq 2$  mm' lik radyal mesafeler için sağlanacağı varsayılır [69, 24, 26] .

### 3. MATERYAL VE YÖNTEMLER

#### 3.1. TG-43 Doz Hesaplama Yöntemi

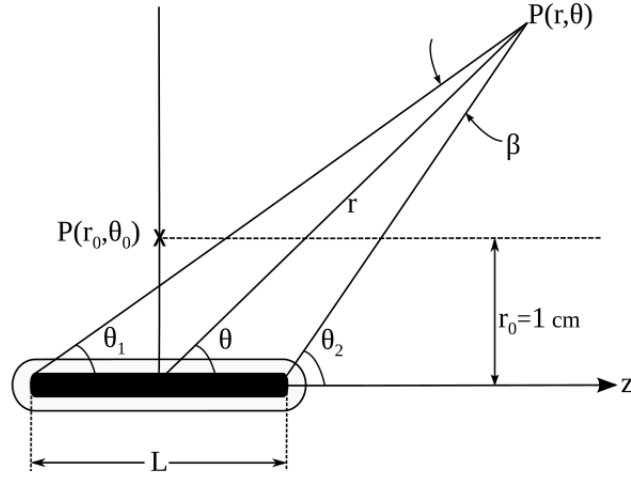
Kaynak dozimetrisi üzerine yapılan çalışmalarda, doz hesaplama yöntemlerinin standartlaştırılması adına, 1988 yılında, American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 43 (TG-43) dozimetri protokolü ortaya koyulmuştur. Bu rapor, silindirik simetrik kaynaklar için referans kaliteli dozimetri veri kümelerini üretmek ve kaynaklar için tutarlı bir doz hesaplama yöntemi sağlamak amacıyla 1995 [1] yılında piyasaya sürülmüş ve günümüz brakiterapi tedavi planlama sistemlerinin birçoğunda foton yayan kaynaklar için standart bir yöntem olarak kabul görmüştür. 2004 [2] yılında, pek çok araştırmacının çeşitli kaynak modelleri üzerine yaptıkları çalışmalarla, kaynakların dozimetrik karakteristiklerini belirlemiş olmalarından dolayı orijinal AAPM TG-43 raporunda [1] bazı eksiklikler saptanmıştır. Formülasyondaki birtakım eksiklikleri düzeltmek, deneysel ve Monte Carlo yöntemi ile referans bazlı doz dağılımlarının hesaplanması üzerine kurallar geliştirmek ve de kaynak sayısındaki artış nedeniyle yeni kaynaklara ait dozimetrik çalışmalarının da bu raporda yer almasını sağlamak amacıyla, bu rapor TG-43U1 [2] olarak güncel haline getirilmiştir. 2007 yılında, bu rapora ek olarak TG-43U1S1 [3] raporu yayınlanmıştır. TG-43 doz hesaplama formülasyonu, düşük doz hızlı (LDR) intertisyel brakiterapi kaynak dozimetrisi için geliştirilmiş olsa da, bu rapor aynı zamanda HDR [4, 14] brakiterapi uygulamaları içinde kullanılabilir.

TG-43 brakiterapi doz formülasyonunda, Şekil 3.1 de gösterilmiş olan orijini radyoaktif kaynağın merkezine yerleştirilmiş kutupsal koordinat sistemi kullanılarak, homojen bir su ortamında  $L$  aktif uzunluklu silindirik simetrik bir kaynak etrafındaki herhangi bir  $P(r, \theta)$  noktasında çizgi kaynak yaklaşımı için tanımlı iki boyutlu doz dağılımı, denklem 3.1 ile elde edilir.

$$D(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (3.1)$$

$P(r_0, \theta_0)$  referans noktası olup, kaynağın merkezinden 1 cm uzaklıkta kaynak merkezi dik eksenini üzerinde seçilir ( $r_0 = 1 \text{ cm}$  ve  $\theta_0 = \pi/2$ ). Burada  $r$ , aktif kaynağın

merkezinden dozun hesaplanacağı noktaya olan mesafe ve  $\theta$ , kaynak uzun eksenine göre  $P(r, \theta)$  noktasını belirten kutup açısıdır.



**Şekil 3.1.** TG-43 doz hesaplama formülasyonunda kabul edilen geometrinin referans kutupsal koordinat sistemindeki gösterimi.

İki boyutlu formülasyon, kateter veya iğne yoluyla hizalanmış kaynak yönelimlerinin, 3-boyutlu olarak elde edilebildiği HDR brakiterapi tedavi planlamalarında kullanılmaktadır [70].

### 3.1.1. Hava Kerma Gücü

Hava kerma gücü, serbest uzayda kaynak merkezi dik eksenini boyunca hava kerma hızı türünden belirlenen, brakiterapi kaynak gücünün bir ölçüsüdür. Hava kerma gücü, serbest uzayda kaynak merkezinden dik bir  $d$  kalibrasyon mesafesinde, kesme enerjisinden ( $\delta$ ) daha büyük enerjili fotonlar için hava kerma hız değerinin,  $d$  mesafesinin karesinin çarpımı olarak tanımlanır.

$$S_K = \dot{K}_\delta(d) \cdot d^2 \quad (3.2)$$

Dokuda 0.1 cm' den büyük mesafelerde doza önemli bir katkı yapmadan hava kerma hızını artıran, düşük enerjili fotonları ve çelik veya titanyum bir malzeme ile kaplı kaynağın dış katmanlarında meydana gelebilen karakteristik X - ışınlarını dahil etmemek amacıyla, TG-43U1 raporunda verilen kaynak gücü tanımında kesme enerjisi ifadesi kullanılmıştır. Bu raporda düşük enerjili kaynaklar için kesme enerjisi değerinin 5 keV olarak alınması önerilirken [1], TG-229 raporunda yüksek enerjili kaynaklar için bu değer 10 keV olarak alınması önerilmektedir [4].



Formülde tanımlanan  $d$  mesafesi, kaynağın matematiksel olarak bir nokta kabul edilebileceği yeterli büyüklükte olması gerekir. Uygulamalarda, hava kerma hızı ölçümleri hava ortamında yapılır ve gerekirse havanın fotonları azaltmasından dolayı düzeltmeler uygulanabilir. Kalibrasyon mesafesi, kaynak ve dedektör boyutuyla kıyaslandığında genellikle 1 m olarak alınır ve hava kerma hızı da bu mesafede tanımlanır. TG-43 raporunda hava kerma gücünün birimi  $U$  sembolüyle gösterilir ve  $1U = 1\mu Gy m^2 h^{-1} = 1cGy cm^2 h^{-1}$ 'e eşittir.

### 3.1.2. Doz Hız Sabiti

Doz hız sabiti  $\Lambda$ , kaynağın merkezinden dik eksen üzerindeki  $(r_0, \theta_0)$  referans noktasındaki doz hızının, kaynağın birim hava kerma gücüne oranıdır.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (3.3)$$

Doz hız sabiti diğer dozimetrik parametrelerin aksine gerçek bir büyüklüktür. Deneysel ya da Monte Carlo metotları kullanılarak hesaplanır. Doz hız sabiti, kaynak geometri etkilerini, kaynak içinde radyoaktivitenin uzaysal dağılımını, kaynaktaki öz filtrasyon ve kaynağı çevreleyen su ortamındaki saçılmaları içerir. Doz hız sabitinin birimi,  $cGy h^{-1} U^{-1}$ 'dir.

### 3.1.3. Geometri Fonksiyonu

Geometri faktörü, kaynak veya çevreleyen ortamdaki foton soğurulması ve saçılmasını göz ardı ederek, sadece kaynak içindeki radyoaktivitenin uzaysal dağılımı nedeniyle dozdaki değişimin bir ölçüsüdür. Tedavi planlama uygulamalarında yeterli doğrulukta yaklaşımlar sağlayan tablolatırılmış doz veri aralığının dışında küçük mesafelerde dozu tam olarak tahmin etmede önemli bir rolü vardır. Birçok kaynaktaki radyoaktivitenin üç boyutlu yoğunluk dağılımı belirsizdir. Bundan dolayı, geometri fonksiyonu TG-43 raporunda tavsiye edildiği gibi bir nokta veya çizgi yaklaşımı yapılarak aşağıdaki gibi verilir.

$$G_p(r, \theta) = r^{-2} \quad (\text{Nokta kaynak yaklaşımı}) \quad (3.4)$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \theta \neq 0 \\ (r^2 - L^2/4) & \theta = 0 \end{cases} \quad (\text{Çizgi kaynak yaklaşımı}) \quad (3.5)$$

Burada  $\beta = \theta_2 - \theta_1$ , hesaplama yapılan noktanın kaynağın her iki ucunda yapmış olduğu açılarının farkına eşittir.  $L$  ise aktif kaynağın uzunluğudur.

### 3.1.4. Radyal Doz Fonksiyonu

Radyal doz fonksiyonu, sadece saçılma ve soğurulma nedeniyle kaynak merkezinden dik eksen boyunca artan radyal mesafe ile doz hızındaki azalışı hesaplar. Bu fonksiyon yalnızca kaynağın dik eksenini için tanımlanır. Fonksiyon aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$g_x(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_x(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_x(r, \theta_0)} \quad (3.6)$$

Buradaki “ $X$ ” indisi, geometri fonksiyonunun bir nokta kaynak mı “ $P$ ” ya da bir çizgi kaynak mı “ $L$ ” olup olmadığını gösterir. TG-43U1 raporunda,  $^{125}\text{I}$  için 0.5 ile 7.0 cm’ lik radyal mesafe aralığı ve  $^{103}\text{Pd}$  için 0.5 ile 5.0 cm’ lik bir mesafe aralığı tavsiye edilirken, 0.5 ile 1.5 cm’ lik aralığındaki radyal mesafelerin daha yoğun bir dağılımı, hesaplamaların doğruluğunu artırmak için düşünülmeli. TG-43U1 raporu, HDR kaynaklarına değinmemesine rağmen, yaygın olarak  $^{192}\text{Ir}$  kaynakları için 0.5 ile 20 cm’ lik radyal mesafe aralıkları yaygın olarak kullanılır.

### 3.1.5. İki Boyutlu Anizotropi Fonksiyonu

Anizotropi fonksiyonu, sudaki soğurulma ve saçılma etkilerini dahil ederek, kaynak merkezi dik eksenine göre kutup açısının bir fonksiyonu olarak dozdaki değişmeyi tanımlar. Bu doz değişimi, kaynak içinde öz filtrasyon, birincil fotonların kaynak kapsülü nedeniyle eğilimli filtrasyon ve ortamdaki fotonların saçılması nedeniyledir. Anizotropi fonksiyonu, denklem 3.7 ile tanımlanır.

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (3.7)$$

İki boyutlu anizotropi fonksiyonu;  $r$  radyal mesafesinin azalması,  $\theta$  açısının  $0^0$  veya  $180^0$  ye yaklaşması, kapsül kalınlığının artması ve foton enerjisinin azalması ile azalır. Anizotropi fonksiyonu, silindirik simetriye sahip ve daimi implant uygulamalarında kullanılan  $^{125}\text{I}$  ve  $^{103}\text{Pd}$  kaynakları için  $0^0$  ile  $90^0$  aralığındaki kutup açılarında hesaplanırken, kaynak dik eksenine göre simetrik olmayan  $^{192}\text{Ir}$  HDR kaynakları için  $0^0$  ile  $180^0$  aralığındaki kutup açıları için hesaplanmaktadır.

### 3.1.6. Bir Boyutlu TG-43 Formülasyonu

Birden fazla kaynağın hedef hacme implant edildiği bazı brakiterapi uygulamalarında, her bir implant edilen kaynağın yönelimini tanımlamak mümkün veya anlamlı olmamaktadır. Kaynakların boyutlarının çok ufak oluşu nedeniyle bu kaynaklar ekim bölgesinde rastgele yönelirler. İki boyutlu TG-43 doz hesaplama formülasyonunu bu durum için kullanmak uygun olmaz. Bir boyutlu izotropik nokta kaynak yaklaşımını kullanma, görüntüleme çalışmalarından kaynak yönelimini belirleme ihtiyacını ortadan kaldırarak kaynak lokalizasyon işlemlerini kolaylaştırır.

İnterstisyel brakiterapi için bazı klinik tedavi planlama sistemleri, kaynak doz dağılımlarını hesaplamak için bir boyutlu izotropik nokta kaynak modelini kullanır. Bu yaklaşım için kullanılan bir boyutlu doz hız hesabı aşağıdaki gibi verilmektedir. Bu formül, çizgi kaynak geometri fonksiyonunun küçük mesafelerde daha doğru interpolasyon ve ekstrapolasyonu sağlayacağı için tavsiye edilmektedir.

$$\dot{D} = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (3.8)$$

Burada  $\phi_{an}(r)$ , bir boyutlu anizotropi fonksiyonu olup aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır.

$$\phi_{an}(r) = \frac{\int_0^\pi \dot{D}(r, \theta) \sin(\theta) d\theta}{2\dot{D}(r, \theta_0)} \quad (3.9)$$

Anizotropi fonksiyonu, katı açı üzerinden ortalaması alınan  $r$  mesafesindeki doz hızının, dik eksen üzerinde aynı mesafedeki doz hızına oranı olarak tanımlanır.

### 3.2. Çoklu Geometri Yöntemi

Karmaşık yapıdaki geometrilerin kullanıldığı Monte Carlo çalışmalarında, geometrinin modellenmesini kolaylaştıracak bir yöntem Yeğin tarafından geliştirmiş ve EGS kod tabanlı BrachyDose doz hesaplama programına uyarlanmıştır. Çoklu geometri yönteminde, modellenecek geometrinin her bir parçası farklı uzaylarda birden fazla konfigürasyon kullanılarak tanımlanır. Taşınacak parçacığın her bir uzayda aynı anda bir konumunun bulunduğu farz edilir. Böylece mevcut parçacık her uzayda birbirinden bağımsız olarak taşınabilir [71].

### 3.3. <sup>192</sup>Ir Radyoizotopu

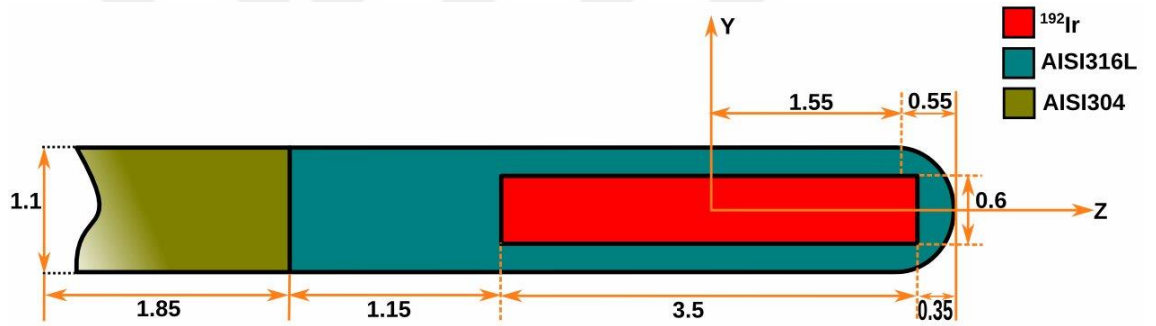
Doğal olarak meydana gelen <sup>226</sup>Ra ve <sup>222</sup>Rn radyoizotopları, şu an klinik ortamda kullanımda olan yapay radyoizotopların henüz mevcut olmaması sebebiyle uzun bir zaman brakiterapi uygulamalarında kullanılmıştır. Nükleer reaktörlerde yapay olarak üretilen radyoizotopların sayısındaki artış, dozimetre, görüntüleme teknolojileri ve uzaktan yükleme araçlarındaki gelişmeler, kalıcı ve geçici brakiterapi uygulamalarında ilerleme kat ettirmiştir.

Bu yapay radyoizotoplardan biri olan <sup>192</sup>Ir, şu an <sup>226</sup>Ra [72]' un yerini alan ve yaygın olarak kullanılan bir radyoizotop olmuştur. En yoğun ( $\rho = 22.42 \text{ g/cm}^3$ ) metallere biri olan iridyum, çok sert, kırılkan ve işlenmesi zordur. Bunun yanı sıra kimyasal reaksiyonlara çok dayanıklı ve yüksek ergime noktasına sahiptir. <sup>192</sup>Ir radyoizotopu, nükleer bir reaktörde kararlı <sup>191</sup>Ir' un nötronlarla bombardıman edilmesi sonucu bir nötron yakalaması ile üretilmiştir. <sup>192</sup>Ir' un 73.81 günlük yarı ömre sahip olması, onun geçici brakiterapi uygulamalarında kullanılmasına kolaylık sağlar. Ancak, <sup>192</sup>Ir' un yarı ömrünün kısa oluşu kaynakların sık değiştirilmesini gerektirdiği için belirgin bir dezavantajdır. <sup>192</sup>Ir, %95 bozunma olasılığıyla  $\beta^-$  geçişi yaparak <sup>192</sup>Pt izotopunun uyarılmış düzeylerine ve %5 bozunma olasılığıyla elektron yakalama yoluyla <sup>192</sup>Os izotopunun uyarılmış düzeylerine bozunur. Her bir bozunma başına kaynaktan yayınlanan ortalama 2.3 foton, ortalama 0.36 MeV' lik enerjiyle yayınlanır. Yüksek doz hızlı <sup>192</sup>Ir kaynakları, ince bir titanyum veya paslanmaz bir çelikten yapılmış kapsüllerle kaplanır. Beta bozunmasından gelen elektronlar çekirdek ve kapsül tarafından soğurulur [69, 67, 68].

### 3.4. Yüksek Doz Hızlı <sup>192</sup>Ir Brakiterapi Kaynakları

<sup>192</sup>Ir kaynağı, kanser hastalarını tedavi etmek amacıyla HDR brakiterapisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bir HDR kaynağının klinik kullanımı, tüm ilgili dozimetrik verilerin doğru bir şekilde belirlenebilmesini gerektirir. Böyle bir kaynağın etrafındaki doz hızı dağılımları, kaynak ve kapsülün geometrik özelliklerine büyük ölçüde bağlıdır [20, 68]. Bu çalışmada incelenen, microSelectron-v1, microSelectron-v2, VariSource VS2000, GammaMed 12i, GammaMed Plus, BEBIG GI192M11, M19 ve Flexisource yüksek enerjili <sup>192</sup>Ir kaynaklarının şematik diyagramları, AAPM TG-229 raporunda [4] verilen kaynak boyut ve materyal özellikleri dikkate alınarak hazırlanmıştır. Şekil 3.2-3.9' daki şematik çizimlerde, kaynak boyut değerleri ölçeksiz ve mm olarak verilmiştir.

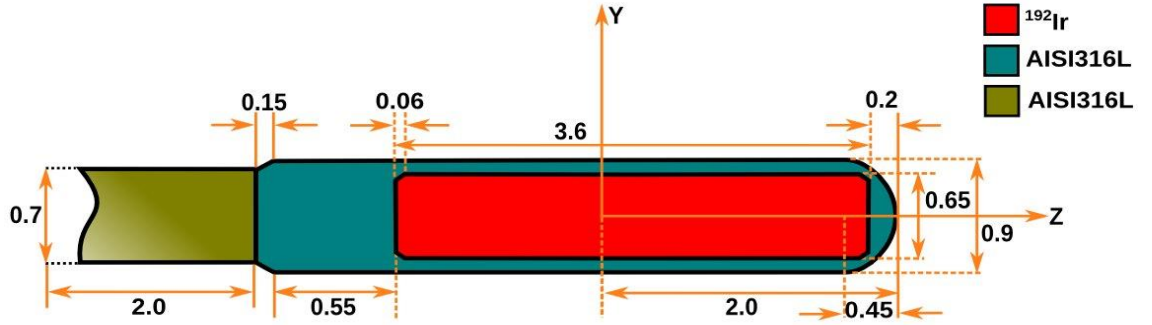
#### 3.4.1. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR Kaynağı



Şekil 3.2. Nucletron, mHDR-v1 kaynağının materyal ve boyutları (mm).

microSelectron-v1 HDR kaynağı için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Williamson ve Li [15] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. microSelectron-v1 kaynağı, 1991 yılında Nucletron (Veenendaal, The Netherlands) tarafından sunulmuştur. Bu radyoaktif kaynak, çapı 0.6 mm ve uzunluğu 3.5 mm olan silindirik İridyum çekirdeğinden oluşur. İridyum, AISI316L ( $\rho = 8.02 \text{ g/cm}^3$ , ağırlıklı oranları: %2 Mn, %1 Si, %17 Cr, %12 Ni ve %68 Fe) paslanmaz çelikten oluşan 1.1 mm çaplı kapsülle çevrilidir. Kapsülün ucundaki kürenin eğrilik yarıçapı 0.55 mm'dir. Kürenin merkezi kaynağın merkezinden 1.55 mm kadar ötelenmiştir. Kaynağın kablo bölümünde, AISI304 ( $\rho = 8.02 \text{ g/cm}^3$ , ağırlıklı oranları: %2 Mn, %1 Si, %19 Cr, %10 Ni ve %68 Fe) paslanmaz çelik materyali kullanılmıştır. Bu kaynağa ait şematik çizim Şekil 3.2' de gösterilmiştir.

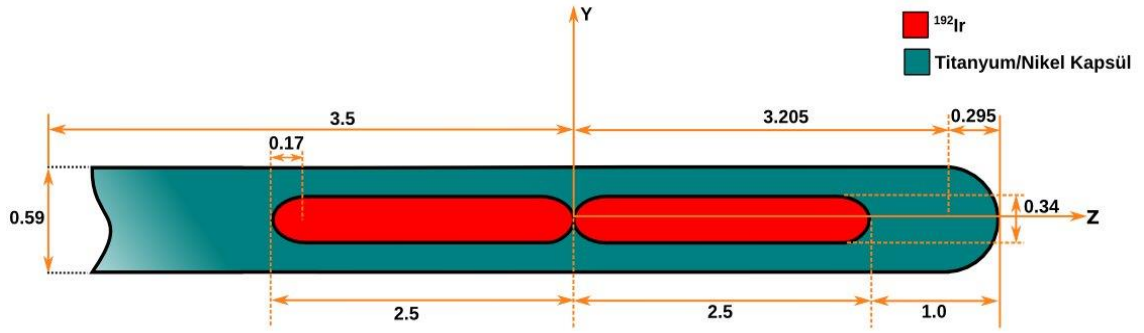
### 3.4.2. Nucletron, microSelectron-v2 HDR Kaynağı



Şekil 3.3. Nucletron mHDR-2 kaynağının materyal ve boyutları (mm).

mHDR-v2 olarak da bilinen, Nucletron tarafından takdim edilmiş microSelectron-v2 HDR kaynağı için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Daskalov ve arkadaşları [73] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. Bu kaynak, çapı ve uzunluğu sırasıyla 0.65 mm ve 3.6 mm olan saf iridyum silindirden oluşur. İridyum, 0.9 mm' lik çap ve 4.5 mm uzunluklu, AISI316L ( $\rho = 8.02 \text{ g/cm}^3$ , ağırlıklı oranları: %2 Mn, %1 Si, %17 Cr, %12 Ni ve %68 Fe) paslanmaz çelik materyalden yapılmış kapsülle kaplıdır. Kapsülün ucu, merkezi kaynağın merkezinden 1.55 mm uzaklığa ötelenmiş, 0.45 mm yarıçaplı bir küre olarak modellenmiştir. Kapsülün son kısmına eklenen koninin açısı  $33.69^\circ$  dir. Aktif çekirdeğe eklenen koninin açısı  $45^\circ$  dir. Kapsül, 200 mm uzunluk ve 0.7 mm çapı olan örgü çelik kabloyla tutturulur. Ancak yapılan simülasyon çalışmalarında bu uzunluk değeri 2 mm olarak alınmıştır. Kablo için, AISI316L ( $\rho = 4.81 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çelik materyali kullanılmıştır. Bu kaynağa ait şematik çizim Şekil 3.3' de gösterilmiştir.

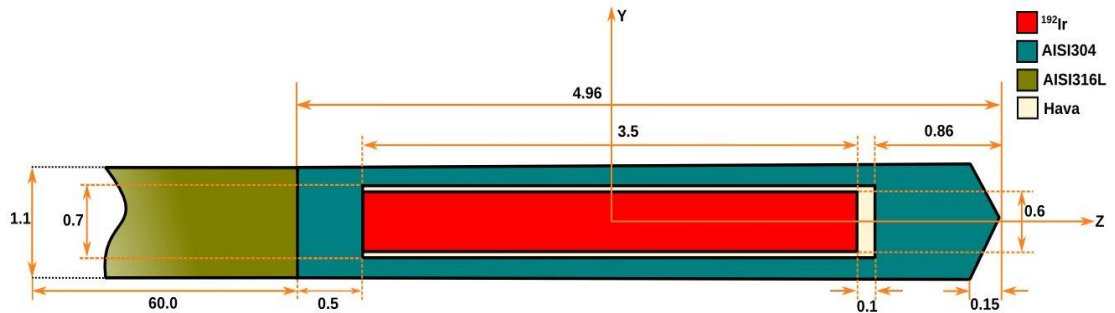
### 3.4.3. Varian Medical Systems, VariSource VS2000 HDR Kaynağı



Şekil 3.4. Varian Medical Systems VS2000 kaynağının materyal ve boyutları (mm).

VS2000 kaynak modeli, Varian Medical Systems (Palo Alto, CA) in uzaktan yüklemeli sisteminde kullanılmak için dizayn edilen ve bu şirket tarafından 2000 yılında piyasaya sürülen iridyum kaynak modelidir. Bu kaynak için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Angelopoulos ve arkadaşları [20] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. Aktif kaynak, 0.34 mm çaplı küresel uç ve 2.16 mm uzunluklu iki adet silindirden oluşur. Radyoaktif saf iridyum metali ( $22.42 \text{ g/cm}^3$ ) bu iki pellet'e eşit olarak dağıtılmıştır. Bu iki aktif kaynak, çapı 0.59 mm olan % 44.4 Ti ve % 55.6 Ni ( $\rho = 6.5 \text{ g/cm}^3$ ) den oluşan Nitinol kablo içine yerleştirilir. Kablonun ucunda yer alan 0.295 mm yarıçaplı kürenin merkezi, aktif kaynağın merkezinden 3.205 mm' lik uzaklığa ötelenmiştir. Kaynağın merkezinden 3.5 cm' e uzanan mesafe, simülasyon hesaplamalarında dahil edilmiştir. Bu kaynağa ait şematik diyagram Şekil 3.4' de verilmiştir.

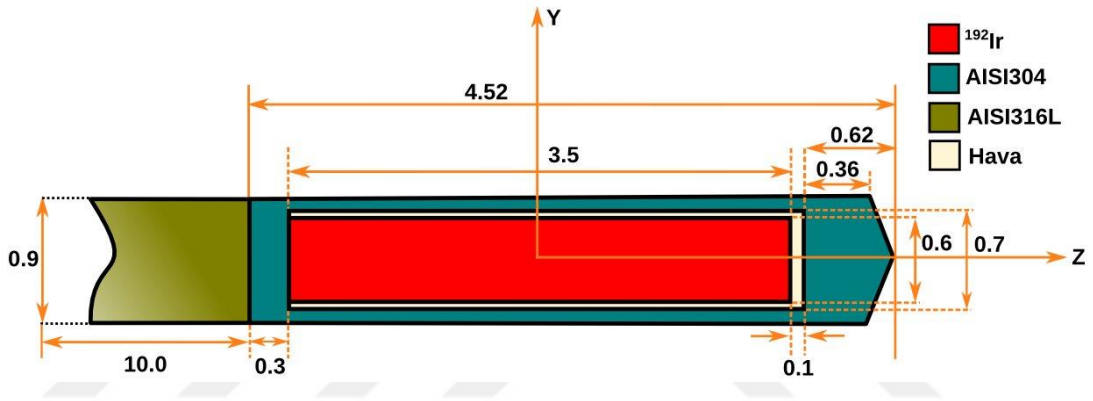
### 3.4.4. Varian Medikal Sistemleri, GammaMed 12i HDR Kaynağı



Şekil 3.5. Varian Medical Systems, GammaMed 12i kaynağının materyal ve boyutları (mm).

GammaMed 12i kaynağı için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Ballester ve arkadaşları [21] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. 3.5 mm uzunluk ve 0.6 mm çapa sahip olan iridyum çekirdeği, çapı 1.1 mm olan AISI316L ( $\rho = 7.8 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çelik kapsülle kaplıdır. Kapsülün uç kısmı,  $74.74^\circ$  lik açı değerine sahip bir koni ile birleştirilmiştir. Koniye takip eden silindirin uzunluğu 0.71 mm' dir. Kaynağın fiziksel boyutu 4.96 mm uzunluğundadır. Bu çalışmada, AISI304 ( $\rho = 5.6 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çelik kablunun 6 cm' lik toplam uzunluğu simülasyona dahil edildi (Şekil 3.5).

### 3.4.5. Varian Medical Systems, GammaMed Plus HDR Kaynağı

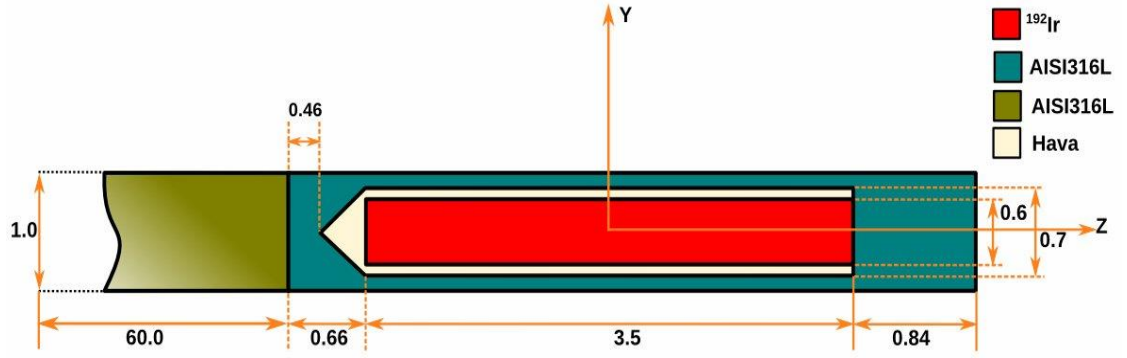


Şekil 3.6. Varian Medical Systems, GammaMed Plus kaynağının materyal ve boyutları (mm).

GammaMed Plus kaynağı için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Ballester ve arkadaşları [21] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. Aktif iridyum çekirdeği, 3.5 mm uzunluğa ve 0.6 mm çapa sahip bir silindirden oluşur.  $^{192}\text{Ir}$  çekirdeği, uzunluğu 3.6 mm, çapı 0.7 mm olan oyuk bölümle çevrelenmiştir. Bu kaynak için kullanılan kapsül materyali, AISI 316L ( $\rho = 8.06 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çeliktir. Kapsülün uç kısmı, yüksekliği yaklaşık olarak 0.26 mm, açı değeri ise  $60^\circ$  olan bir koni olarak dizayn edilmiştir. Koniye takip eden silindirin uzunluğu ise yaklaşık olarak 0.36 mm'dir. Kaynağın kablo bölümü, AISI 304 ( $\rho = 5.6 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çelikten yapılmıştır. 0.9 mm' lik çapa sahip olan kablunun 1 cm' lik uzunluğu simülasyon hesaplamalarına dahil edildi. Kaynağın fiziksel boyutu 4.52 mm' dir.



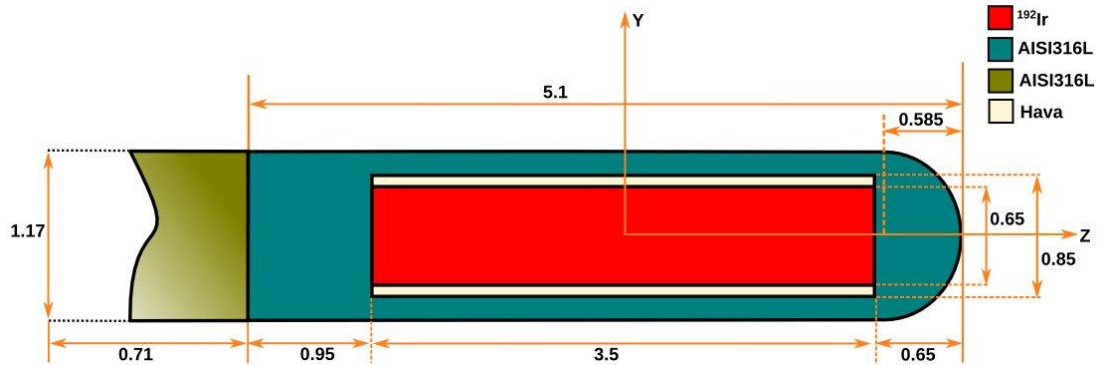
### 3.4.6. Eckert&Ziegler BEBIG GmbH, GI192M11 HDR Kaynağı



Şekil 3.7. E&Z Bebig, GI192M11 kaynağının materyal ve boyutları (mm).

GI192M11 kaynağı için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Granero ve arkadaşları [74] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. Bu kaynak, uzunluğu 3.5 mm ve çapı 0.6 mm olan iridyum çekirdeğinden oluşur. Aktif çekirdeğin çevresi, 0.7 mm çaplı ve 3.5 mm uzunluklu bir hava ortamından oluşmaktadır. Bu hava bölümünün ucuna, yüksekliği 0.2 mm ve açı değeri  $60.25^\circ$  olan bir hava koni eklenmiştir. Bu koniyi izleyen silindirik bölümün uzunluğu 0.46 mm'dir. Kaynağı çevreleyen kapsül materyali, AISI 316L ( $\rho = 7.8 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çeliktir. Bu kapsülün çapı 1.0 mm'dir. Kaynağın kablo kısmında ise, AISI 316L ( $\rho = 6.9 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çelik materyali kullanılmıştır. Kablo uzunluğu, 6.0 cm olarak alınmıştır. Kaynağın fiziksel boyutu, 5.0 mm'dir.

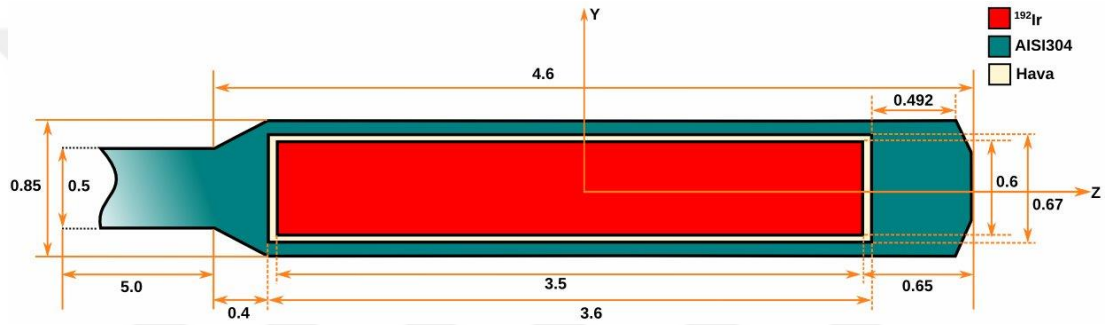
### 3.4.7. Source Production and Equipment Co., Inc., M19 HDR Kaynağı



Şekil 3.8. Source Production and Equipment Co., Inc., M19 kaynağının materyal ve boyutları (mm).

M19 kaynağı için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Medich ve arkadaşları [75] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. Bu kaynağın aktif çekirdeği, 0.65 mm'lik çapa ve 3.5 mm'lik uzunluğa sahiptir. İridyum çekirdeği, çapı 1.17 mm olan AISI 316L ( $\rho = 7.8 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çelik kapsülle çevrilidir. 0.65 mm kalınlığında bir yarım küre, bu kapsüle monte edilmiştir. AISI 316L ( $\rho = 6.9 \text{ g/cm}^3$ ) paslanmaz çelikten oluşan kablo, 0.71 mm uzunluğa ve kapsülle aynı yarıçapa sahiptir. Kablo ile iridyum çekirdeği arasındaki silindirik bölümün uzunluğu 0.95 mm'dir. Fiziksel kaynağın boyu ise 5.1 mm'dir.

### 3.4.8. Isodose Control, Flexisource HDR Kaynağı



Şekil 3.9. Isodose Control, Flexisource kaynağının materyal ve boyutları (mm).

Flexisource kaynağı için boyutlar, TG-229 raporunda referans olarak gösterilen, Granero ve arkadaşları [23] tarafından yapılmış bir çalışmadan alınmıştır. Bu kaynağı oluşturan aktif iridyum çekirdeğinin çap ve uzunluğu sırasıyla, 0.6 mm ve 3.5 mm'dir. Aktif çekirdek, AISI304 ( $\rho = 8.0 \text{ g/cm}^3$ , ağırlıklı oranları: %67.92 Fe, %19 Cr, %10 Ni, %2 Mn, %1 Si ve %0.08 C) paslanmaz çelik materyalden oluşan kapsül içerisine yerleştirilir. Çapı 0.85 mm olan bu kapsülün uç bölgesine eklenen koninin açılma açısı,  $67.04^\circ$  olarak hesaplanmıştır. Kapsül ile kablo arasına konulan diğer konik parçacığın açılma açısı ise,  $23.62^\circ$  dir. Konik bölge, uzunluğu 5.0 mm ve çapı 0.5 mm olan AISI304 paslanmaz çelikten oluşan kabloya eklenmiştir.

### 3.5. BrachyDose Monte Carlo Kodu

BrachyDose [76, 77], Yeğın ve arkadaşları tarafından hızlı brakiterapi doz hesaplamaları için geliştirilmiş Monte Carlo tabanlı yeni bir EGSnrc kullanıcı kodudur. Ayrıca, TG-43 raporunun ele aldığı yaklaşımlar sonucu ortaya çıkan belirsizlikleri inceleyebilmek için son derece uygun ve dünyadaki en gelişmiş doz hesaplama programlarından bir tanesidir. Bu programın,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{169}\text{Yb}$  ve  $^{192}\text{Ir}$  kaynak modelleri için oldukça hassas doz hesaplamaları yapabildiğini gösteren çok sayıda makale literatürde mevcuttur [24, 77, 78, 79, 80].

Bu program, pek çok brakiterapi tohumunda bulunan karmaşık geometrileri modelleme yeteneğine sahip ilk EGS kullanıcı kodudur. BrachyDose, Yeğın'ın [71] çoklu geometri yöntemini kullanarak dikdörtgensel, silindirik, küresel ve konik şekillerinden oluşan brakiterapi kaynaklarını daha detaylı bir şekilde modelleyebilme olanağını sunar. Böylece, Monte Carlo simülasyonlarında kaynakların daha doğru bir şekilde modellenmesi sağlanarak, buradan doğabilecek belirsizlik hesaplamaları azaltılabilecektir.

Ayrıca bu kod, kullanıcı tanımlı bir program yardımı ile her bir materyale ait tesir kesiti verisini hesaplama yeteneğine de sahiptir. BrachyDose programı, yapılacak çalışmaya bağlı olarak hem elektron hem de foton taşıma özelliğini göstermektedir. İkincil elektronların ortam materyaliyle etkileşimleri sonucu ortamda soğurulan doz değeri, denklem 3.10' da verilen yol uzunluğu tahmincisi ile vokseldeki nesil (izlenecek foton sayısı) başına çarpışma kerması,  $K_{col}$ , hesaplanarak tahmin edilir [77, 81].

$$D^j = K_{col}^j = \sum_i E_i t_i \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i / V_j \quad (3.10)$$

Burada  $D^j$  ve  $K_{col}^j$ ,  $j$ . vokseldeki doz ve çarpışma kerması olup.  $E_i$ ,  $i$ . fotonun enerjisi,  $t_i$ , vokseldeki fotonun yol uzunluğudur.  $E_i$  enerjisine karşılık kütle-enerji soğurma katsayısı,  $(\mu_{en}/\rho)_i$  ve  $V_j$ , vokselin hacmidir.

İlgilenilen enerji aralığı için ikincil elektronların menzili son derece küçüktür ve enerjilerinin bölgesel olarak depolanacağı düşünülür, yani foton gibi izlenmezler.

Bu durum, elektronların taşınmasının zaman alıcılığını ortadan kaldırır. MC hesaplamalarının süresini azaltmaya yardımcı olan bu kabullenmeler, elektronik denge şartının sağlandığı ve  $D \approx K_{col}$  olduğu mesafeler için geçerlidir.

BrachyDose MC kodu, ele alınan bazı durumlar için farklı çalışma modlarına sahiptir. Bu kod sistemi HDR  $^{192}\text{Ir}$  kaynakları için çalıştırıldığında, bütün kaynaklar tasarlanan tek bir geometri içerisinde uygun görülen bekleme pozisyonlarına yerleştirilir. Bu tasarımda, her bir bekleme pozisyonuna yerleştirilmiş ilgili HDR brakiterapi kaynağının çoğaltılmış özdeş bir numunesi bulunur. Ancak simülasyon hesaplamaları başladığında, kaynaktan yayınlanan fotonlar birbiri ardı sıra simüle edilirken, takip edilen her bir radyasyon parçacığı için o kaynağın içinden yayınlandığı HDR kaynak numunesi hariç tutularak geometrideki diğer bekleme noktalarındaki konumlanmış özdeş HDR brakiterapi kaynakları, sanallaştırma yoluyla geometriden yok edilerek çıkarılır. Bu durum, ilgili parçacık ve onun tarafından üretilen ikincil parçacıklar yok oluncaya kadar (nesil sonlanıncaya kadar) devam eder. Yeni bir birincil parçacık başka bir bekleme konumundaki bir HDR brakiterapi kaynağının numunesi tarafından yayınlanırsa, parçacık takibine başlanıldığı anda ilk işlem olarak mevcut durumda gerçek olarak tanımlı HDR brakiterapi kaynak numunesinin tanımlı sanal duruma dönüştürülür ve eldeki taşınan parçacığın yayınlandığı HDR brakiterapi numunesi, gerçek moduna geçirilerek geometride fiziksel olarak mevcut olması sağlanır. Bu tanımlama yöntemi, BrachyDose programına özgü algoritma sayesinde, birden fazla bekleme noktasında aynı kaynağın farklı ve birbirini takip eden zaman aralıklarında beklemesi yoluyla tümör ve etrafındaki sağlıklı dokularda elde edilen doz dağılımları ayrı ayrı birden fazla hesaplamaya gerek duymadan tek bir geometride ve tek bir hesaplama yapılarak elde edilebilir.

### **3.6. Geçiş Parametreleri ve Materyal Bilgisi**

Bu tez çalışmasında incelenen  $^{192}\text{Ir}$  yüksek enerjili brakiterapi kaynak modelleri için hesaplanan TG-43 dozimetri parametreleri, EGSnrc Monte Carlo tabanlı BrachyDose simülasyon kodu kullanılarak elde edilmiştir. Birincil fotonların üretimi için gerekli olan  $^{192}\text{Ir}$  spektrumu, Duchemin ve Coursol [82] tarafından yapılan çalışmadan alınmıştır. Birincil fotonların taşınması için kullanılan bütün kaynak modelleri, Yeğin'in çoklu geometri yöntemi ile AAPM TG-229 raporunda belirtilen

boyut ve materyal özelliklerine göre 3-boyutlu olarak tasarlanıp, veri tabanında her birine ayrı bir kimlik numarası verilerek kaydedildi.

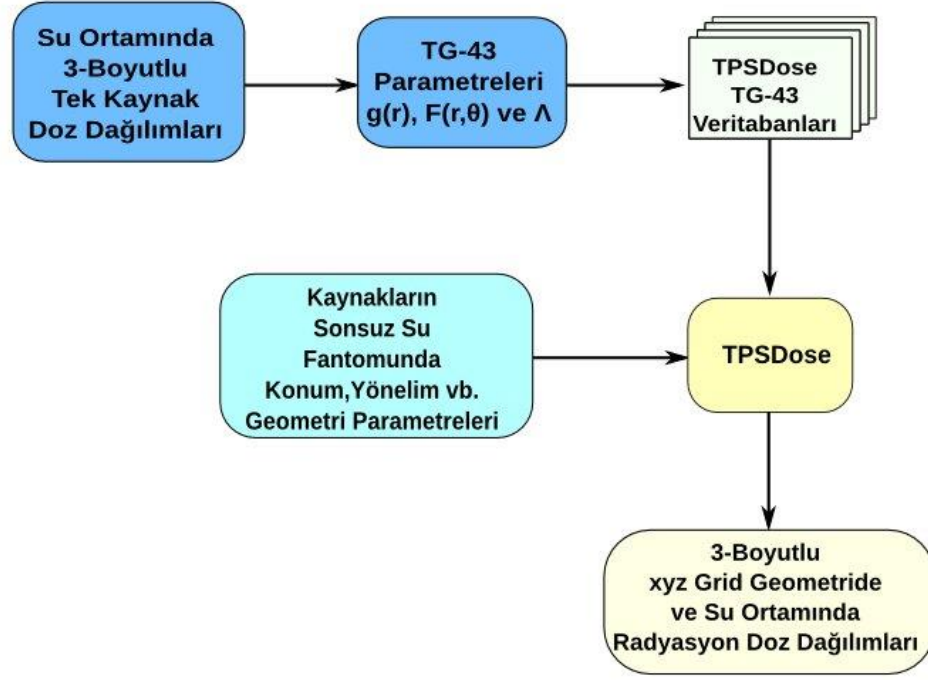
Kaynak ve kapsül materyali ile kaynağın yer aldığı ortam değişkeni içinde, her bir fotonun hareketi sırasında meydana gelebilecek Compton saçılması, Fotoelektrik olay, Rayleigh saçılması ve Fotoelektrik olayı takiben üretilen karakteristik X - ışınları gibi fiziksel etkileşimler simüle edildi. Ayrıca, birincil fotonların ortam etkileşmelerinden meydana gelen ikincil fotonlarda, tıpkı birincil fotonlar gibi simülasyona dahil edilmiştir. Su ve vakum ortamlarında elde edilen doz hesaplamalarında foton taşıma işlemi için belirlenen kesme enerjisi değeri, TG-229 raporunda [4] önerildiği gibi 10 keV olarak alınmıştır. Foton izleme süreci, foton enerjisinin kesme enerjisi değerinin altına düşmesi veya fotonun, simülasyon bölgesini terk etmesi durumuna kadar sürdürülmüştür. Her iki durumda da fotonun enerjisinin o anda bulunduğu ortam tarafından soğurulacağı varsayılmıştır. Fotonların ortam materyali ile etkileşimlerinden sonra meydana gelen ikincil elektronların ortamla etkileşme süreci oldukça karmaşıktır. Bu süreçte oluşan parçacık sayısının fazla olması ve buna bağlı olarak hesaplama süresinin artmasından dolayı, elektronlar hesaplama çalışmalarında simüle edilmemiştir. Elektronun ortamda taşınma işlemini önlemek amacıyla, hesaplamalarda elektron kesme enerjisi değeri 1.512 MeV olarak alındı. Foton ortam etkileşimleri için tesir kesiti değerleri, Berger ve Hubbell' in XCOM [83] veri tabanı kullanılarak elde edildi. EGSnrc kullanıcı kodu g ile hava, su ve tüm doku materyalleri için gerekli olan kütle enerji soğurma katsayıları hesaplandı.

Bu çalışmada, su ortamında yapılacak her bir simülasyondan  $1\sigma$  'lık istatistiksel belirsizlik içinde doz elde etmek amacıyla, yaklaşık olarak  $4 \times 10^{11}$  foton simüle edilmiştir. Çarpışma kerması ile tahmin edilen soğurulan doz, elektronik dengenin sağlandığı bölgelerde, yol uzunluğu tahmincisi ile elde edildi. Fotonların çıkış yönelimini belirlemek amacıyla,  $\theta = 0^\circ$  'lık kutup açısı kaynağın distal ucu tarafında tanımlanırken,  $\theta = 180^\circ$  'lık kutup açısı kaynağın proximal (kaynağın kablo tarafı) tarafında tanımlandı. Kaynağın merkezi dik eksenini pozitif y eksenini gösterirken, silindirik koordinat sisteminin orijini aktif  $^{192}\text{Ir}$  çekirdeğinin merkezi ile çakıştırılmıştır. Kaynağın uzunlamasına eksenini ise z eksenini ile aynı doğrultuda olup, pozitif z eksenini kaynağın distal ucunu göstermektedir. Kaynak, z eksenine göre silindirik simetriye sahiptir. MC simülasyon hesaplamalarında referans ortam için TG-

43U1 raporu tarafından önerilen  $0.998 \text{ g/cm}^3$  kütle yoğunluklu sıvı su ortamı kullanılmıştır. Brakiterapi doz hesaplamalarında kullanılan kaynağın aktif merkezi,  $(80 \times 80 \times 80) \text{ cm}^3$  lük kübik bir su fantomunun koordinat merkeziyle çıkışacak şekilde yerleştirilmesi sonucu, voksel boyut etkisini ortadan kaldırmak amacıyla AAPM TG-229 raporunda tavsiye edilen dört farklı voksel boyutu için doz dağılım hesaplamaları yapılmıştır. Bu raporda, voksel boyutlarının,  $0 < r \leq 1 \text{ cm}$  aralığındaki mesafeler için  $(0.1 \times 0.1 \times 0.1) \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları,  $1 < r \leq 5 \text{ cm}$  için  $(0.5 \times 0.5 \times 0.5) \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları,  $5 < r \leq 10 \text{ cm}$  için  $(1.0 \times 1.0 \times 1.0) \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları ve  $10 < r \leq 20 \text{ cm}$  için  $(2.0 \times 2.0 \times 2.0) \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları olarak alınması önerilmiştir. Burada  $r$ , kaynak merkezinden olan mesafe olarak belirlenir.

### **3.7. TPSDose43 Programı**

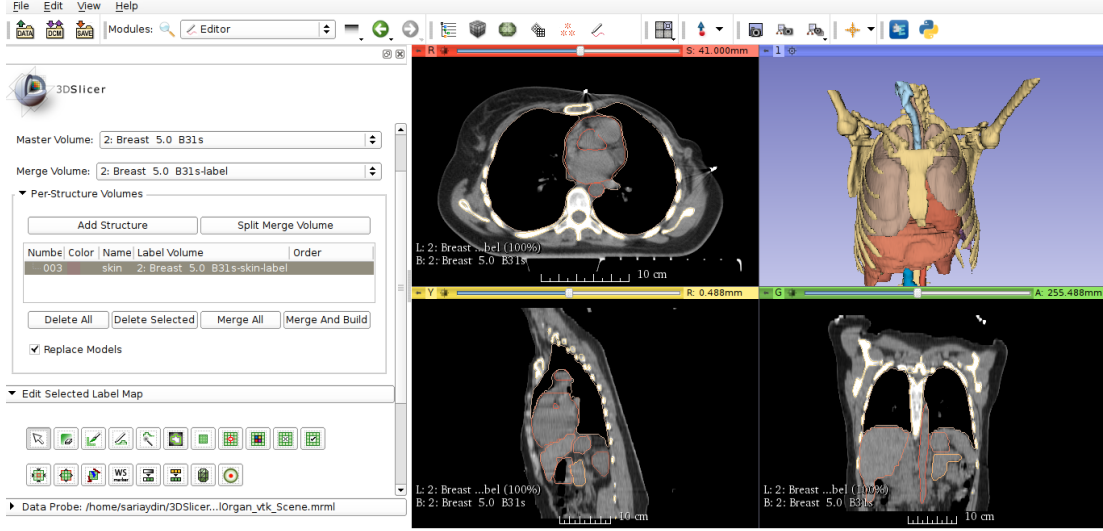
TG-43 formülasyonuna göre doz hesabı yapabilen ve Celal Bayar Üniversitesinde geliştirilmiş olan TPSDose43 programı [84], modern brakiterapi tedavi planlama sistemlerindeki aynı yöntemle, brakiterapi kaynaklarının etrafında üç boyutlu doz dağılımlarını hesaplayabilir. Programın kullanıcı dostu bir arabirime sahip olması, sadece birkaç parametrenin değiştirilmesi ile farklı birçok olası durumu kolaylıkla inceleme fırsatını sunar. Programda, istenilen boyutlarda fantom ve voksel boyutları kullanılabilir. Ayrıca birden fazla kaynağın konum ve yönelimi de belirlenebilir. Fonksiyonel olarak program bir boyutlu ya da iki boyutlu doz formülasyonuna göre çalışmakta ve istenilen noktalarda doz hesabını kısa bir süre içinde yapabilmektedir. Yapılan hesaplamalarda kullanılan ortam değişkeni su olarak kabul edilmiştir. Her bir brakiterapi kaynak modeline ait literatür çalışmalarından alınan TG-43 dozimetrik parametre veri kümeleri ve bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar TPSDose43 programına ayrı ayrı veri girdisi olarak tanımlanmıştır. Bu program, C++ kod dilinde yazılmış olup, hesaplama işlemi kısa bir süre içinde tamamlanmaktadır. Programın çalışma süresi sonunda, program içinde tanımlanmış dozimetrik parametrelere ait grafikler, kullanıcı tarafından belirlenen eksenlerdeki doz profilleri ve istenilen hacim bölgesi için doz değerleri elde edilmektedir. Grafikselleştirilmiş sonuçlar, program içinde tanımlanmış fit etme metodu kullanılarak çizdirilir. TPSDose43 programının çalışma prensibinin temsili gösterimi Şekil 3.10' da gösterilmektedir.



**Şekil 3.10.** TPSDose43 programının iş akış şeması.

### 3.8. 3DSlicer Programı

Bilgisayarlı görüntü analizi, klinik-araştırma çalışmalarında ortaya çıkan ihtiyaçların desteklenmesinde, giderek önem kazanmaktadır [85]. Bu amaçla, hastanelerde rutin olarak kullanılabilen birçok yazılım uygulaması mevcuttur. Ancak, bu yazılım araçları çoğunlukla pahalı ve kapalı kaynak kod uygulamasına sahiptir. Klinik araştırmalarda tıbbi görüntü analizi ve görselleştirme aracı olarak kullanılabilen 3DSlicer programı, açık kaynak kodlu ücretsiz bir yazılım platformudur [86]. Bu program, tıbbi görüntüleme verilerinin kesimlenmesine, kaydına ve 3-boyutlu olarak görselleştirilmesine izin veren kapsamlı bir uygulamadır. David Gering, 1999 yılında Massachusetts Teknoloji Enstitüsünde (MIT) yapmış olduğu bir tez çalışması ile bu programın ilk prototipini sunmuştur [87]. Karmaşık durumların anlaşılmasını kolaylaştırmak ve sağlıklı dokulara zarar vermektan kaçınmak amacıyla, sanal verileri kullanabilen bu yazılım, çeşitli görüntüleme yöntemlerini desteklemektedir. 3DSlicer, hastaya ait BT kesit görüntülerinin, DICOM [88] formatındaki veri yapılarını kullanarak klinik görüntülerin alınmasını sağlar. Bu program, nesne yönelimli C++ programlama dili kullanılarak kodlanmıştır. Literatürde, 3DSlicer programının özelliklerinin incelendiği ve kullanıldığı birçok çalışma mevcuttur [85, 89, 90, 91, 92]. Şekil 3.5’ de bu programa ait kullanıcı ara birimi gösterilmektedir.



**Şekil 3.11.** 3DSlicer tıbbi görüntüleme ve analiz programına ait kullanıcı arabirimi.

3DSlicer programına, gerçek hasta DICOM verileri aktarılarak, hastanın aksiyel, sagittal ve koronal olmak üzere üç farklı kesitsel görüntü incelemesi yapıлып, doku materyal ataması ile 3-boyutlu hasta anatomisi elde edilebilmektedir.

### 3.9. 3-Boyutlu Fantom Tasarımı

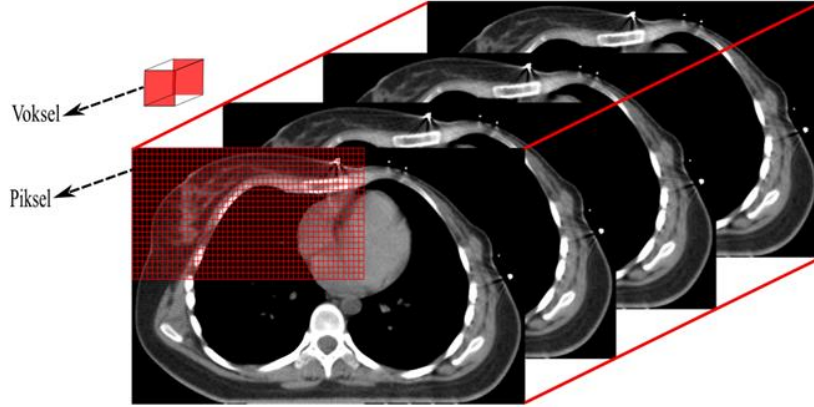
Son yıllarda brakiterapi tedavi planlamalarında bilgisayarlı tomografi verilerinin kullanılmasına yönelik gözlenen artış nedeniyle, bazı tedavi planlama sistemlerinde doz hesaplamaları, gerçek hasta boyutları ve doku yoğunluklarını ele alabilen hasta anatomisine benzer model tabanlı bir fantom modeli oluşturularak yapılmaktadır [30, 93, 94].

Şekil 3.12’ de, bir bilgisayarlı tomografi görüntüsünün sadece 2-boyutlu olmadığını, aynı zamanda CT çekimlerinde değişebilen dilim kalınlığına da sahip olduğu gösterilmektedir. Her bir piksele ait bu hacim büyüklüğü “voksel” olarak adlandırılır [95]. Hastaya özgü model tabanlı doz hesaplamalarında, etkileşim tesir kesitlerinin vokselden voksele atanabilmesi gerekmektedir [96]. Böylece, hastaya özgü yapılacak bir planlama çalışmasında, hastanın her bir dokusu üzerinde doz tahmini kolaylıkla hesaplanabilir.

Bu tez çalışması için, doku eşdeğeri matematiksel bir fantom oluşturmak amacıyla, aksiyel, sagittal ve koronal kesitlerinden  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  aralıklarla alınmış hasta CT görüntüleri, hasta veri dosyalarının yer aldığı DICOM dosya formatında 3DSlicer programına aktarılmıştır. Her bir voksele materyal ataması yapılarak doku



sınırlarının belirlendiği 3- boyutlu anatomik yapılar, kesimleme yöntemi ile diğer doku ortamlarından kolaylıkla ayrılabilir.

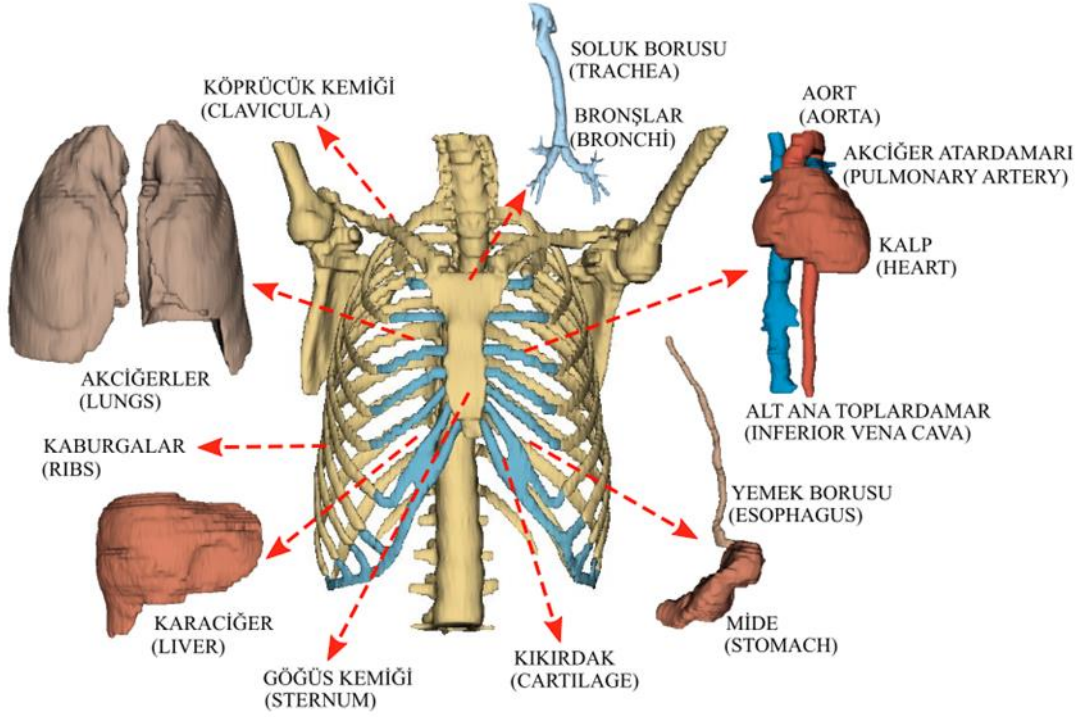


**Şekil 3.12.** Hastanın CT verileri kullanılarak merkezi Aksiyel kesitten elde edilen görüntü.

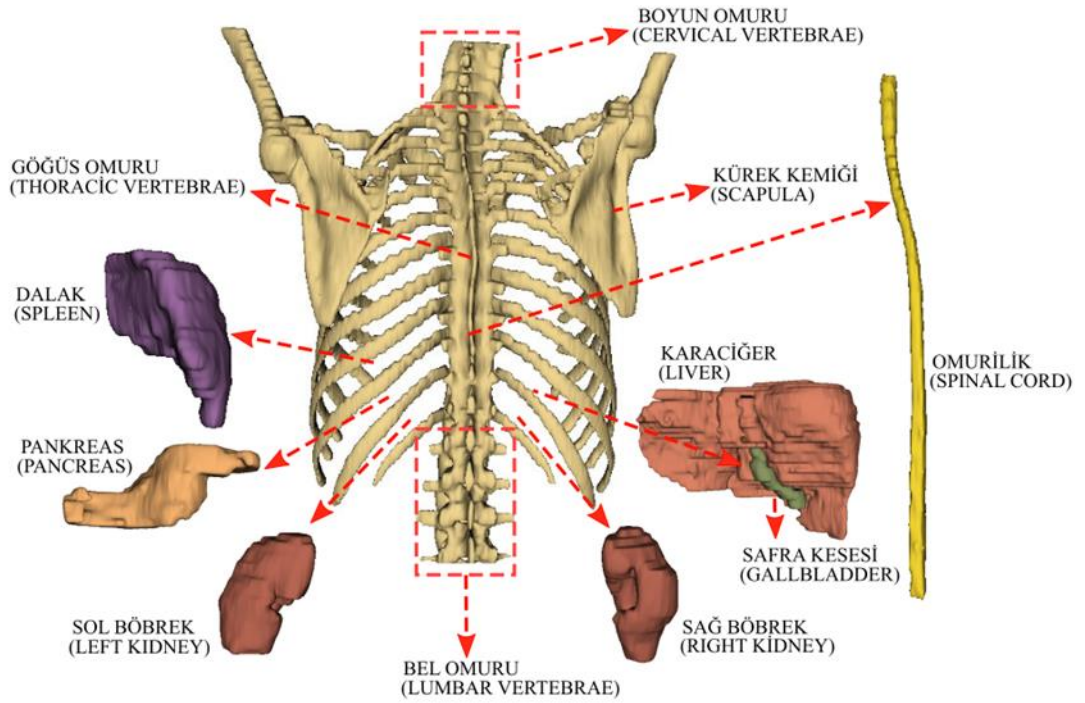
CT görüntülerinde her bir piksele, ilgili hacim elamanı (voksel) içerisinde bulunan tüm zayıflatma değerlerinin ortalaması olan sayısal bir değer yani CT numarası atanır. Bu numaralar organa özgü olup Hounsfield Unit (HU) ile temsil edilmektedir. Ancak, aynı CT numarasına sahip farklı bileşimli dokuları görüntü olarak birbirinden ayırt etmek zorlaşacağından, bu organların kesimlenmesini sağlayan ve 3DSlicer programında bu tez çalışması için kullanılan HU değerleri Tablo 3.1’ de verilmektedir. Bu fantom çalışmasında 20 adet doku, anatomi atlasları [95, 97] dikkate alınarak ayrı ayrı modellenmiştir. Tüm organların bir araya getirilmesiyle oluşturulan 3- boyutlu fantoma ait görüntüler Şekil 3.13-3.18’ de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** CT görüntülerinde organların kesimleme HU değerleri.

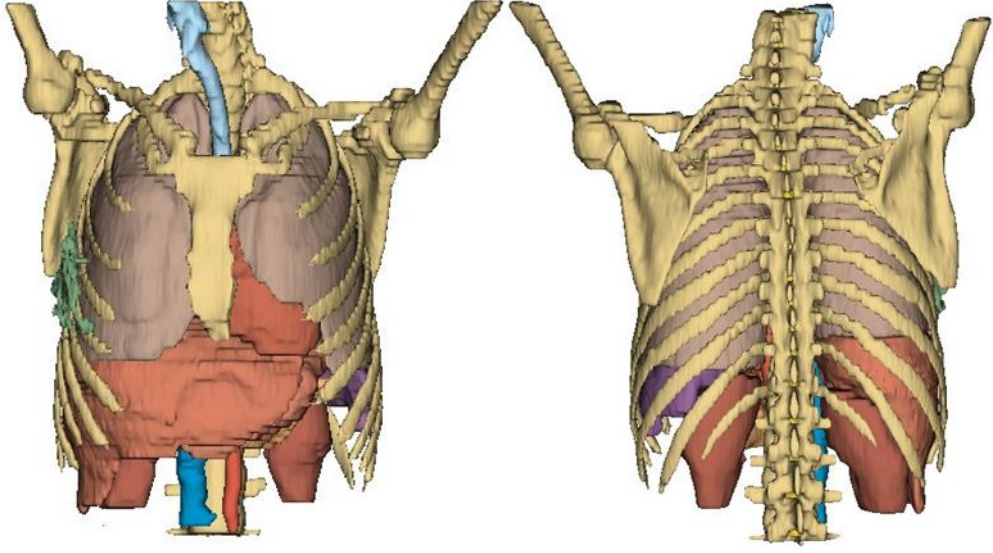
<i>Materyal</i>	<i>HU Alt Sınır Değeri</i>	<i>HU Üst Sınır Değeri</i>
Dış Hava	-1000	-750
İç Hava	-1000	-175
Cilt	-940	1000
Kemik	200	1000
Dalak	38	81
Yağ	-200	-50
Kas	-50	160
Beze	0	55
Bronş	-1000	-576
Böbrek	25	45



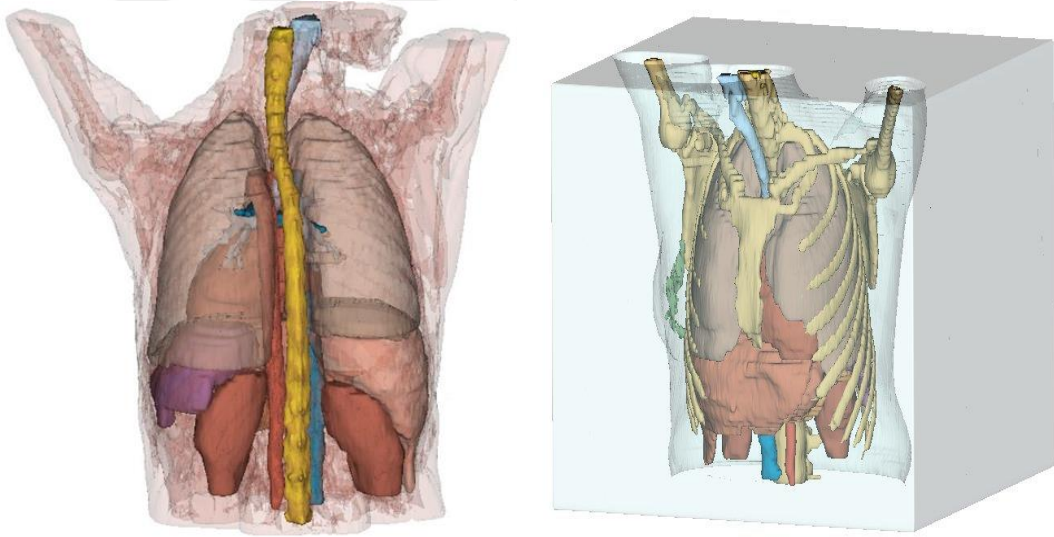
**Şekil 3.13.** 3DSlicer ile modellenen iskelet sistemi ve organ dokularının ön postürünün detaylandırılmış 3-boyutlu görüntüsü.



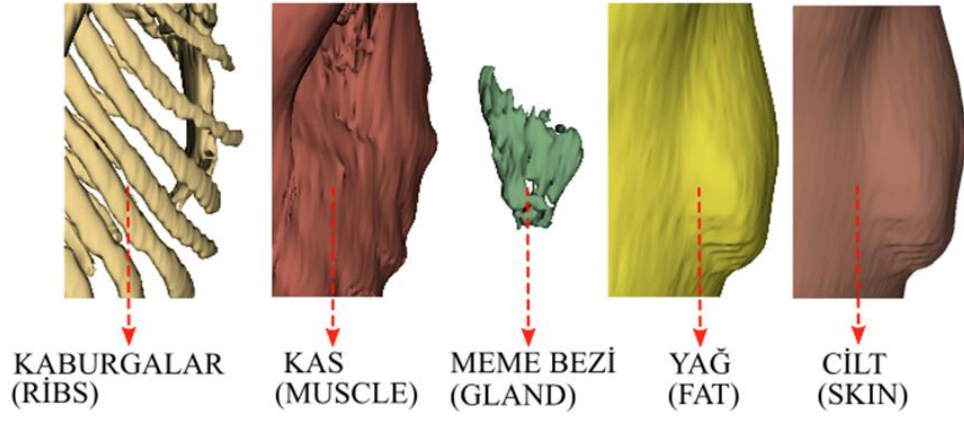
**Şekil 3.14.** 3DSlicer ile modellenen iskelet sistemi ve organ dokularının arka postürünün detaylandırılmış 3-boyutlu görüntüsü.



**Şekil 3.15.** Modellenen akciğer, karaciğer, trake, kalp, böbrekler, aort, dalak, glandular (beze) ve kemik yapısının üç boyutlu görüntüsü.



**Şekil 3.16.** Modellenen akciğer, karaciğer, trake, kalp, böbrekler, aort, damar, dalak, bronşlar, omurilik, kas yapısı ve fantomun dışında tanımlanan hava ortamının 3-boyutlu görüntüsü.



Şekil 3.17. Meme dokusunu oluşturan yağ ve gland dokunun 3-boyutlu görüntüsü.



Şekil 3.18. Meme dokusunun Sagital ekseninden alınmış görüntüsü.

#### 4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, Brakiterapi tedavi planlama sistemlerinde kullanılan AAPM TG-43 doz hesaplama formülasyonunun birtakım varsayımları kabul etmesi sonucu, hasta dozunda oluşabilecek belirsizlik faktörleri üzerinde durulmuştur. Ele alınan bu belirsizlikler üç aşamalı olarak incelenmiştir.

- Ticari olarak mevcut olan brakiterapi kaynak modellerine ait geometrik boyut değerlerinin üretim toleransları içinde veriliyor olması.
- Tedavi planlama sistemlerinde kullanılan doz hesaplama yöntemlerinde bazı yaklaşımların kabul edilmesi.
- Tüm vücut ortamının sınırsız bir su fantomu olarak düşünülüp, doku heterojenliği ve hasta vücut sınırlarının göz ardı edilmesi.

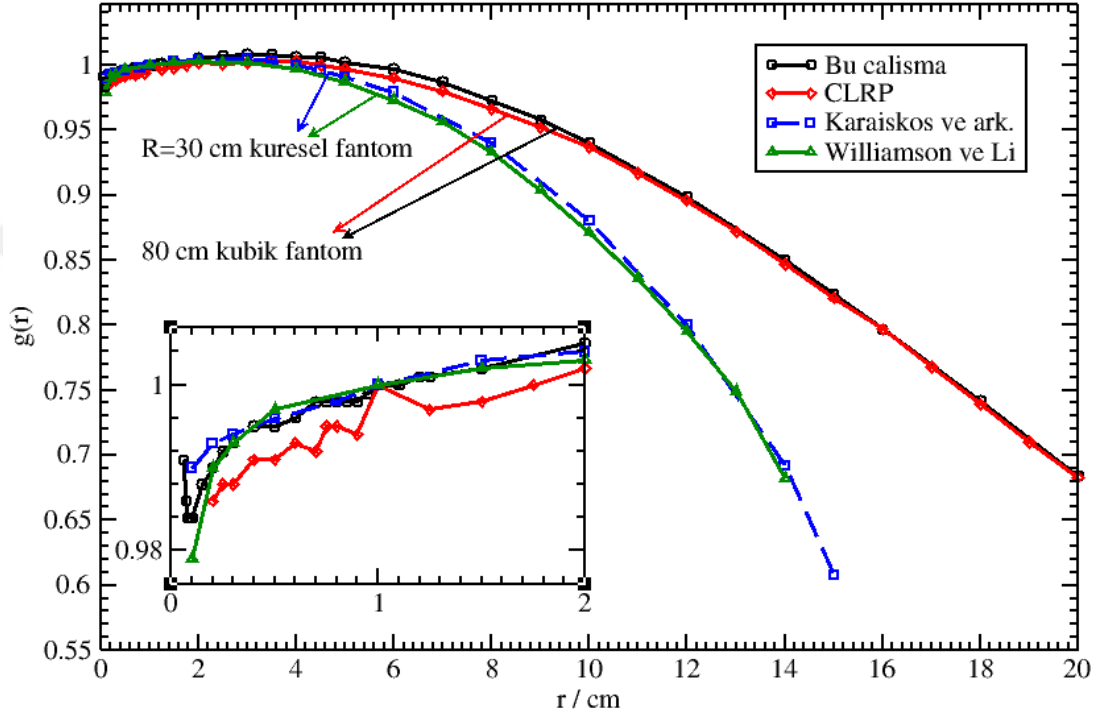
##### 4.1. Radyal Doz Fonksiyonu ve Anizotropi Fonksiyonu

AAPM TG-229 raporunda HDR  $^{192}\text{Ir}$  kaynak modelleri için belirtilen boyut ve materyallere göre, çoklu geometri yöntemi kullanılarak modellenmiş 3-boyutlu kaynak modelleri aşağıda gösterilmektedir. Çalışmamızın ilk aşamasında, bu kaynakların her biri için Monte Carlo tabanlı BrachyDose programı kullanılarak, su ortamında hesaplanmış doz değerlerinden, doz hızı sabiti, radyal doz fonksiyonları, anizotropi fonksiyonu değerleri elde edilerek tablo halinde sunulmuştur. Ayrıca elde edilen bu sonuçlar, literatürde her bir kaynak modeli için yapılmış ve TG-229 raporunda referans olarak gösterilmiş diğer çalışmaların sonuçlarıyla da karşılaştırılmalı olarak verilmiştir.  $^{192}\text{Ir}$  HDR kaynakları için literatürde elde edilmiş veri kümeleri (Taylor ve Rogers' ın [24] çalışması hariç), bu tez çalışmasında kullanılan MC yönteminden ve fantom boyutlarından farklı yöntem ve boyutlar kullanılarak elde edilmiş sonuçlardır.

#### 4.1.1. Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR Kaynağı



**Şekil 4.1.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR brakiterapi kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



**Şekil 4.2.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik) HDR brakiterapi kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

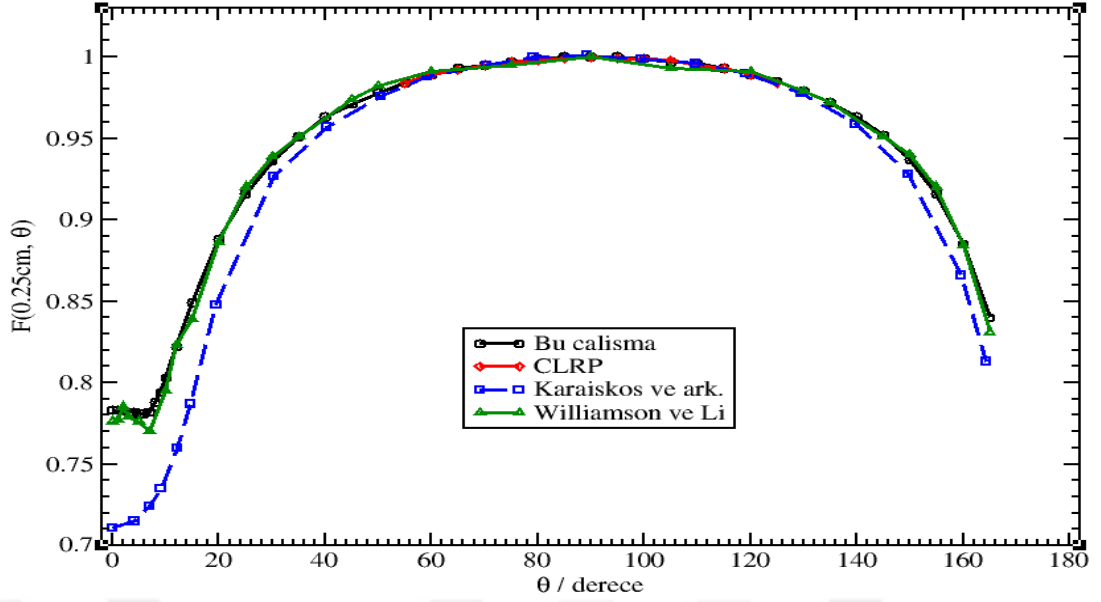
Tablo 4.1’ de, microSelectron-v1 HDR kaynağı için elde ettiğimiz hem nokta,  $g_p(r)$ , hem de çizgi kaynak yaklaşımı,  $g_L(r)$ , için 0.06 – 20 cm’ lik radyal mesafelerde hesaplanan radyal doz fonksiyonu değerleri listelenmiştir. mHDR-v1 kaynak tasarımına ait bu çalışmada hesaplanmış olan radyal doz fonksiyonu değerleri,  $g(r)$ , Taylor ve Rogers [24], Karaiskos ve ark. [29] ve Williamson ve Li’ ye [15] ait MC verileri ile karşılaştırmalı olarak Şekil 4.2’ de sunulmuştur. Radyal doz fonksiyonu değerleri kaynak merkezi dik eksen üzerindeki tüm mesafelerde istatistiksel hata değerleri, yaklaşık olarak %0.1 civarındadır. Bu çalışmada elde edilen  $g(r)$  değerleri, Taylor ve Rogers’ ın aynı fantom geometrisini kullanarak hesapladıkları MC verileri ile karşılaştırıldığında,  $r < 2$  cm’ e kadar olan mesafelerde

Taylor ve Rogers' in değerlerinde, dalgalanmaların oluştuğu görülmektedir. Williamson ve Li ve Karaiskos ve ark.' nin simülasyon çalışmalarında, 30 cm çaplı küresel bir fantom kullanmalarından dolayı, hesapladıkları  $g(r)$  değerlerinin bu çalışmada hesapladığımız değerlere göre, kaynaktan  $r \geq 2$  cm' lik radyal mesafelerde daha düşük olduğu, fakat kaynağa yakın mesafeler göz önüne alındığında fantom boyut etkisinin neredeyse ortadan kaybolduğu ve bu çalışmada bulduğumuz değerlerin  $r < 2$  cm' lik mesafede hem Williamson ve Li' nin hem de Karaiskos ve ark.' nin sonuçlarına çok benzediği görülmektedir. Şekil 4.2, tam saçılma koşullarının sağlandığı kübik bir fantomun kullanılmasıyla fantom sınırları civarında hesapladığımız  $g(r)$  değerlerinin, tam saçılma koşullarının sağlanmadığı küresel bir fantom kullanarak doz hesabı yapan Williamson ve Li' nin ve ayrıca Karaiskos ve ark.' nin değerlerinden, sırasıyla ~%25 ve ~%36 daha yüksek olduğunu göstermektedir.

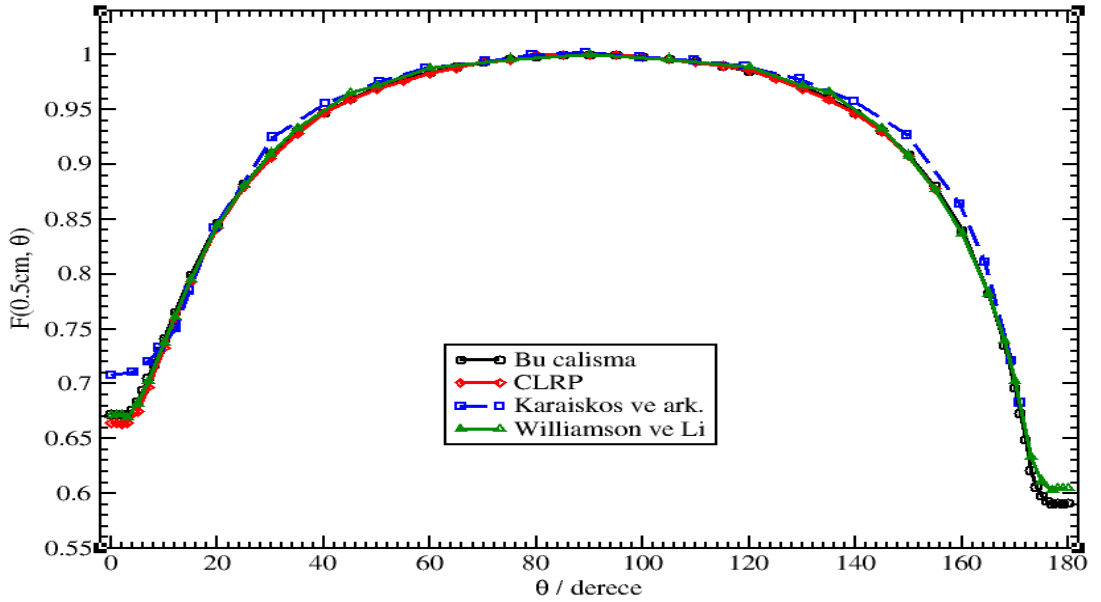
**Tablo 4.1.** Nucletron, microSelectron-v1 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_P(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_P(r)$	$Hata(\%)$
0.06	0.991	0.426	0.001
0.07	0.986	0.474	0.001
0.08	0.984	0.519	0.001
0.09	0.984	0.560	0.001
0.10	0.984	0.597	0.001
0.15	0.988	0.737	0.001
0.20	0.990	0.822	0.001
0.25	0.992	0.875	0.001
0.30	0.993	0.908	0.001
0.40	0.995	0.947	0.001
0.50	0.995	0.967	0.001
0.60	0.996	0.979	0.001
0.70	0.998	0.987	0.001
0.75	0.998	0.990	0.001
0.80	0.998	0.993	0.001
0.85	0.998	0.994	0.001
0.90	0.998	0.996	0.001
0.95	0.999	0.998	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.000	1.002	0.001
1.20	1.001	1.004	0.001
1.25	1.001	1.004	0.001
1.50	1.002	1.008	0.001
2.00	1.005	1.013	0.001
2.50	1.007	1.016	0.001
3.00	1.008	1.017	0.001
3.50	1.008	1.017	0.001
4.00	1.006	1.016	0.001
4.50	1.006	1.016	0.001
5.00	1.002	1.012	0.001
6.00	0.997	1.006	0.001
7.00	0.987	0.996	0.001
8.00	0.973	0.983	0.001
9.00	0.958	0.968	0.001
10.00	0.940	0.950	0.001
12.00	0.899	0.908	0.001
14.00	0.850	0.859	0.001
15.00	0.824	0.832	0.001
16.00	0.797	0.805	0.001
18.00	0.742	0.749	0.001
20.00	0.684	0.691	0.001

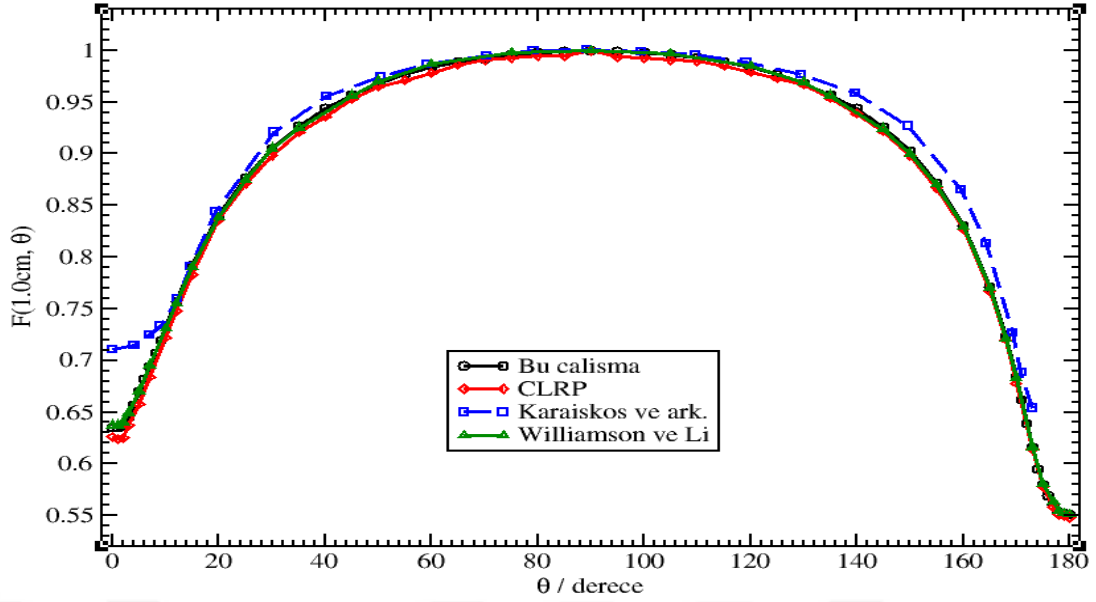




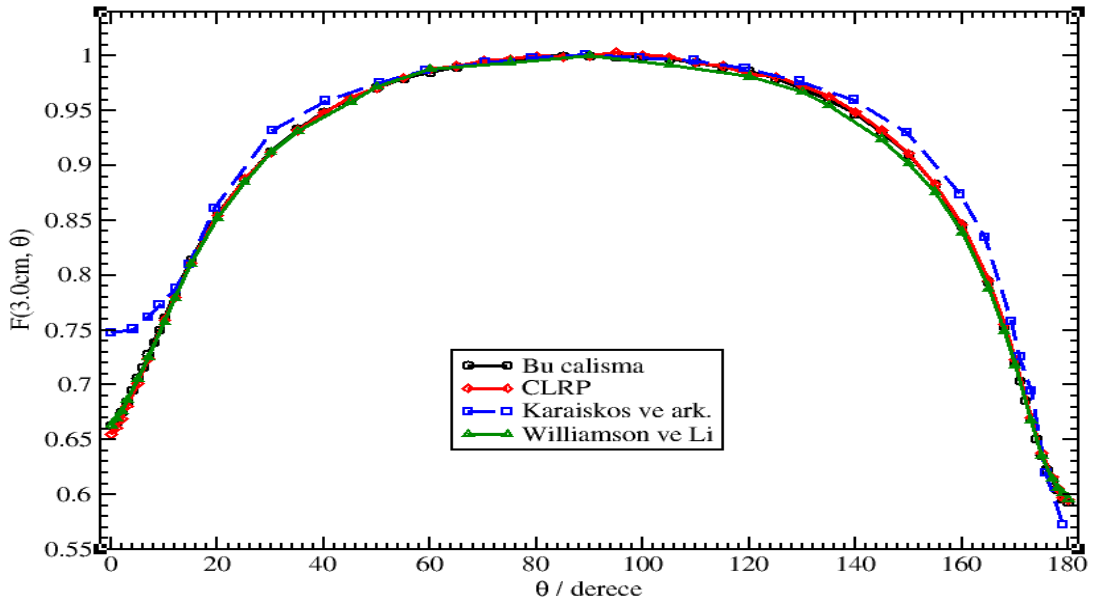
**Şekil 4.3.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



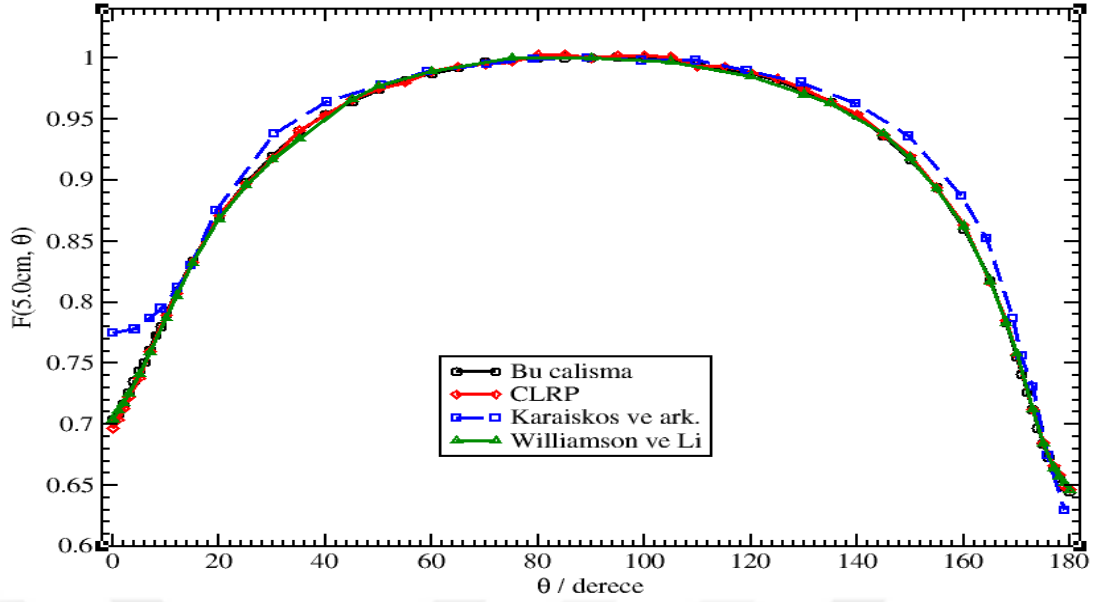
**Şekil 4.4.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



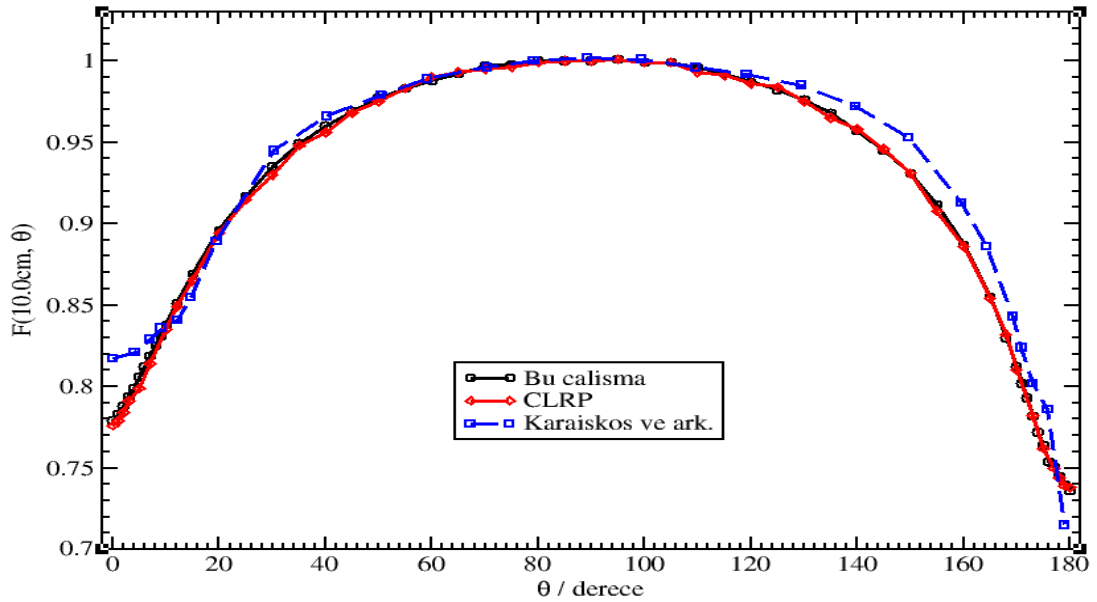
**Şekil 4.5.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



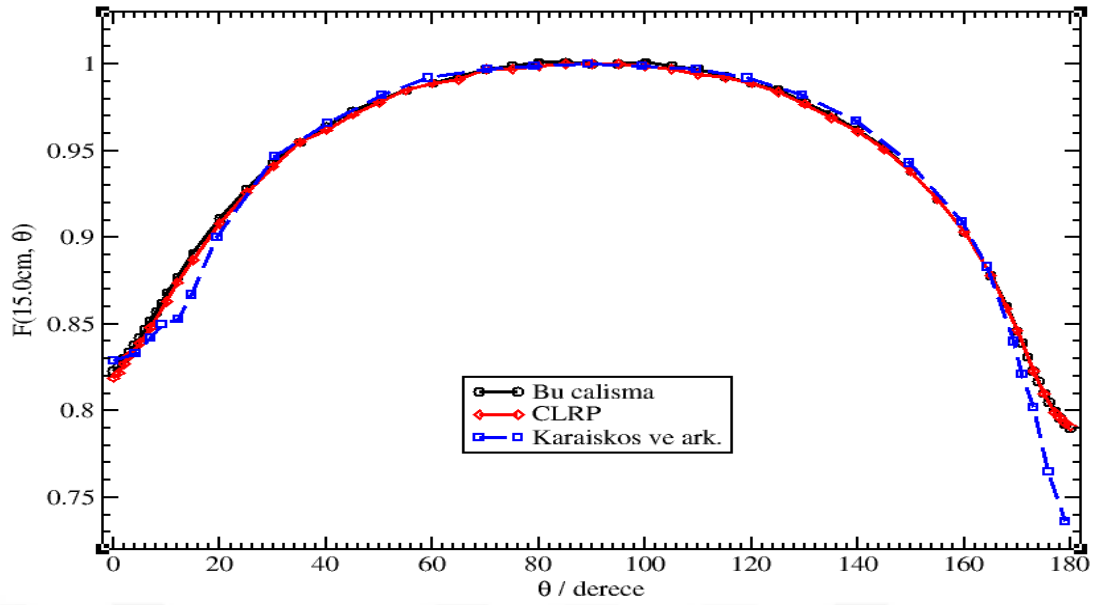
**Şekil 4.6.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.7.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.8.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.9.** Nucletron, microSelectron-v1 (klasik), HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

microSelectron-v1 HDR kaynağı için bu çalışmada hesapladığımız 2-boyutlu anizotropi fonksiyonlarının sonuçları, 0.2 – 20 cm aralığındaki radyal mesafeler ve kaynağın uzun eksenine göre  $\theta = 0^\circ - 180^\circ$  kutup açıları için Tablo 4.2’ de sunulmuştur. Bu kaynağa ait anizotropi fonksiyonunun istatistiksel hata değerleri, kaynak merkezi dik eksenine yakın noktalarda %0.1’ in altında iken, kaynak merkezine uzak noktalarda bu değer ~%0.13’ tür. Hesaplamalarımızda elde ettiğimiz  $F(r, \theta)$  değerlerinin, Williamson ve Li’ nin sonuçları ile karşılaştırılabilmesi için, ilgili çalışmadaki  $F(r, \theta)$  değerleri, bu çalışmadaki açı yönelimine uygun hale getirilerek yeniden düzenlenmiştir. Şekil 4.3-9,  $r = 0.25, 0.5, 1, 3, 5, 10$  ve 15 cm’ lik radyal mesafeler için, bu çalışmada hesaplanan  $F(r, \theta)$  verilerinin, aynı kaynak için Williamson ve Li, Karaiskos ve ark. ve Taylor ve ark. tarafından hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleriyle bir karşılaştırmasını göstermektedir. Bu çalışmada elde edilen anizotropi fonksiyon verileri, Williamson ve Li’ nin elde ettikleri  $F(r, \theta)$  değerleriyle iyi bir uyum içinde olup, iki veri arasındaki farklılık %2’ yi aşmamaktadır. Bu durum bize, anizotropi fonksiyonunun, fantom boyutlarına güçlü bir bağlılığının olmadığını gösterir. Aynı uyum, Taylor ve Rogers’ ın sonuçlarında da mevcuttur. Karaiskos ve ark.’ nın  $F(r, \theta)$  sonuçlarına baktığımızda, kaynak uzun eksenine yakın kutup açıları

hariç, genel olarak  $40^{\circ} < \theta < 140^{\circ}$  arasındaki kutup açılarında tüm radyal mesafeler için elde ettiğimiz sonuçlar %1 uyum içindedir. İki veri arasındaki en büyük farklılık  $0^{\circ}$ 'ye yakın açılarda %5 ile %15 arasında iken,  $180^{\circ}$ 'ye yakın açılarda bu farklılık %6'dan azdır.  $0^{\circ}$ 'ye yakın gözlemlenen büyük farklılıklar, kaynak geometrisinden kaynaklanmaktadır.



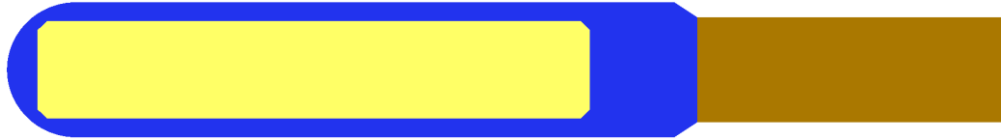
**Tablo 4.2.** microSelectron-v1 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	-	0.783	0.697	0.672	0.657	0.644	0.641	0.635	0.633	0.635	0.642	0.663	0.684	0.704	0.722	0.753	0.779	0.823	0.841	0.851
1	-	0.783	0.697	0.672	0.657	0.644	0.642	0.635	0.637	0.638	0.645	0.666	0.688	0.708	0.726	0.758	0.783	0.826	0.843	0.853
2	-	0.783	0.697	0.672	0.657	0.644	0.642	0.637	0.641	0.642	0.652	0.675	0.697	0.717	0.733	0.765	0.788	0.830	0.846	0.855
3	-	0.782	0.697	0.672	0.658	0.649	0.647	0.645	0.650	0.653	0.663	0.685	0.706	0.726	0.741	0.770	0.794	0.834	0.850	0.858
4	-	0.782	0.698	0.676	0.665	0.659	0.658	0.657	0.661	0.664	0.674	0.695	0.715	0.735	0.749	0.777	0.799	0.838	0.853	0.862
5	-	0.781	0.702	0.684	0.675	0.670	0.669	0.670	0.672	0.676	0.686	0.706	0.726	0.744	0.758	0.784	0.806	0.842	0.857	0.865
6	-	0.781	0.709	0.694	0.687	0.682	0.682	0.682	0.685	0.688	0.697	0.716	0.735	0.751	0.767	0.792	0.812	0.847	0.861	0.869
7	-	0.782	0.719	0.705	0.699	0.695	0.694	0.694	0.697	0.700	0.709	0.728	0.746	0.761	0.775	0.800	0.819	0.852	0.865	0.871
8	-	0.788	0.730	0.717	0.711	0.707	0.707	0.707	0.709	0.713	0.721	0.739	0.756	0.773	0.784	0.807	0.825	0.857	0.869	0.876
9	-	0.794	0.741	0.730	0.723	0.720	0.719	0.719	0.722	0.726	0.734	0.750	0.766	0.780	0.793	0.814	0.831	0.862	0.873	0.881
10	-	0.803	0.753	0.741	0.736	0.733	0.732	0.732	0.735	0.738	0.746	0.761	0.777	0.790	0.801	0.822	0.838	0.868	0.879	0.884
12	-	0.822	0.775	0.765	0.760	0.757	0.757	0.757	0.760	0.763	0.769	0.783	0.797	0.809	0.818	0.837	0.851	0.877	0.887	0.892
15	-	0.849	0.808	0.799	0.795	0.793	0.792	0.792	0.794	0.797	0.802	0.814	0.825	0.834	0.843	0.858	0.869	0.891	0.899	0.903
20	0.935	0.888	0.853	0.846	0.843	0.840	0.840	0.840	0.842	0.844	0.847	0.856	0.864	0.871	0.876	0.888	0.896	0.911	0.917	0.920
25	0.949	0.916	0.887	0.882	0.879	0.877	0.877	0.877	0.878	0.879	0.882	0.888	0.894	0.898	0.902	0.911	0.917	0.928	0.931	0.934
30	0.960	0.936	0.914	0.910	0.907	0.906	0.906	0.905	0.906	0.907	0.909	0.913	0.917	0.920	0.924	0.930	0.935	0.943	0.946	0.948
35	0.969	0.951	0.934	0.931	0.929	0.927	0.927	0.927	0.928	0.928	0.930	0.933	0.937	0.940	0.941	0.945	0.949	0.955	0.957	0.959
40	0.976	0.963	0.949	0.947	0.946	0.944	0.944	0.944	0.945	0.945	0.946	0.949	0.951	0.954	0.953	0.956	0.960	0.964	0.965	0.966
45	0.981	0.971	0.961	0.960	0.959	0.958	0.957	0.957	0.958	0.958	0.959	0.961	0.963	0.964	0.964	0.967	0.969	0.973	0.974	0.975
50	0.986	0.978	0.971	0.970	0.969	0.969	0.969	0.968	0.969	0.969	0.970	0.971	0.973	0.974	0.974	0.976	0.977	0.979	0.980	0.981
55	0.989	0.984	0.978	0.978	0.978	0.976	0.977	0.977	0.977	0.978	0.977	0.979	0.980	0.982	0.981	0.982	0.983	0.985	0.986	0.986
60	0.993	0.989	0.985	0.984	0.984	0.984	0.984	0.984	0.984	0.984	0.985	0.985	0.987	0.987	0.986	0.988	0.988	0.989	0.990	0.990
65	0.995	0.993	0.989	0.989	0.989	0.988	0.988	0.989	0.989	0.989	0.990	0.990	0.991	0.992	0.991	0.992	0.992	0.993	0.992	0.994
70	0.997	0.995	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.992	0.994	0.994	0.994	0.995	0.996	0.997	0.994	0.995	0.997	0.997	0.996	0.998
75	0.998	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.997	0.996	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.999	0.999	1.000
80	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	0.998	0.999	1.000	1.001	0.999	1.001
85	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000	0.999	1.000	1.001	1.000	1.001
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.001	1.000	1.000	1.001	1.000	1.001	1.001

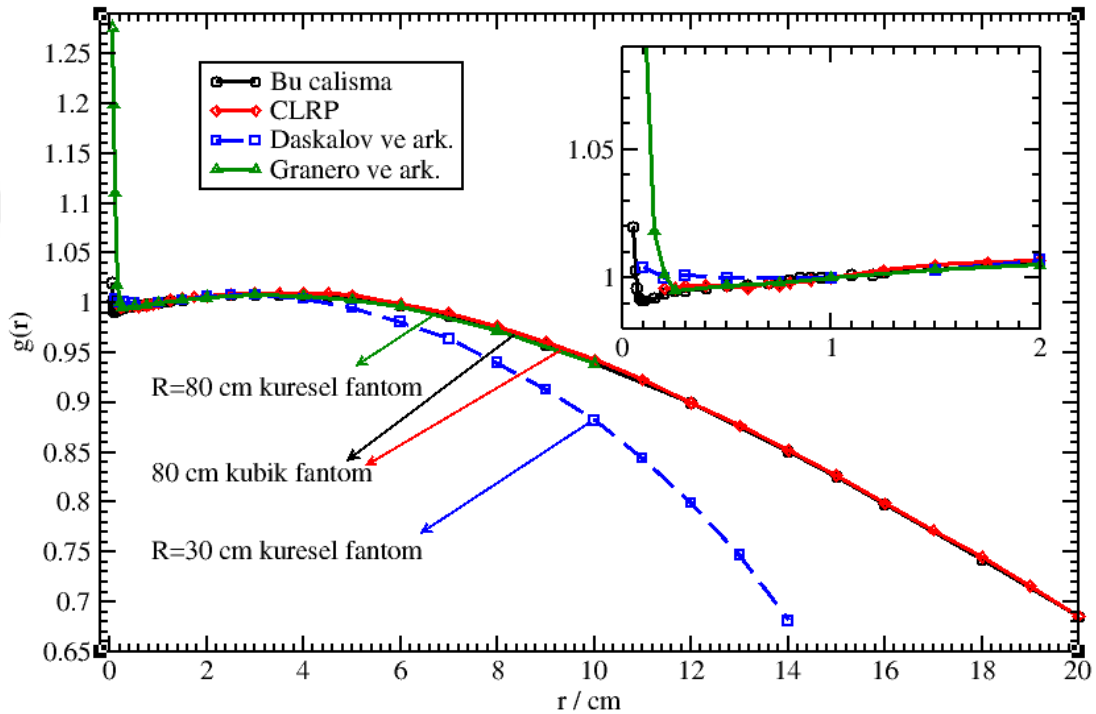
**Tablo 4.2.** microSelectron-v1 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devamı).

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
100	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	0.998	1.000	0.999	1.001	1.000	1.001
105	0.998	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.997	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.998	0.999
110	0.997	0.996	0.993	0.994	0.993	0.993	0.993	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.995	0.995	0.995	0.995	0.996	0.997	0.997	0.998
115	0.995	0.993	0.990	0.990	0.990	0.989	0.989	0.989	0.990	0.990	0.990	0.990	0.992	0.991	0.991	0.991	0.992	0.993	0.993	0.994
140	0.976	0.963	0.950	0.947	0.946	0.944	0.944	0.944	0.945	0.945	0.945	0.947	0.950	0.953	0.952	0.956	0.957	0.962	0.963	0.965
145	0.969	0.952	0.934	0.931	0.929	0.927	0.927	0.926	0.927	0.927	0.928	0.930	0.934	0.936	0.938	0.942	0.945	0.952	0.953	0.955
150	0.961	0.937	0.914	0.909	0.906	0.904	0.904	0.903	0.904	0.905	0.906	0.910	0.914	0.917	0.920	0.926	0.931	0.938	0.942	0.944
155	0.950	0.916	0.886	0.880	0.876	0.873	0.873	0.872	0.873	0.874	0.877	0.883	0.889	0.894	0.897	0.905	0.912	0.922	0.925	0.929
160	0.935	0.885	0.847	0.840	0.835	0.832	0.831	0.830	0.831	0.833	0.836	0.845	0.853	0.860	0.867	0.878	0.887	0.903	0.909	0.913
165	-	0.840	0.792	0.782	0.776	0.772	0.772	0.771	0.773	0.776	0.782	0.794	0.807	0.818	0.825	0.841	0.855	0.878	0.886	0.892
168	-	-	0.747	0.735	0.728	0.724	0.723	0.723	0.726	0.729	0.737	0.753	0.768	0.783	0.793	0.814	0.830	0.860	0.871	0.877
170	-	-	0.710	0.696	0.688	0.683	0.683	0.684	0.687	0.692	0.702	0.721	0.739	0.755	0.769	0.793	0.812	0.846	0.859	0.866
171	-	-	0.689	0.673	0.665	0.660	0.660	0.662	0.667	0.672	0.683	0.704	0.724	0.741	0.756	0.781	0.802	0.839	0.852	0.860
172	-	-	0.386	0.649	0.639	0.636	0.636	0.639	0.645	0.651	0.663	0.686	0.708	0.726	0.742	0.771	0.793	0.831	0.846	0.855
173	-	-	-	0.621	0.613	0.611	0.612	0.616	0.624	0.631	0.644	0.669	0.692	0.712	0.729	0.759	0.782	0.823	0.840	0.849
174	-	-	-	0.606	0.595	0.592	0.592	0.595	0.606	0.611	0.625	0.651	0.675	0.697	0.715	0.747	0.772	0.817	0.834	0.843
175	-	-	-	0.598	0.585	0.579	0.578	0.580	0.589	0.595	0.609	0.636	0.661	0.684	0.703	0.737	0.764	0.810	0.828	0.838
176	-	-	-	0.593	0.577	0.569	0.568	0.569	0.576	0.582	0.595	0.623	0.649	0.673	0.693	0.728	0.754	0.805	0.823	0.834
177	-	-	-	0.590	0.571	0.561	0.560	0.560	0.567	0.572	0.585	0.613	0.640	0.664	0.685	0.721	0.751	0.800	0.820	0.830
178	-	-	-	0.591	0.571	0.558	0.556	0.553	0.559	0.563	0.576	0.605	0.632	0.656	0.678	0.714	0.745	0.796	0.816	0.827
179	-	-	-	0.590	0.570	0.558	0.556	0.552	0.556	0.559	0.570	0.596	0.624	0.649	0.671	0.710	0.740	0.792	0.814	0.826
180	-	-	-	0.591	0.570	0.557	0.555	0.551	0.553	0.556	0.567	0.593	0.619	0.645	0.668	0.707	0.736	0.790	0.811	0.821

#### 4.1.2. Nucletron, microSelectron-v2 HDR Kaynağı



Şekil 4.10. Nucletron, microSelectron-v2 HDR brakiterapi kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



Şekil 4.11. Nucletron, microSelectron-v2 HDR brakiterapi kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

Hem çizgi kaynak hem de nokta kaynak yaklaşımları kullanılarak hesaplanan radyal doz fonksiyonu değerleri Tablo 4.3' te sunulmuştur. Tablo 4.3 incelendiğinde, tüm mesafelerdeki istatistik hata değerlerinin  $\sim\%0.1$  olarak hesaplandığı görülmektedir. microSelectron-v2 kaynağına ait MC simülasyon çalışmalarında, farklı geometrilere sahip fantomlar kullanılarak elde edilen  $g(r)$  değerleri, bu çalışmada hesaplanan  $g(r)$  değerleri ile karşılaştırmalı olarak Şekil 4.11' de verilmiştir. Daskalov ve ark. [73], mHDR-v2 kaynağının sudaki doz değerini tahmin etmek için, 15 cm yarıçaplı küresel bir fantom kullanırken, bu kaynağa ait diğer çalışmalarda tam saçılma koşullarının kabul edildiği boyutlarda sınırsız bir fantom kullanılmaktadır.

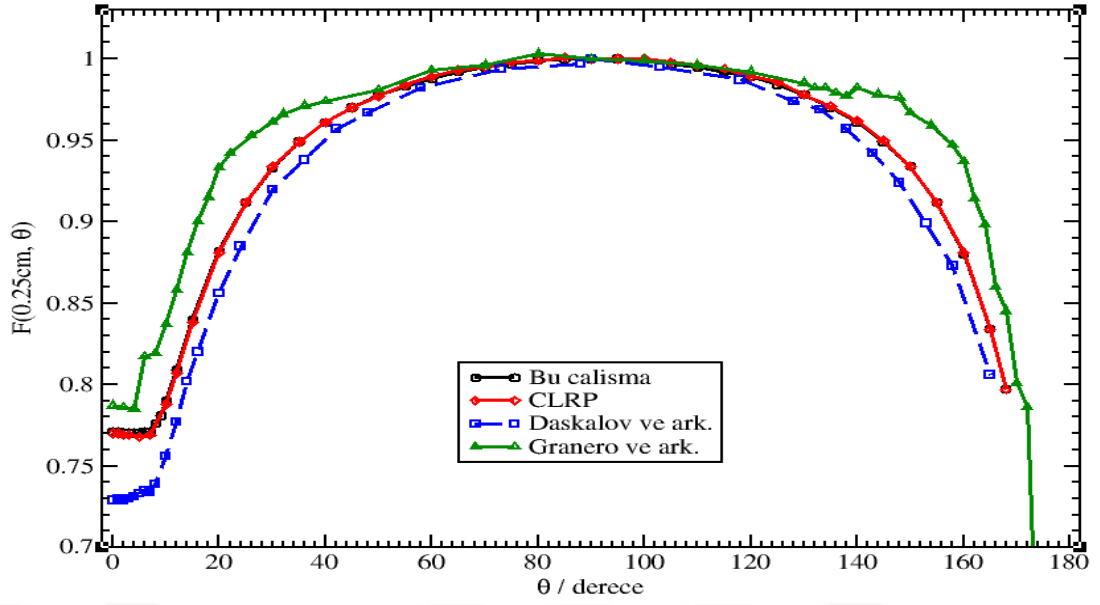


Kaynaktan  $r \geq 4$  cm' lik radyal mesafelerde, bu çalışmada hesaplanan  $g(r)$  değerleri ile Daskalov ve ark. tarafından hesaplanan  $g(r)$  değerlerinde gözlenen farklılıklar, MC çalışmalarında kullanılan farklı fantom boyutlarından kaynaklanmaktadır. Bu çalışmada ve Daskalov ve ark.' nin çalışmasında hesaplanmış olan  $g(r)$  değerleri arasındaki en büyük fark,  $r = 14$  cm' de ~%22 olarak bulunmuştur.  $0.2 < r < 0.4$  cm' lik mesafe aralığı için bu kaynağa ait tüm sonuçlar, ~%1' lik bir uyum içindedir. Granero ve ark. [26], farklı fantom boyutları kullanmasına rağmen tam saçılma şartını sağlamaktadır. Dolayısıyla bu çalışmada elde edilen tüm  $g(r)$  değerleri ile Granero ve ark.' nin sonuçları karşılaştırıldığında iki sonuç arasında çok iyi bir uyumun olduğu gözlenmektedir.

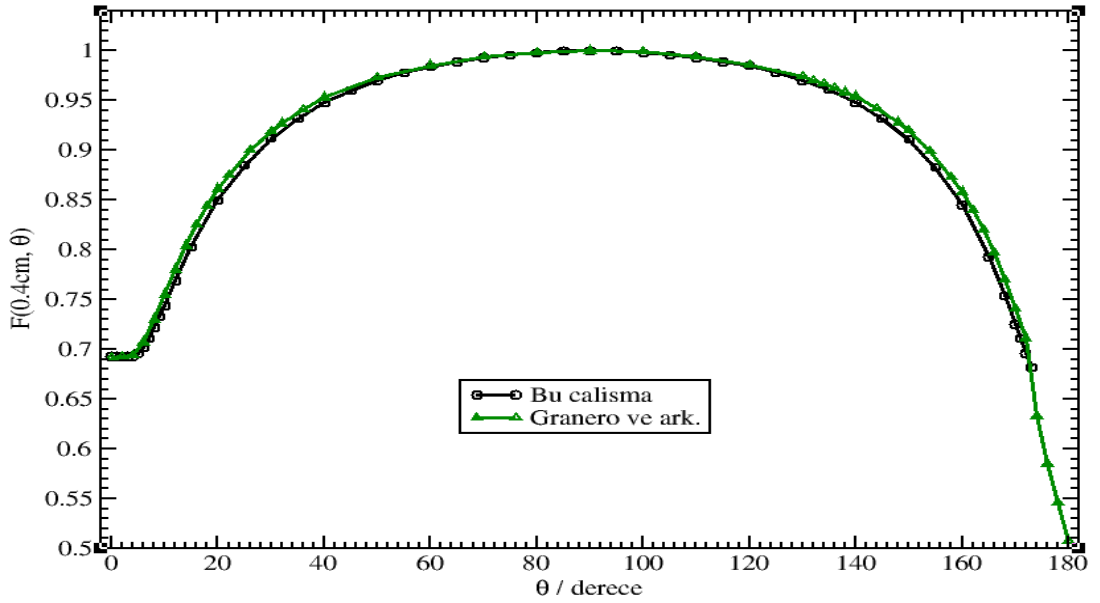


**Tablo 4.3.** Nucletron, microSelectron-v2 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_P(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

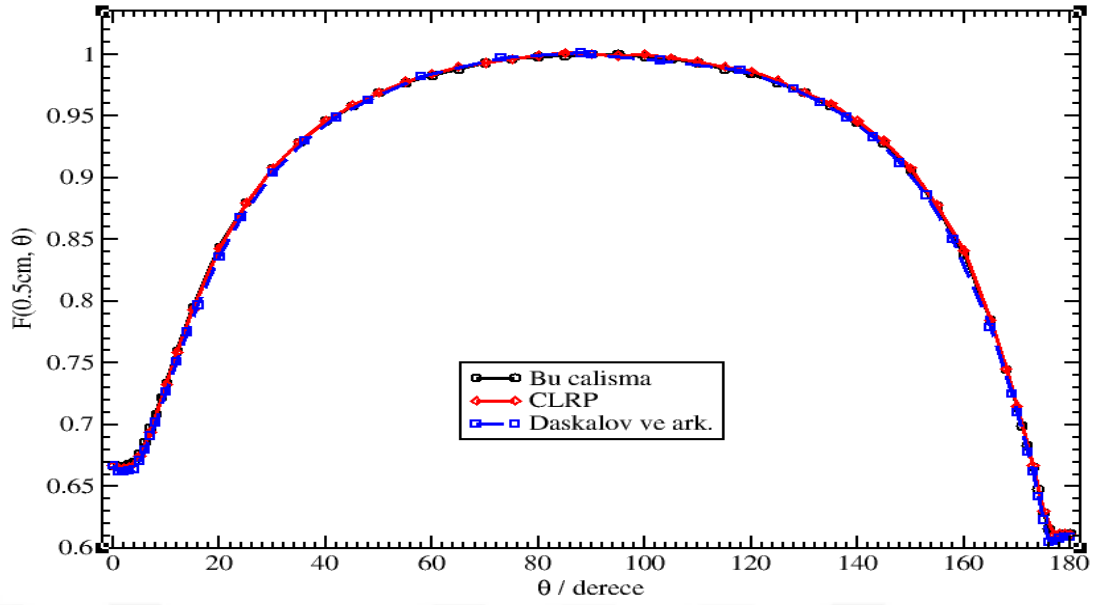
$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_P(r)$	<i>Hata</i> (%)
0.05	1.020	0.372	0.001
0.06	1.003	0.422	0.001
0.07	0.996	0.470	0.001
0.08	0.992	0.514	0.001
0.09	0.991	0.554	0.001
0.10	0.991	0.592	0.001
0.15	0.992	0.732	0.001
0.20	0.994	0.818	0.001
0.25	0.995	0.871	0.001
0.30	0.995	0.906	0.001
0.40	0.996	0.946	0.001
0.50	0.997	0.967	0.001
0.60	0.997	0.979	0.001
0.70	0.998	0.988	0.001
0.75	0.998	0.990	0.001
0.80	0.999	0.993	0.001
0.85	1.000	0.996	0.001
0.90	1.000	0.997	0.001
0.95	1.000	0.999	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.001	1.003	0.001
1.20	1.001	1.005	0.001
1.25	1.002	1.005	0.001
1.50	1.003	1.009	0.001
2.00	1.006	1.014	0.001
2.50	1.008	1.017	0.001
3.00	1.008	1.017	0.001
3.50	1.008	1.017	0.001
4.00	1.008	1.018	0.001
4.50	1.006	1.016	0.001
5.00	1.004	1.014	0.001
6.00	0.997	1.008	0.001
7.00	0.987	0.997	0.001
8.00	0.974	0.984	0.001
9.00	0.958	0.968	0.001
10.00	0.940	0.950	0.001
12.00	0.900	0.909	0.001
14.00	0.851	0.860	0.001
15.00	0.826	0.834	0.001
16.00	0.798	0.807	0.001
18.00	0.742	0.749	0.001
20.00	0.685	0.692	0.001



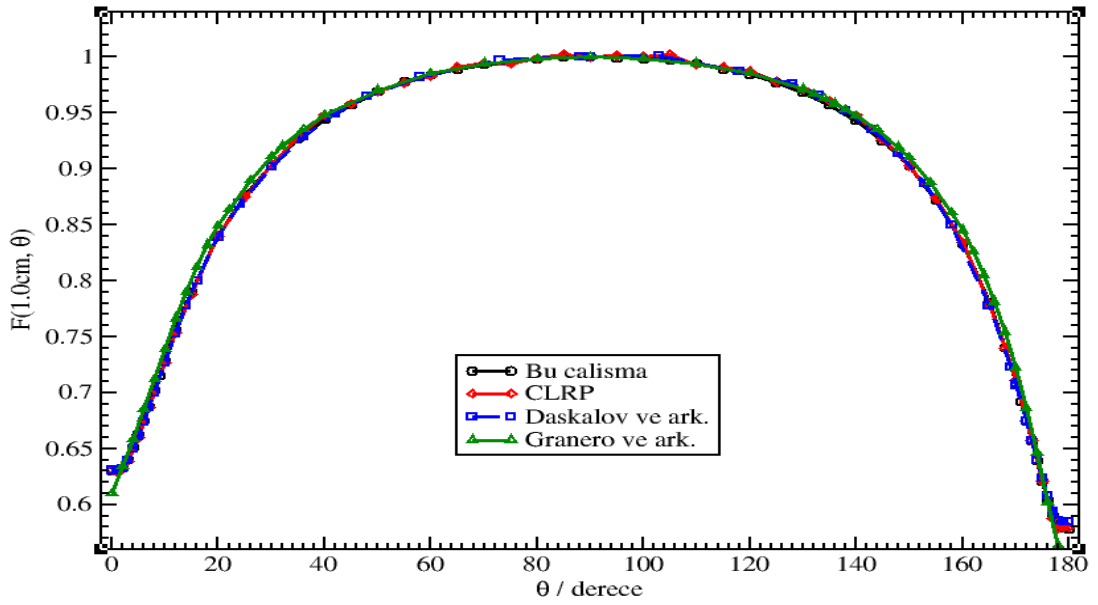
**Şekil 4.12.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



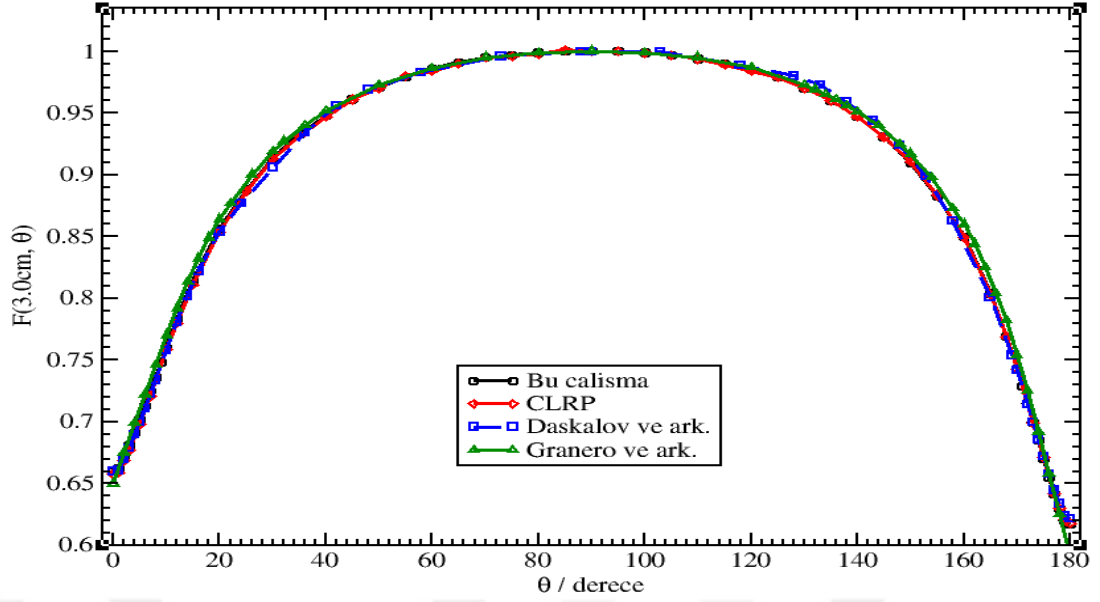
**Şekil 4.13.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.4 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



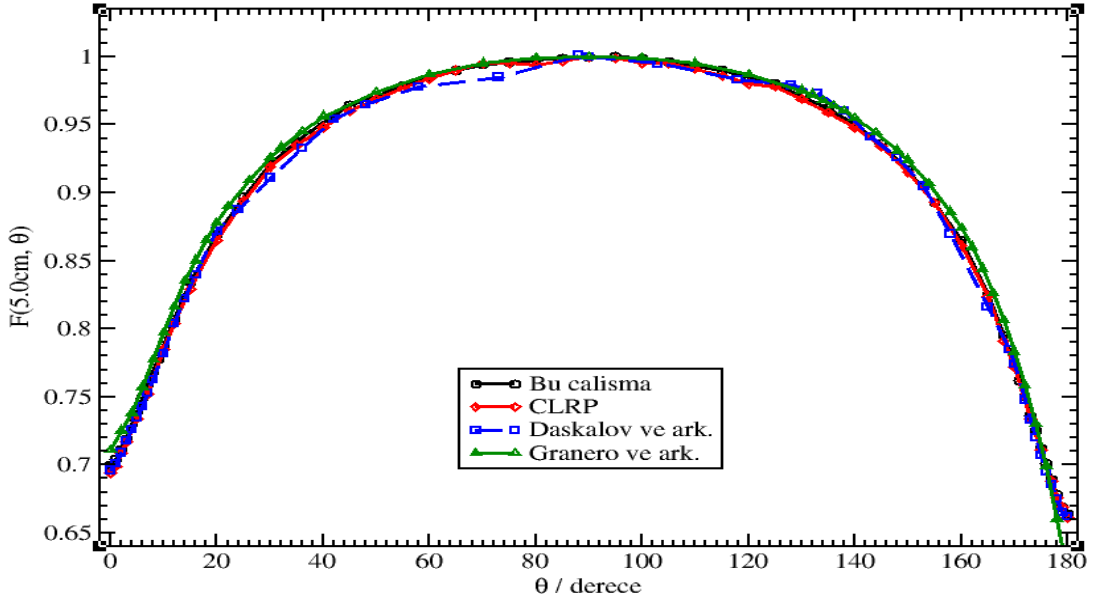
**Şekil 4.14.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



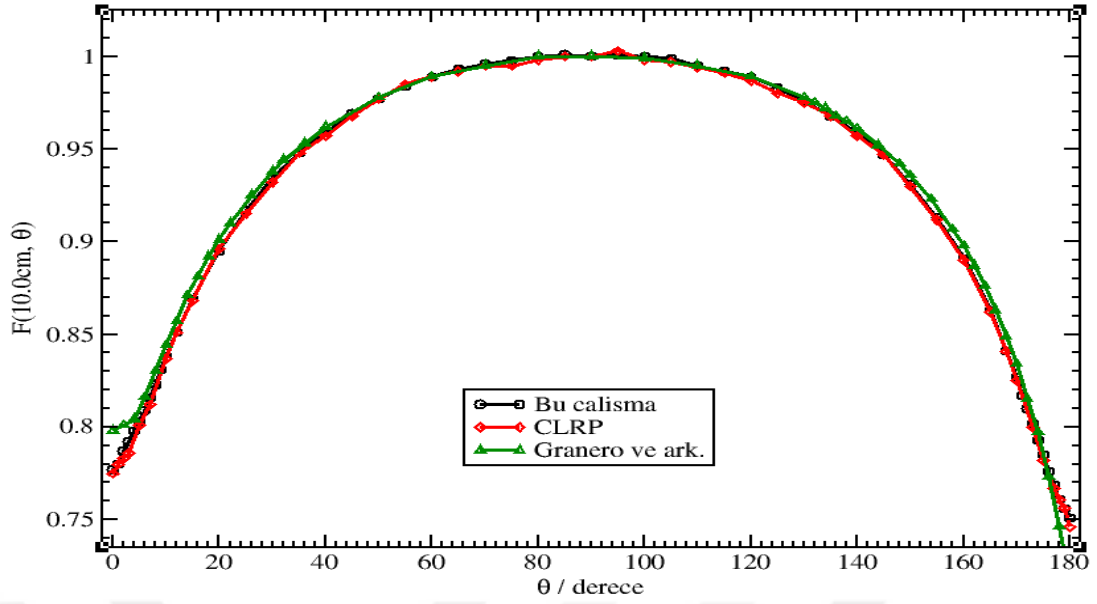
**Şekil 4.15.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



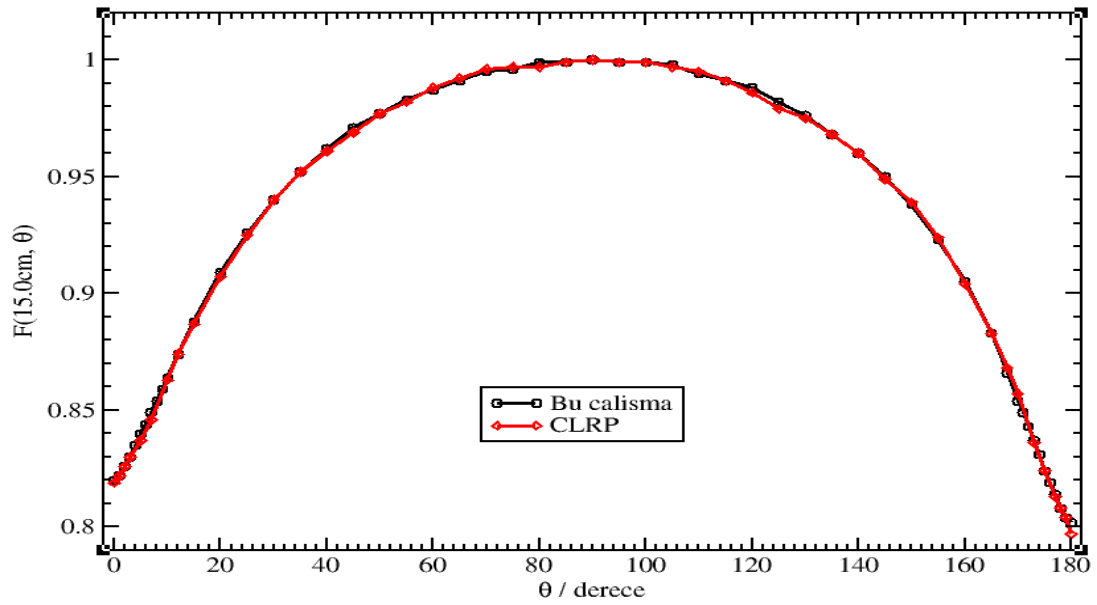
**Şekil 4.16.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.17.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.18.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.19.** Nucletron, microSelectron-v2, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

Tablo 4.4’de, microSelectron-v2 HDR kaynağı için çizgi kaynak yaklaşımı kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerleri,  $r = 0.2 - 20$  cm’ lik radyal

mesafeler için listelenmiştir. mHDR-v2 kaynağı için elde edilen  $F(r, \theta)$  değerlerinin 1, 5 ve 10 cm' deki istatistiksel hata değerleri sırasıyla ~%0.09, ~%0.13 ve ~%0.12' dir. microSelectron-v2 HDR kaynağı için elde edilen anizotropi fonksiyonu değerleri, seçilmiş radyal mesafeler için, Şekil 4.12-19' da sunulmuş ve literatürde bu kaynağa ait diğer çalışmaların sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Şekiller incelendiğinde, Daskalov ve ark.' nın anizotropi verileri ile bu çalışmada hesaplanan sonuçların,  $r = 0.25$  cm hariç tüm radyal mesafe ve açılarda ~%1' lik uyum içinde olduğu görülürken,  $r = 0.25$  cm' de iki çalışma arasında hesaplanan en büyük farklılığın, ~%6 civarında olduğu gözlemlenmiştir. Diğer yandan, Granero ve ark.' nın sonuçlarını bu çalışmada hesapladığımız sonuçlarla kıyasladığımızda,  $F(r, \theta)$  değerlerinde, tüm radyal mesafeler ( $r = 0.25$  cm hariç) ve tüm açılar için ( $0^0$  ve  $180^0$  ' lik açı değerleri hariç) yaklaşık olarak %1 uyum görülürken, kaynak uzun eksenine çok yakın açı değerlerinde, ~%3 ile ~%10 arasında farklılıklar gözlemlenir. Şekil 4.13 incelendiğinde, Granero ve ark.' nın çalışmalarında kullandıkları MC kodunda, elektron geçişlerinin hesaba katılması ve bu elektronların kaynak eksenine yakın olan mesafelerde doza katkı yapıyor olması sonucu kaynak uzun eksenine yakın açılarda birtakım farklılıklar görülmektedir. Bu çalışmada elde ettiğimiz değerleri bir diğer çalışma olan Taylor ve Rogers' ın sonuçları ile değerlendirdiğimizde, iki çalışma arasında mevcut bir farklılığın olmadığı görülmektedir. Sonuçlar tüm mesafe ve açılar için ~%1 uyum içindedir.

**Tablo 4.4.** Nucletron, microSelectron-v2 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	0.619	0.771	0.693	0.667	0.652	0.639	0.636	0.630	0.630	0.631	0.638	0.660	0.680	0.700	0.719	0.752	0.777	0.820	0.838	0.849
1	-	0.771	0.693	0.667	0.652	0.640	0.637	0.631	0.633	0.634	0.641	0.662	0.684	0.704	0.723	0.754	0.780	0.822	0.842	0.850
2	-	0.770	0.693	0.667	0.653	0.640	0.637	0.633	0.636	0.638	0.648	0.670	0.692	0.711	0.730	0.760	0.787	0.826	0.846	0.853
3	-	0.770	0.693	0.668	0.654	0.643	0.641	0.640	0.644	0.648	0.658	0.681	0.701	0.719	0.737	0.767	0.792	0.830	0.848	0.855
4	-	0.770	0.693	0.670	0.659	0.653	0.651	0.651	0.655	0.659	0.669	0.691	0.711	0.730	0.745	0.774	0.798	0.835	0.852	0.859
5	-	0.770	0.696	0.677	0.669	0.663	0.662	0.663	0.667	0.671	0.681	0.702	0.721	0.739	0.754	0.781	0.803	0.840	0.856	0.863
6	-	0.771	0.702	0.686	0.679	0.675	0.674	0.675	0.679	0.683	0.693	0.713	0.732	0.749	0.763	0.789	0.809	0.844	0.860	0.867
7	-	0.771	0.711	0.698	0.691	0.688	0.687	0.688	0.692	0.696	0.705	0.725	0.742	0.759	0.772	0.796	0.816	0.849	0.865	0.870
8	-	0.776	0.722	0.709	0.704	0.701	0.700	0.702	0.705	0.709	0.718	0.736	0.753	0.769	0.781	0.805	0.823	0.854	0.868	0.874
9	-	0.781	0.733	0.722	0.717	0.715	0.714	0.715	0.718	0.722	0.731	0.748	0.764	0.778	0.791	0.813	0.831	0.859	0.872	0.879
10	-	0.790	0.744	0.734	0.730	0.728	0.727	0.728	0.732	0.735	0.744	0.760	0.775	0.788	0.800	0.821	0.838	0.864	0.877	0.882
12	-	0.809	0.769	0.760	0.756	0.755	0.754	0.756	0.757	0.761	0.768	0.783	0.795	0.807	0.818	0.836	0.851	0.874	0.886	0.891
15	0.908	0.840	0.803	0.795	0.792	0.790	0.789	0.790	0.793	0.796	0.802	0.814	0.824	0.834	0.842	0.856	0.869	0.888	0.899	0.902
20	0.933	0.882	0.850	0.844	0.841	0.840	0.839	0.840	0.841	0.842	0.847	0.856	0.863	0.869	0.876	0.886	0.895	0.909	0.917	0.919
25	0.948	0.912	0.885	0.880	0.878	0.877	0.876	0.877	0.877	0.878	0.882	0.888	0.893	0.897	0.902	0.910	0.917	0.926	0.932	0.933
30	0.959	0.933	0.912	0.908	0.906	0.905	0.904	0.904	0.905	0.906	0.908	0.914	0.917	0.921	0.923	0.929	0.935	0.940	0.946	0.946
35	0.968	0.949	0.932	0.929	0.927	0.927	0.926	0.927	0.927	0.928	0.929	0.933	0.936	0.938	0.940	0.944	0.948	0.952	0.956	0.956
40	0.975	0.961	0.948	0.946	0.944	0.944	0.944	0.944	0.944	0.944	0.945	0.948	0.950	0.952	0.954	0.956	0.959	0.962	0.966	0.966
45	0.980	0.970	0.960	0.958	0.958	0.957	0.956	0.957	0.958	0.958	0.959	0.961	0.962	0.964	0.964	0.966	0.969	0.971	0.973	0.973
50	0.985	0.978	0.970	0.969	0.969	0.968	0.967	0.969	0.969	0.969	0.969	0.971	0.971	0.971	0.973	0.975	0.977	0.977	0.979	0.980
55	0.989	0.983	0.978	0.977	0.977	0.977	0.977	0.978	0.977	0.977	0.978	0.979	0.979	0.979	0.981	0.983	0.984	0.983	0.985	0.985
60	0.992	0.988	0.984	0.983	0.983	0.984	0.984	0.984	0.984	0.984	0.984	0.986	0.985	0.985	0.985	0.987	0.989	0.987	0.990	0.989
65	0.995	0.992	0.989	0.988	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.990	0.990	0.991	0.991	0.990	0.990	0.991	0.993	0.991	0.994	0.993
70	0.997	0.995	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.995	0.995	0.994	0.994	0.995	0.996	0.995	0.997	0.996
75	0.998	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.995	0.996	0.996	0.996	0.997	0.996	0.996	0.997	0.998	0.998	0.996	0.998	0.997
80	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.998	0.998	0.999	0.997	0.998	0.999	0.999	1.000	0.999	1.000	1.000
85	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	0.999	1.000	1.001	1.001	0.999	1.001	0.999
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	1.001	0.999	1.001	1.001

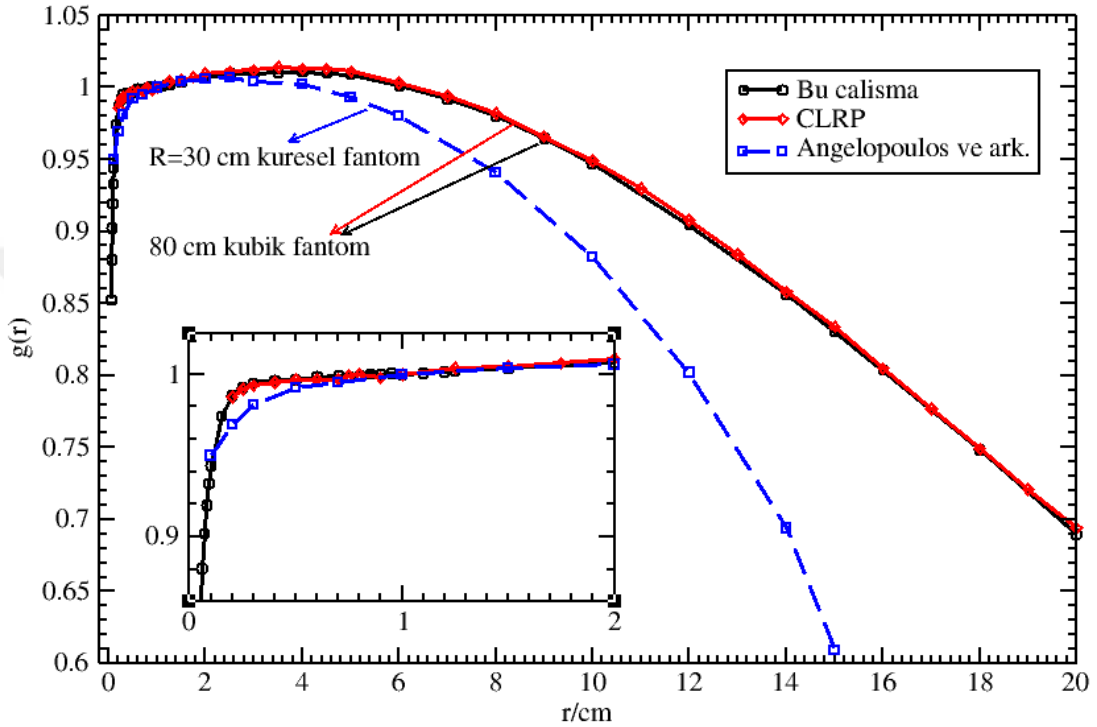


**Tablo 4.4.** Nucletron, microSelectron-v2 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devamı).

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
100	0.999	0.999	0.998	0.998	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.998	0.999	0.998	0.999	1.000	0.999	1.001	1.000
105	0.998	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.997	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.996	0.997	0.997	0.999	0.998	0.999	0.998
110	0.997	0.995	0.993	0.993	0.993	0.994	0.992	0.994	0.993	0.993	0.993	0.994	0.993	0.993	0.993	0.995	0.995	0.994	0.996	0.995
115	0.995	0.992	0.989	0.988	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.991	0.992	0.991	0.993	0.993
120	0.992	0.989	0.985	0.984	0.983	0.984	0.983	0.984	0.984	0.984	0.985	0.985	0.984	0.985	0.986	0.986	0.989	0.988	0.989	0.988
125	0.989	0.984	0.978	0.977	0.977	0.977	0.977	0.977	0.977	0.977	0.978	0.979	0.980	0.980	0.980	0.981	0.983	0.982	0.984	0.983
130	0.985	0.978	0.970	0.969	0.969	0.969	0.968	0.968	0.968	0.968	0.969	0.970	0.970	0.971	0.972	0.973	0.976	0.976	0.978	0.978
135	0.981	0.970	0.961	0.958	0.958	0.957	0.956	0.957	0.957	0.958	0.959	0.960	0.961	0.962	0.963	0.965	0.968	0.968	0.972	0.971
140	0.975	0.961	0.948	0.945	0.944	0.943	0.942	0.943	0.944	0.944	0.945	0.947	0.948	0.950	0.952	0.956	0.959	0.960	0.964	0.963
145	0.968	0.949	0.932	0.928	0.926	0.926	0.925	0.925	0.926	0.926	0.927	0.931	0.933	0.936	0.938	0.942	0.947	0.950	0.954	0.953
150	0.960	0.934	0.911	0.906	0.904	0.903	0.902	0.903	0.903	0.904	0.906	0.910	0.914	0.917	0.921	0.927	0.931	0.938	0.943	0.944
155	0.949	0.912	0.883	0.877	0.875	0.873	0.872	0.872	0.873	0.874	0.877	0.883	0.888	0.893	0.898	0.906	0.913	0.923	0.928	0.929
160	0.933	0.880	0.845	0.838	0.835	0.834	0.832	0.833	0.834	0.836	0.841	0.850	0.858	0.865	0.870	0.882	0.891	0.905	0.913	0.916
165	0.906	0.834	0.793	0.785	0.782	0.780	0.779	0.781	0.782	0.785	0.791	0.804	0.815	0.825	0.834	0.849	0.863	0.883	0.892	0.897
168	-	0.797	0.754	0.745	0.741	0.739	0.738	0.740	0.743	0.746	0.754	0.769	0.783	0.795	0.807	0.825	0.841	0.866	0.878	0.883
170	-	-	0.725	0.714	0.710	0.708	0.707	0.709	0.712	0.716	0.725	0.743	0.759	0.774	0.786	0.808	0.827	0.854	0.868	0.873
171	-	-	0.711	0.699	0.694	0.691	0.690	0.692	0.696	0.700	0.710	0.729	0.747	0.762	0.775	0.798	0.817	0.849	0.863	0.869
172	-	-	0.696	0.683	0.676	0.674	0.673	0.675	0.679	0.684	0.695	0.715	0.734	0.750	0.763	0.789	0.810	0.843	0.858	0.865
173	-	-	0.682	0.666	0.659	0.655	0.655	0.657	0.662	0.667	0.679	0.700	0.719	0.736	0.752	0.780	0.802	0.837	0.851	0.859
174	-	-	-	0.648	0.641	0.637	0.637	0.639	0.645	0.650	0.662	0.685	0.706	0.725	0.742	0.770	0.793	0.831	0.847	0.855
175	-	-	-	0.629	0.622	0.619	0.618	0.621	0.627	0.633	0.646	0.670	0.692	0.712	0.730	0.760	0.785	0.824	0.843	0.851
176	-	-	-	0.616	0.605	0.602	0.602	0.604	0.612	0.617	0.630	0.655	0.679	0.701	0.719	0.750	0.776	0.819	0.838	0.846
177	-	-	-	0.611	0.598	0.589	0.588	0.590	0.598	0.603	0.615	0.642	0.667	0.689	0.709	0.742	0.769	0.814	0.833	0.842
178	-	-	-	0.611	0.597	0.586	0.583	0.580	0.587	0.590	0.603	0.630	0.656	0.678	0.698	0.733	0.761	0.808	0.829	0.839
179	-	-	-	0.612	0.597	0.585	0.583	0.579	0.583	0.586	0.595	0.620	0.645	0.669	0.690	0.727	0.756	0.804	0.825	0.835
180	-	-	-	0.612	0.597	0.586	0.583	0.578	0.579	0.582	0.592	0.617	0.642	0.664	0.686	0.722	0.751	0.802	0.823	0.832

### 4.1.3. Varian Medical Systems, VariSource VS2000 HDR Kaynağı

Şekil 4.20. VS2000 HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



Şekil 4.21. VS2000 HDR kaynak modeli için 0.2 - 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

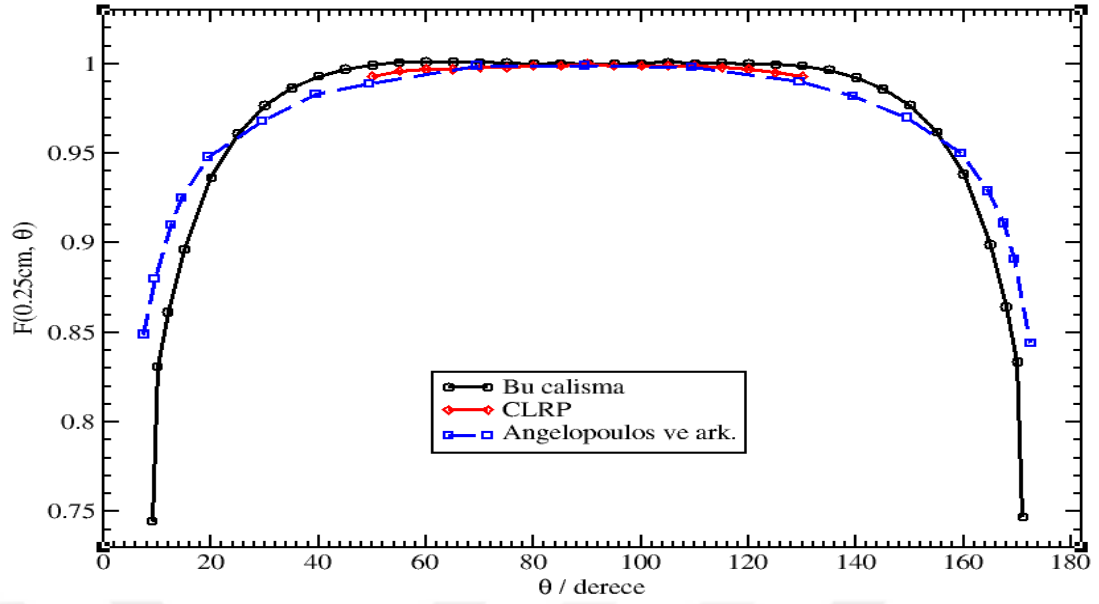
Bu çalışmada, VS2000 HDR kaynağı için 0.05 – 20 cm mesafe aralığında elde edilen radyal doz fonksiyonu değerleri ve onların istatistiksel belirsizlikleri, Tablo 4.5' de listelenmiştir. Radyal doz fonksiyonu değerleri, kaynak merkezinden 20 cm' e kadar olan tüm noktalarda, ~ %0.1 civarındaki istatistik hata değerlerine sahiptir. Şekil 4.21, VS2000 HDR kaynağına ait bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonlarının, Angelopoulos ve ark.' nın [20] 30 cm çaplı küresel bir fantom kullanarak elde ettikleri  $g(r)$  değerleri ve aynı zamanda Taylor ve Rogers' ın [24] sınırsız bir kübik fantom kullanarak elde ettikleri  $g(r)$  değerleriyle bir karşılaştırmasını sunmaktadır. VariSource HDR kaynağı için, bu çalışma ile Angelopoulos ve ark.' nin,  $0.1 < r \leq 2$  cm aralığında elde edilmiş olan  $g(r)$  değerleri

arasındaki en büyük farklılık  $\sim\%0.5$  iken, Şekil 4.21,  $r > 2$  cm' lik radyal mesafeler için, bu çalışmada hesaplanan  $g(r)$  değerlerinin Angelopoulos ve ark.' nın değerlerinden önemli ölçüde daha büyük olduğunu göstermektedir. Angelopoulos ve ark.' nın sudaki doz hesabı çalışmalarında tam saçılma koşullarını sağlamayan bir fantom kullanmalarından dolayı,  $r > 2$  cm için bu iki çalışma arasında gözlemlenen en büyük farklılık  $\sim\%31$  kadardır. Kaynağa yakın radyal mesafelerde fantom boyut etkisi ortadan kalktığı için, Şekil 4.21' de bu uyum kolaylıkla görülebilmektedir.

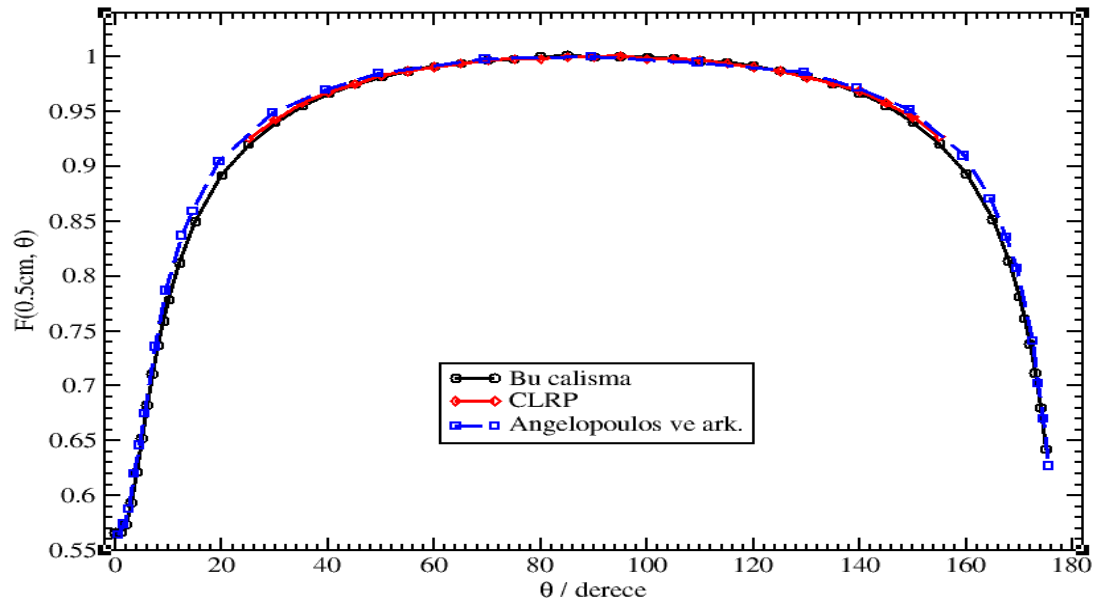


**Tablo 4.5.** VS2000 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_p(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

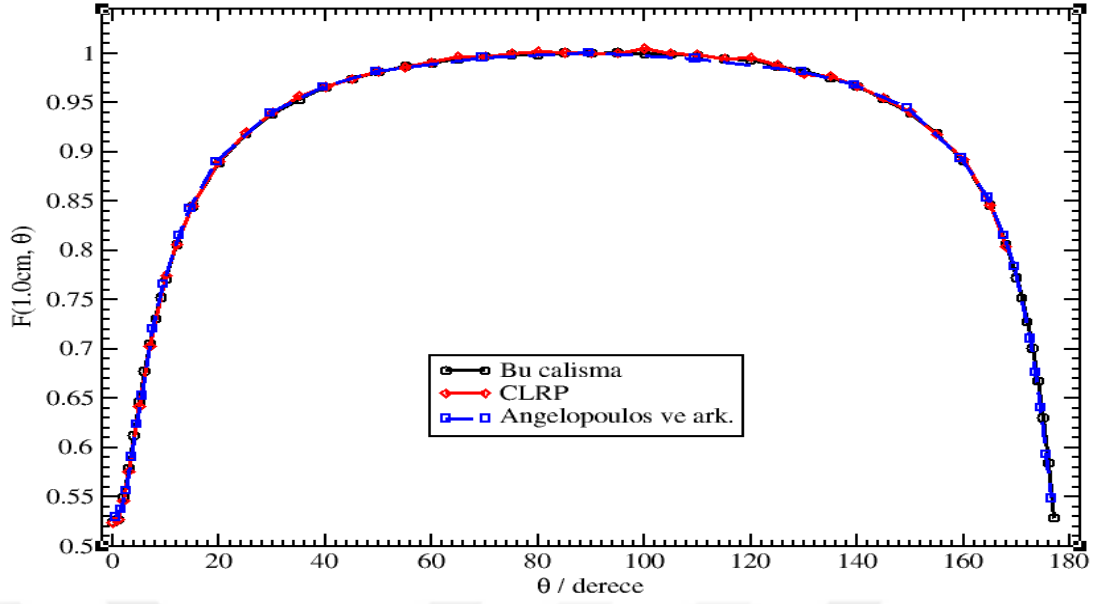
$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_p(r)$	<i>Hata</i> (%)
0.05	0.853	0.239	0.001
0.06	0.880	0.288	0.001
0.07	0.902	0.335	0.001
0.08	0.919	0.379	0.001
0.09	0.933	0.420	0.001
0.10	0.944	0.459	0.001
0.15	0.974	0.615	0.001
0.20	0.987	0.722	0.001
0.25	0.992	0.795	0.001
0.30	0.995	0.846	0.001
0.40	0.996	0.909	0.001
0.50	0.997	0.943	0.001
0.60	0.998	0.965	0.001
0.70	0.999	0.979	0.001
0.75	0.999	0.984	0.001
0.80	1.000	0.989	0.001
0.85	1.000	0.993	0.001
0.90	1.000	0.995	0.001
0.95	1.001	0.999	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.001	1.004	0.001
1.20	1.002	1.008	0.001
1.25	1.002	1.009	0.001
1.50	1.004	1.015	0.001
2.00	1.007	1.022	0.001
2.50	1.010	1.027	0.001
3.00	1.010	1.028	0.001
3.50	1.011	1.030	0.001
4.00	1.011	1.030	0.001
4.50	1.010	1.029	0.001
5.00	1.009	1.029	0.001
6.00	1.001	1.021	0.001
7.00	0.992	1.012	0.001
8.00	0.980	1.000	0.001
9.00	0.964	0.984	0.001
10.00	0.947	0.966	0.001
12.00	0.905	0.923	0.001
14.00	0.856	0.874	0.001
15.00	0.830	0.847	0.001
16.00	0.804	0.820	0.001
18.00	0.748	0.764	0.001
20.00	0.690	0.704	0.001



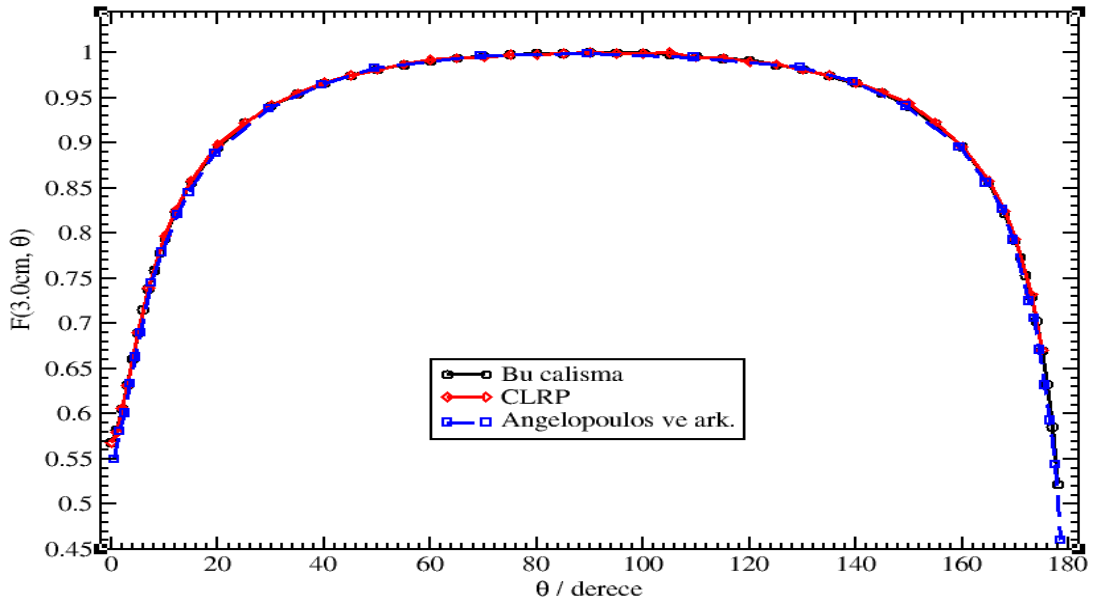
**Şekil 4.22.** VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



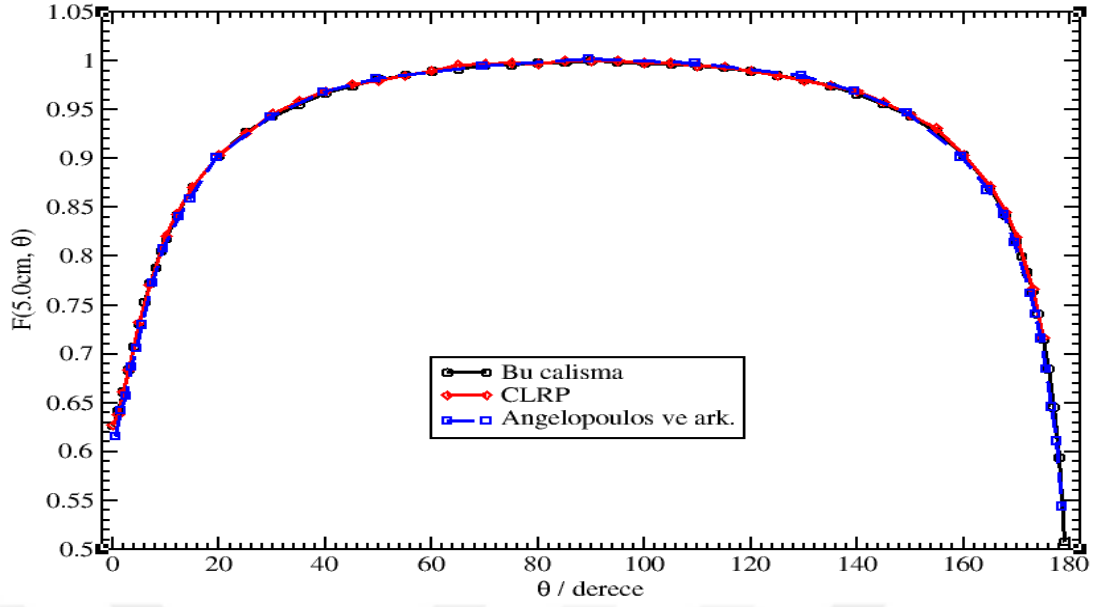
**Şekil 4.23.** VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



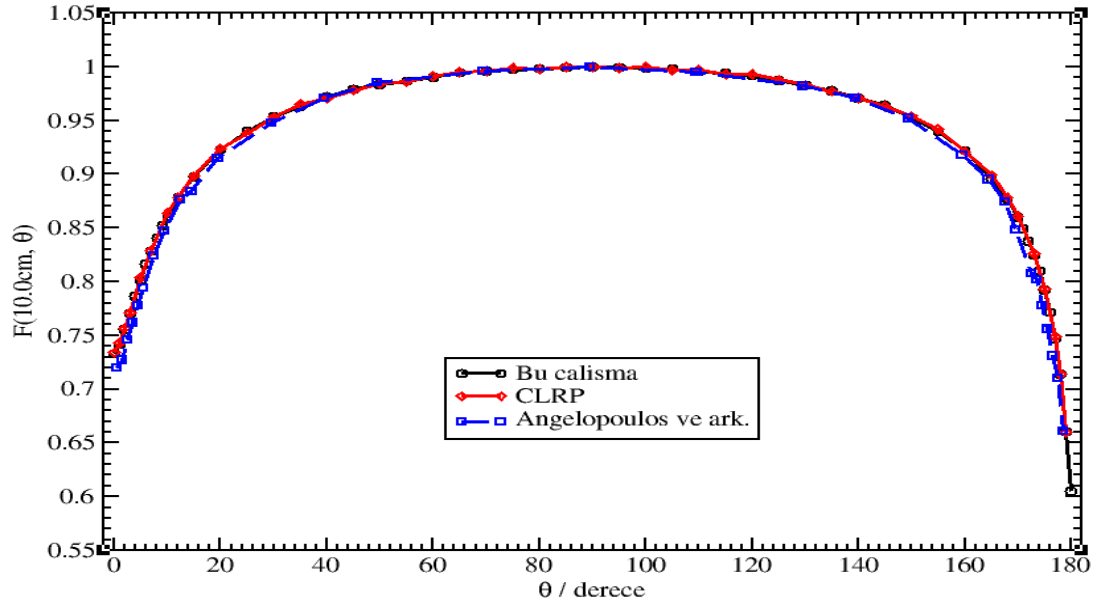
**Şekil 4.24.** VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



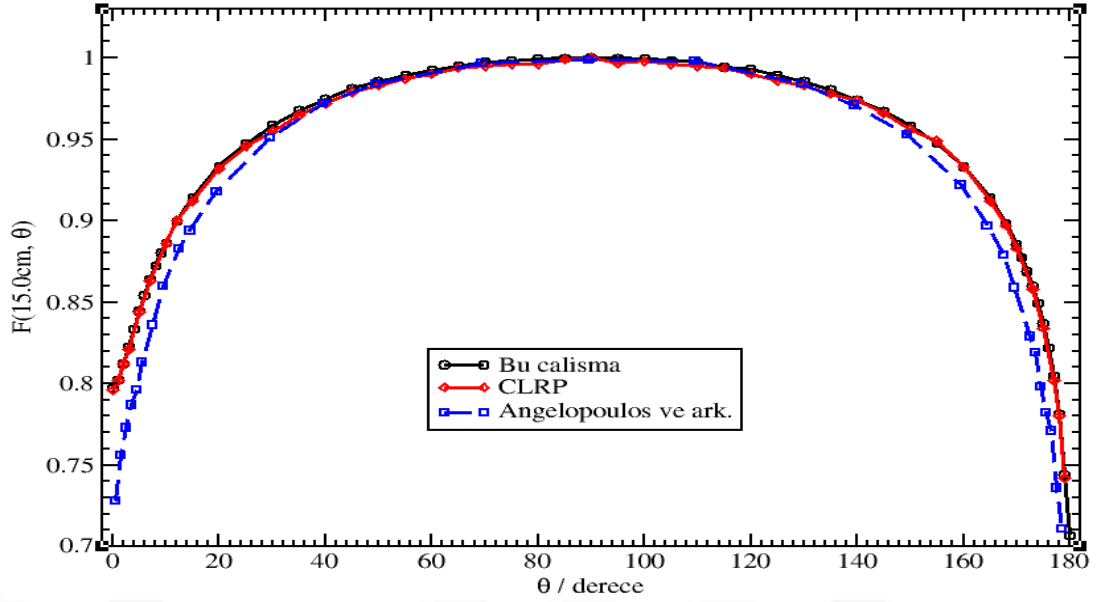
**Şekil 4.25.** VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.26.** VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.27.** VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.28.** VS2000, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

VS2000 HDR kaynağı için hesaplanmış olan anizotropi verileri, radyal mesafe ve kutup açısının bir fonksiyonu olarak, Tablo 4.6’ da gösterilmiştir. Anizotropi fonksiyon verileri, kaynak merkezinden olan tüm mesafelerde,  $\sim\% 0.1$ ’ lik istatistiksel hata değerlerine sahiptir. Bu çalışmada hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerlerinin, temsili radyal mesafeler için açıya karşı grafiksel gösterimi, diğer çalışmaların sonuçlarıyla birlikte Şekil 4.22-28’ de verilmiştir. Angelopoulos ve ark. tarafından hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ile bu çalışmada hesapladığımız  $F(r, \theta)$  değerleri arasında, genel olarak tüm radyal mesafeler için ( $r = 0.25$  cm hariç)  $30^\circ \leq \theta \leq 150^\circ$  açı aralığında  $\sim\% 1$ ’ lik uyum gözlemlenirken,  $\theta < 30^\circ$  ve  $\theta \geq 150^\circ$  için bu uyum  $\sim\%2$  olarak görülmektedir. Bu çalışmanın  $F(r, \theta)$  değerleri ile Taylor ve Rogers’ ın sonuçları arasında  $\sim\%1$ ’ lik uyum mevcuttur.  $r = 0.25$  cm’ lik radyal mesafe için bu çalışmada elde edilen anizotropi değerlerinde, VS2000 kaynak geometrisinde tanımlanmış olan iki aktif çekirdekten dolayı, kaynak merkezi dik eksenine yakınlarında bir azalma gözlenmektedir. Kaynak kapsülüne çok yakın olan bu mesafede yüksek doz gradientlerinin oluşması nedeniyle, Angelopoulos ve ark.’ nın sonuçları ile bu çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar arasında ortaya çıkan farklılıklar kolaylıkla görülebilmektedir. Şekil 4.28 de,  $r = 15$  cm’ lik radyal mesafe için kaynak uzun eksenine yakın kutupsal açı değerlerinde,



hesapladığımız  $F(r, \theta)$  verileri ile Angelopoulos ve ark. tarafından elde edilen sonuçlar arasında ~%4 ile ~%10' a varan farklılıkların ortaya çıktığı görülmektedir.



**Tablo 4.6.** VS2000 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																		
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	-	-	0.595	0.566	0.547	0.529	0.525	0.523	0.526	0.537	0.568	0.599	0.627	0.653	0.697	0.733	0.797	0.818	0.832
1	-	-	0.596	0.567	0.548	0.532	0.527	0.539	0.542	0.552	0.582	0.614	0.642	0.664	0.707	0.742	0.802	0.824	0.838
2	-	-	0.602	0.574	0.557	0.549	0.550	0.556	0.559	0.574	0.606	0.635	0.661	0.684	0.724	0.756	0.812	0.832	0.845
3	-	-	0.613	0.594	0.583	0.577	0.579	0.583	0.589	0.602	0.632	0.659	0.684	0.705	0.741	0.771	0.823	0.841	0.853
4	-	-	0.637	0.621	0.613	0.609	0.613	0.614	0.619	0.633	0.661	0.686	0.708	0.726	0.760	0.786	0.833	0.850	0.862
5	-	-	0.665	0.652	0.646	0.643	0.647	0.644	0.650	0.663	0.689	0.712	0.731	0.748	0.778	0.802	0.845	0.859	0.869
6	-	-	0.693	0.683	0.677	0.675	0.678	0.674	0.680	0.692	0.715	0.736	0.753	0.768	0.795	0.816	0.854	0.868	0.877
7	-	0.038	0.721	0.711	0.705	0.703	0.706	0.702	0.706	0.717	0.738	0.756	0.772	0.786	0.810	0.829	0.864	0.877	0.885
8	-	0.391	0.746	0.737	0.731	0.729	0.731	0.726	0.731	0.740	0.759	0.775	0.788	0.802	0.823	0.841	0.872	0.883	0.892
9	0.131	0.745	0.768	0.759	0.754	0.751	0.753	0.749	0.752	0.761	0.778	0.792	0.805	0.817	0.835	0.852	0.880	0.889	0.896
10	0.482	0.831	0.787	0.779	0.773	0.770	0.772	0.768	0.772	0.779	0.794	0.808	0.818	0.829	0.847	0.861	0.886	0.895	0.902
12	1.021	0.862	0.819	0.812	0.807	0.805	0.806	0.802	0.805	0.811	0.823	0.834	0.842	0.851	0.866	0.878	0.900	0.907	0.913
15	1.014	0.897	0.854	0.850	0.846	0.844	0.845	0.840	0.843	0.847	0.857	0.864	0.871	0.878	0.888	0.897	0.914	0.919	0.924
20	1.013	0.937	0.895	0.892	0.889	0.888	0.889	0.885	0.886	0.888	0.895	0.900	0.903	0.909	0.917	0.923	0.934	0.936	0.939
25	1.015	0.961	0.923	0.920	0.918	0.917	0.918	0.915	0.916	0.918	0.922	0.925	0.928	0.932	0.936	0.940	0.947	0.949	0.952
30	1.015	0.977	0.943	0.940	0.938	0.938	0.939	0.936	0.937	0.938	0.941	0.942	0.943	0.947	0.950	0.953	0.959	0.959	0.963
35	1.015	0.987	0.958	0.955	0.954	0.953	0.953	0.952	0.953	0.953	0.954	0.955	0.956	0.960	0.962	0.963	0.968	0.967	0.970
40	1.014	0.993	0.969	0.967	0.965	0.964	0.966	0.964	0.964	0.964	0.966	0.967	0.967	0.968	0.970	0.972	0.975	0.974	0.976
45	1.013	0.997	0.977	0.975	0.973	0.974	0.974	0.973	0.973	0.973	0.974	0.974	0.974	0.976	0.978	0.979	0.981	0.980	0.982
50	1.011	0.999	0.984	0.982	0.980	0.979	0.981	0.980	0.980	0.980	0.981	0.981	0.981	0.982	0.983	0.983	0.985	0.985	0.986
55	1.009	1.001	0.989	0.987	0.985	0.986	0.987	0.985	0.985	0.985	0.986	0.986	0.986	0.986	0.986	0.987	0.989	0.988	0.989
60	1.007	1.001	0.992	0.991	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.989	0.991	0.990	0.990	0.992	0.990	0.990	0.993	0.990	0.993
65	1.005	1.001	0.995	0.994	0.993	0.994	0.994	0.993	0.994	0.994	0.994	0.993	0.992	0.994	0.994	0.995	0.995	0.993	0.995
70	1.004	1.001	0.997	0.997	0.996	0.997	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.997	0.996	0.996	0.995	0.996	0.998	0.996	0.997
75	1.002	1.000	0.999	0.998	0.997	0.998	0.999	0.998	0.998	0.997	0.998	0.997	0.996	0.997	0.997	0.997	0.998	0.997	0.999
80	1.001	1.000	0.999	1.001	1.000	0.999	0.998	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	0.998	0.999	0.999	0.998	1.000	0.998	1.000
85	1.000	1.000	1.000	1.001	1.000	1.000	1.001	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.998	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	1.000
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	1.001	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	1.000	0.998	1.000

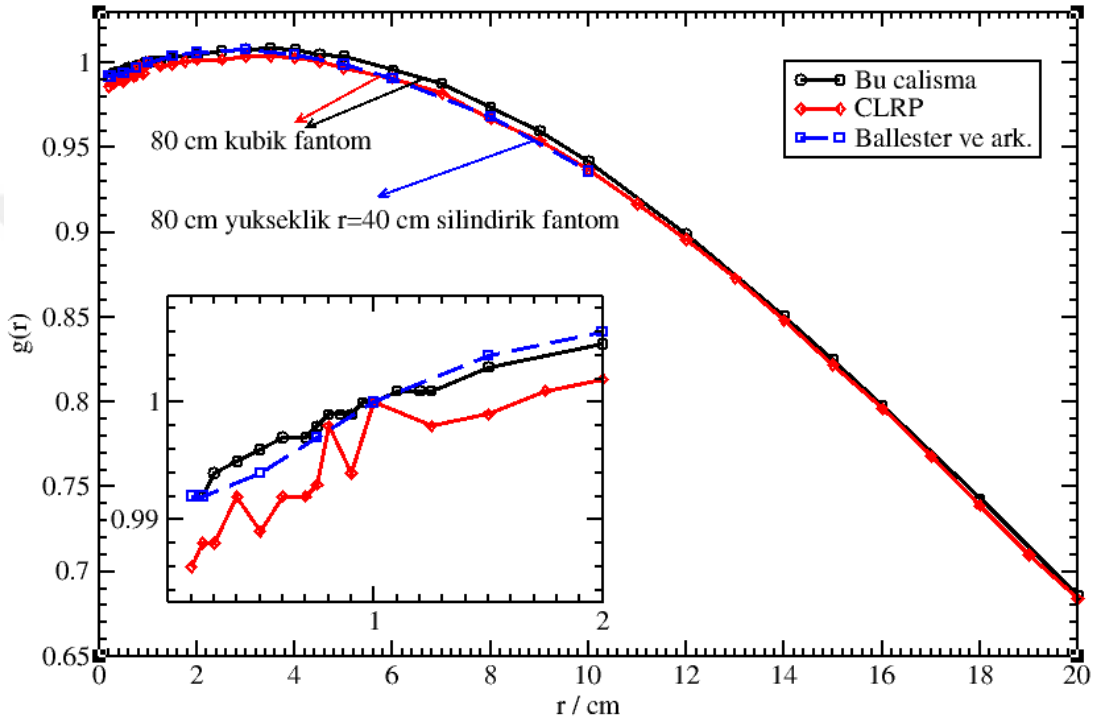
**Tablo 4.6.** VS2000 HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devamı).

$\theta(deg)$	$r (cm)$																		
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.0	15.00	18.00	20.00
100	1.001	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	0.998	0.997	0.999	0.998	0.998	1.000	0.999	1.000
105	1.001	1.001	0.999	0.999	0.998	0.999	0.999	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.998	0.999	0.997	0.999
110	1.003	1.000	0.997	0.997	0.996	0.996	0.998	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.994	0.996	0.995	0.995	0.997	0.997	0.998
115	1.004	1.001	0.995	0.995	0.994	0.994	0.995	0.993	0.993	0.993	0.993	0.994	0.993	0.994	0.993	0.994	0.994	0.993	0.995
120	1.006	1.000	0.992	0.992	0.990	0.990	0.993	0.990	0.990	0.990	0.992	0.991	0.989	0.991	0.991	0.992	0.993	0.992	0.994
125	1.008	1.000	0.989	0.987	0.987	0.986	0.987	0.985	0.986	0.985	0.986	0.987	0.985	0.987	0.987	0.987	0.990	0.988	0.988
130	1.010	0.999	0.984	0.982	0.981	0.981	0.982	0.980	0.980	0.980	0.981	0.982	0.981	0.982	0.982	0.983	0.986	0.985	0.986
135	1.012	0.997	0.978	0.976	0.973	0.974	0.975	0.973	0.973	0.973	0.974	0.975	0.974	0.976	0.977	0.978	0.981	0.979	0.982
140	1.013	0.992	0.969	0.967	0.966	0.965	0.967	0.964	0.964	0.965	0.966	0.966	0.966	0.969	0.970	0.971	0.974	0.972	0.975
145	1.014	0.986	0.959	0.956	0.954	0.953	0.954	0.952	0.953	0.953	0.956	0.956	0.956	0.960	0.962	0.964	0.967	0.967	0.970
150	1.014	0.977	0.944	0.941	0.939	0.938	0.939	0.937	0.937	0.938	0.940	0.942	0.944	0.948	0.949	0.952	0.958	0.959	0.961
155	1.014	0.962	0.924	0.921	0.919	0.918	0.919	0.915	0.916	0.917	0.921	0.925	0.927	0.931	0.935	0.940	0.948	0.949	0.952
160	1.014	0.938	0.896	0.894	0.890	0.889	0.891	0.886	0.887	0.889	0.896	0.901	0.904	0.910	0.916	0.922	0.933	0.936	0.940
165	1.017	0.899	0.856	0.852	0.847	0.845	0.846	0.840	0.842	0.846	0.856	0.864	0.870	0.877	0.887	0.896	0.914	0.919	0.923
168	1.026	0.864	0.820	0.814	0.809	0.806	0.807	0.801	0.804	0.809	0.821	0.832	0.841	0.850	0.865	0.877	0.898	0.905	0.911
170	0.485	0.834	0.790	0.781	0.775	0.772	0.772	0.766	0.770	0.777	0.792	0.804	0.815	0.827	0.845	0.860	0.886	0.893	0.900
171	0.132	0.747	0.770	0.761	0.754	0.751	0.752	0.746	0.749	0.757	0.774	0.788	0.800	0.813	0.833	0.849	0.878	0.887	0.894
172	-	0.392	0.748	0.738	0.731	0.727	0.728	0.720	0.726	0.734	0.753	0.770	0.784	0.797	0.820	0.838	0.869	0.881	0.889
173	-	0.038	0.724	0.712	0.704	0.699	0.701	0.694	0.698	0.709	0.730	0.748	0.765	0.780	0.804	0.825	0.860	0.873	0.881
174	-	-	0.695	0.680	0.672	0.667	0.668	0.659	0.667	0.679	0.703	0.723	0.741	0.760	0.788	0.810	0.849	0.863	0.873
175	-	-	0.334	0.642	0.634	0.629	0.630	0.623	0.628	0.643	0.670	0.695	0.715	0.736	0.767	0.792	0.837	0.853	0.863
176	-	-	-	0.305	0.587	0.582	0.585	0.575	0.586	0.601	0.633	0.661	0.685	0.706	0.742	0.772	0.822	0.841	0.851
177	-	-	-	-	0.081	0.525	0.529	0.519	0.526	0.550	0.586	0.618	0.645	0.672	0.714	0.747	0.805	0.826	0.839
178	-	-	-	-	-	-	0.234	0.467	0.461	0.473	0.522	0.560	0.594	0.625	0.675	0.714	0.781	0.808	0.823
179	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.401	0.417	0.462	0.508	0.549	0.608	0.660	0.744	0.777	0.795
180	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.369	0.422	0.473	0.546	0.605	0.707	0.745	0.767

#### 4.1.4. Varian Medical Systems, GammaMed 12i HDR Kaynağı



Şekil 4.29. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



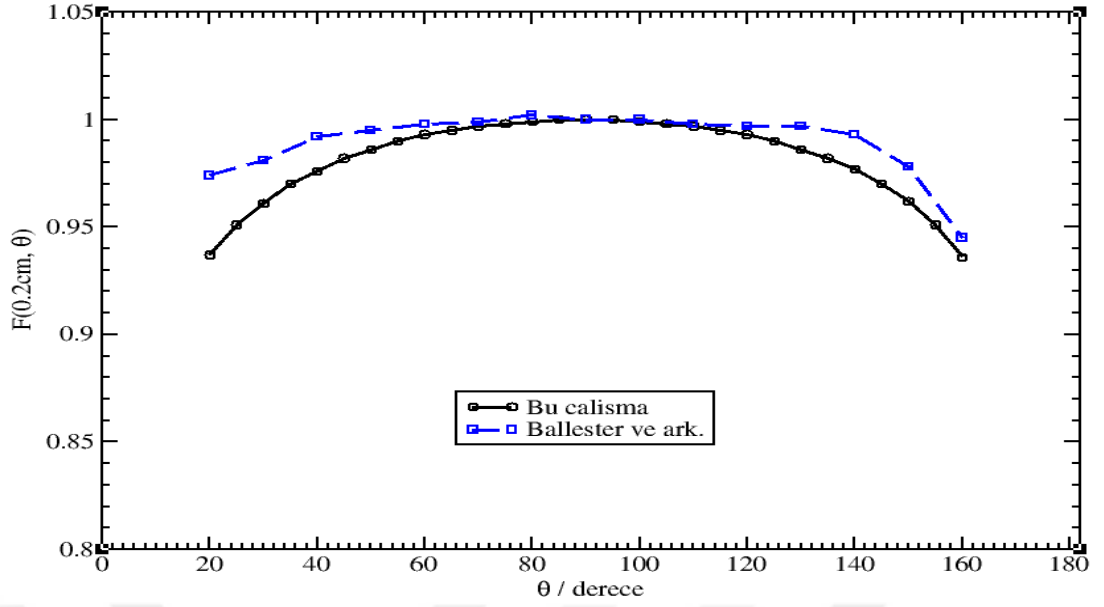
Şekil 4.30. GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

Çeşitli radyal mesafelerde, GammaMed 12i kaynağı için elde ettiğimiz radyal doz fonksiyonu değerleri ile bu değerlerin hesaplandığı kaynak merkezi dik eksenindeki doz hız değerlerine ait istatistiksel hata değerleri Tablo 4.7’ de sunulmuştur. Tablo 4.7 incelendiğinde, hesaplanan  $g(r)$  değerlerinin bütün radyal mesafelerde ~%0.1’ lik istatistiksel hata değeri içinde olduğu görülmektedir. GammaMed 12i kaynağı için, sınırsız kübik bir fantom kullanarak hesapladığımız radyal doz fonksiyonu değerleri, Şekil 4.30’ da gösterilmiştir. Şekil 4.30’ da ayrıca, Ballester ve ark.’nın [21] simülasyon çalışmalarında farklı bir geometrik fantom kullanarak hesaplamış oldukları  $g(r)$  değerleri ve Taylor ve Rogers [24] tarafından elde edilmiş

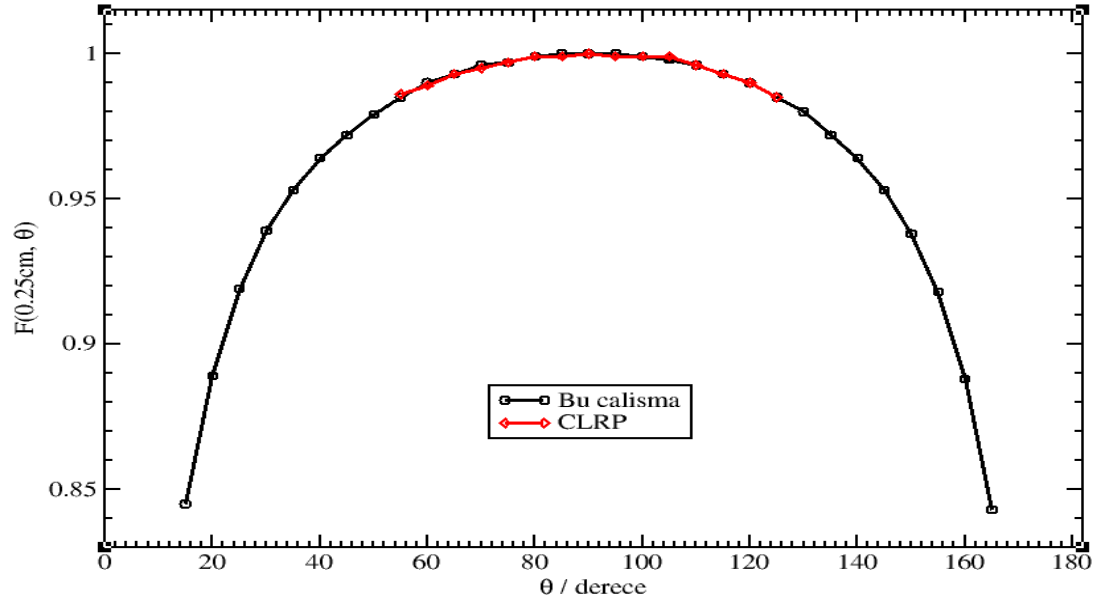
$g(r)$  değerleri karşılaştırma amaçlı gösterilmektedir. Ballester ve ark.'nın simülasyon çalışmalarında kullanmış oldukları fantom boyutu, bu çalışmada kullanılan fantom boyutundan farklı olmasına rağmen, her iki fantomda tam saçılma koşullarını yerine getirmektedir. Bu durum, Şekil 4.30 incelendiğinde, kaynaktan uzak  $2 \leq r \leq 10$  cm aralığındaki radyal mesafelerde, sonuçlar arasındaki farkın %1.0' in altında olduğu kolaylıkla görülebilmektedir. Taylor ve Rogers' ın MC çalışmalarında kullandıkları fantom boyutu, bu çalışmada kullandığımız fantomla aynı boyut ve geometrik özelliklere sahip olmasına rağmen, kaynak merkezinden  $r < 2$  cm' lik radyal mesafelerde elde etmiş oldukları  $g(r)$  değerlerinde dalgalanmaların oluştuğu görülmektedir.  $r < 2$  cm' lik radyal mesafelerde, Ballester ve ark. ile bu tez çalışmasında hesaplanan değerler birbiriyle uyum içindedir.

**Tablo 4.7.** GammaMed 12i HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_P(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

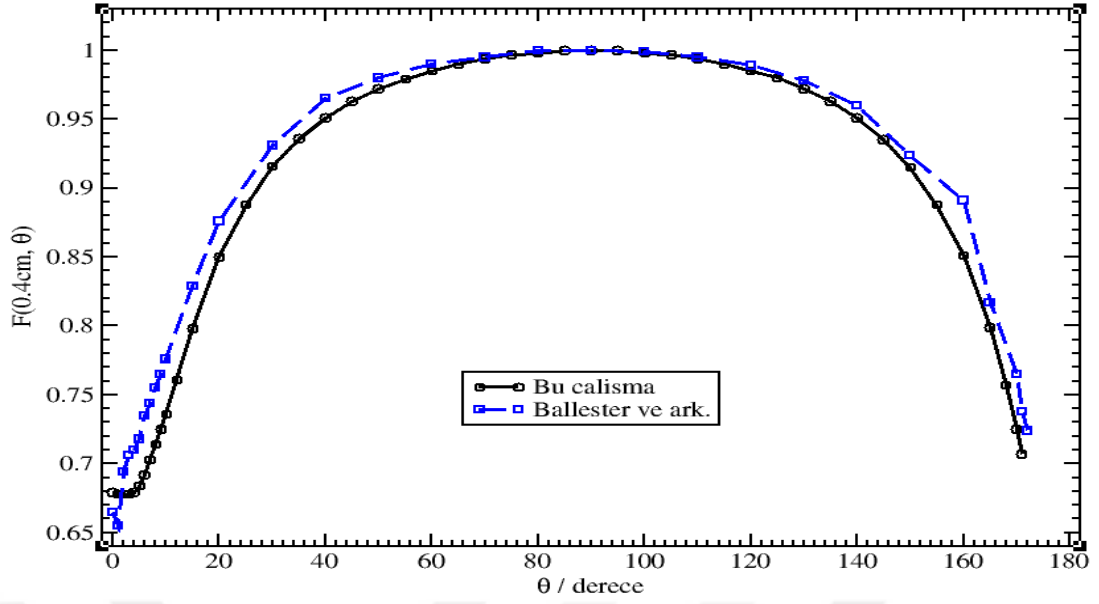
$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_P(r)$	<i>Hata</i> (%)
0.25	0.992	0.875	0.001
0.30	0.994	0.909	0.001
0.40	0.995	0.947	0.001
0.50	0.996	0.968	0.001
0.60	0.997	0.980	0.001
0.70	0.997	0.987	0.001
0.75	0.998	0.990	0.001
0.80	0.999	0.993	0.001
0.85	0.999	0.995	0.001
0.90	0.999	0.997	0.001
0.95	1.000	0.999	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.001	1.002	0.001
1.20	1.001	1.004	0.001
1.25	1.001	1.005	0.001
1.50	1.003	1.009	0.001
2.00	1.005	1.013	0.001
2.50	1.007	1.015	0.001
3.00	1.008	1.017	0.001
3.50	1.009	1.018	0.001
4.00	1.008	1.017	0.001
4.50	1.005	1.015	0.001
5.00	1.004	1.014	0.001
6.00	0.996	1.006	0.001
7.00	0.988	0.997	0.001
8.00	0.974	0.984	0.001
9.00	0.960	0.970	0.001
10.00	0.942	0.952	0.001
12.00	0.899	0.908	0.001
14.00	0.851	0.860	0.001
15.00	0.825	0.833	0.001
16.00	0.798	0.806	0.001
18.00	0.743	0.750	0.001
20.00	0.686	0.693	0.001



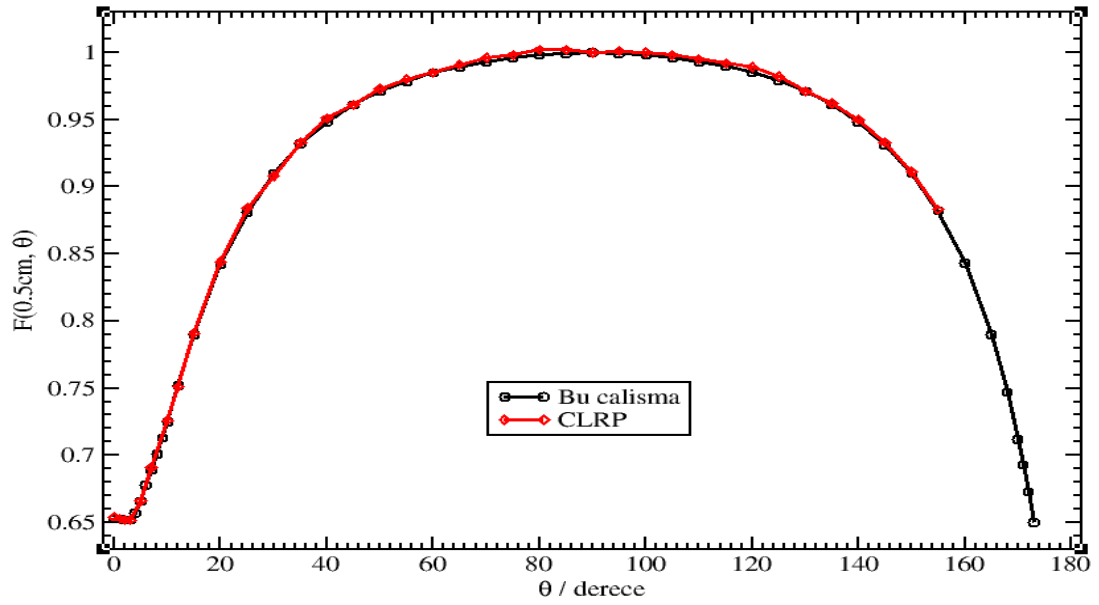
**Şekil 4.31.** GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.2 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.32.** GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

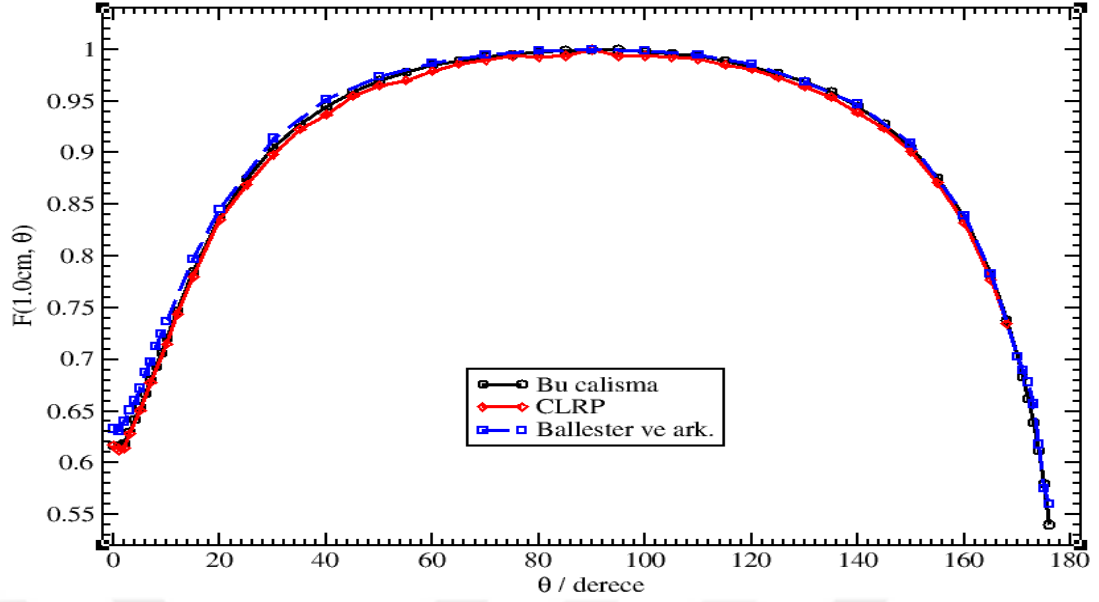


**Şekil 4.33.** GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.4 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

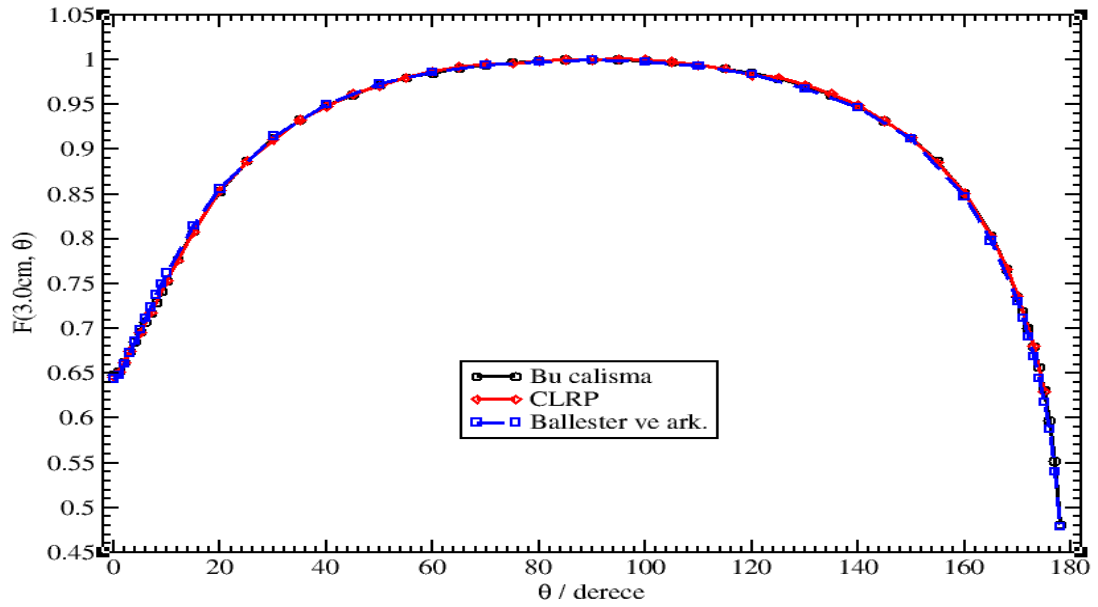


**Şekil 4.34.** GammaMed 12i, HDR brakiterapi kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarda aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

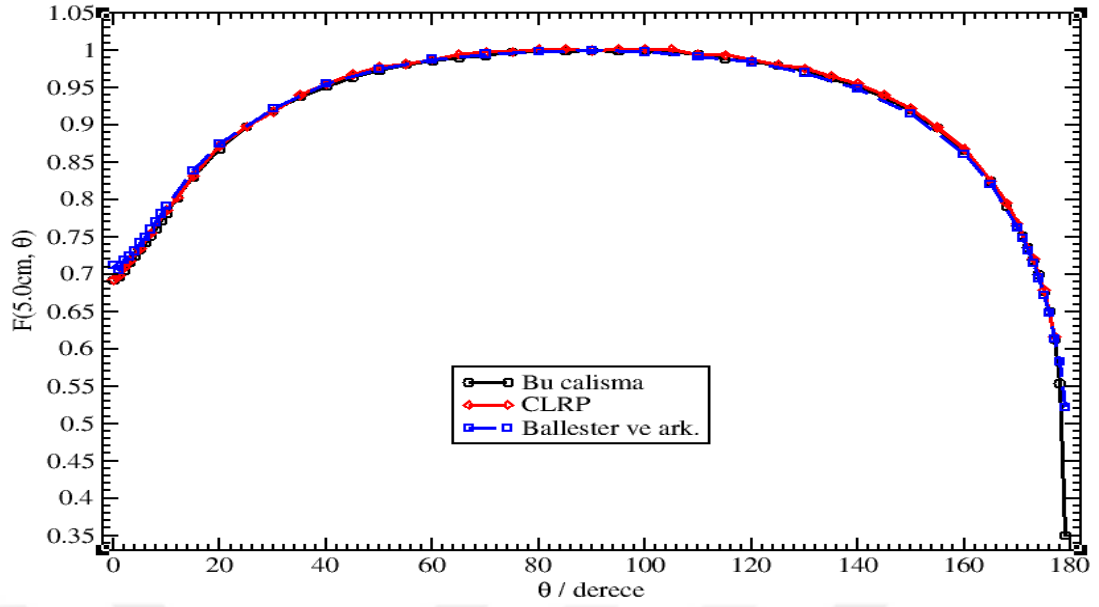




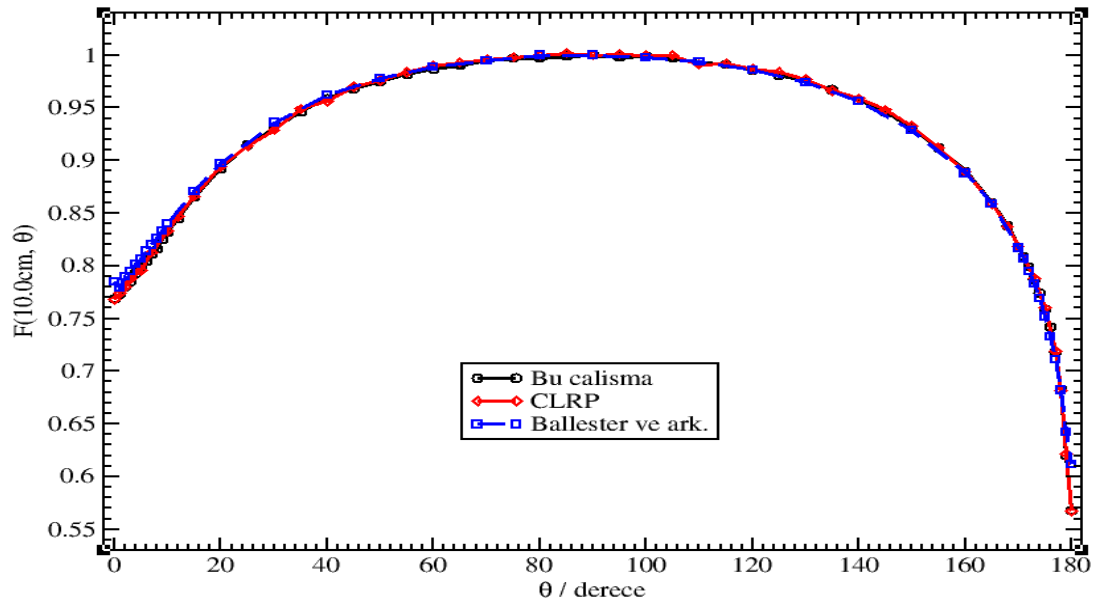
**Şekil 4.35.** GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



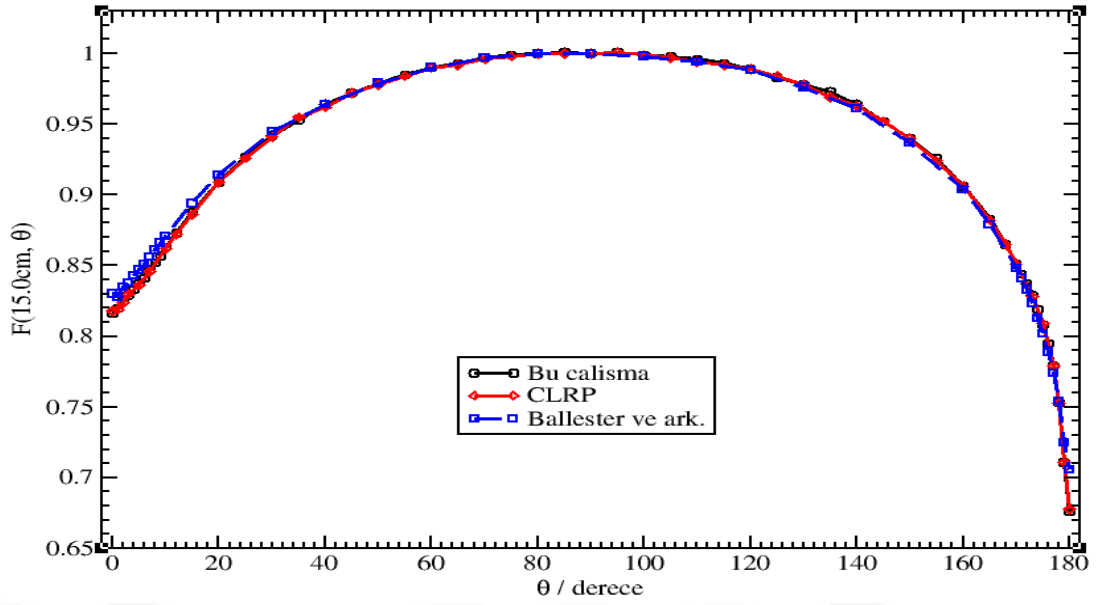
**Şekil 4.36.** GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.37.** GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.38.** GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.39.** GammaMed 12i, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

GammaMed 12i kaynağı için elde ettiğimiz 2-boyutlu anizotropi fonksiyonu değerleri, Tablo 4.8' de listelenmektedir. Hesapladığımız  $F(r, \theta)$  değerlerine ait istatistiksel hata değerleri yaklaşık olarak %0.1 değerindedir. GammaMed 12i kaynağı için, 0.25 ile 15 cm aralığındaki 8 farklı radyal mesafe için, bu çalışmada çizilmiş olan  $F(r, \theta)$  değerleri, Ballester ve ark. ve Taylor ve Rogers tarafından hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerleri ile birlikte karşılaştırmalı olarak Şekil 4.31-39' da gösterilmiştir. Çalışmamızda hesaplamış olduğumuz anizotropi verilerini, Ballester ve ark.'nın hesaplama sonuçları ile değerlendirdiğimizde, kaynak uzun eksenine yakın açılar hariç,  $r \geq 1$  cm' lik radyal mesafelerde ~%2' lik uyum gözlemlenirken,  $0^\circ$ ' ye yakın açılarda en büyük farklılığın ~%2 ile ~%6 aralığında olduğu görülmektedir. Ballester ve ark. tarafından yapılan simülasyon çalışmasında, elektron taşıma işlemi dikkate alındığından dolayı, anizotropi fonksiyonunun büyüklüğünü artıracak kaynaktan gelen elektron doz katkılarının ve de elektronik dengesizliğin önemli olduğu  $r < 0.25$  cm' lik mesafede, iki sonuç arasındaki mevcut farklılık Şekil 4.31' de gösterilmiştir. Taylor ve Rogers'ın hesaplamış oldukları anizotropi fonksiyonu değerlerini bu çalışmada elde ettiğimiz değerlerle karşılaştırdığımızda ise, sonuçların ~%1' lik yakın bir uyum içinde olduğu görülmektedir.

**Tablo 4.8.** GammaMed 12i HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	-	-	0.679	0.653	0.638	0.626	0.623	0.617	0.616	0.618	0.626	0.648	0.671	0.692	0.710	0.743	0.769	0.816	0.834	0.843
1	-	-	0.678	0.653	0.638	0.625	0.623	0.617	0.620	0.622	0.630	0.652	0.675	0.696	0.716	0.749	0.773	0.820	0.836	0.847
2	-	-	0.678	0.652	0.638	0.625	0.623	0.619	0.625	0.627	0.639	0.662	0.685	0.705	0.725	0.756	0.780	0.825	0.841	0.850
3	-	-	0.678	0.652	0.639	0.631	0.629	0.630	0.635	0.639	0.650	0.674	0.696	0.716	0.734	0.763	0.785	0.829	0.844	0.853
4	-	-	0.679	0.657	0.647	0.642	0.641	0.642	0.647	0.651	0.662	0.685	0.705	0.724	0.742	0.771	0.793	0.833	0.848	0.856
5	-	-	0.684	0.666	0.659	0.654	0.653	0.654	0.659	0.663	0.674	0.696	0.715	0.733	0.750	0.777	0.798	0.837	0.852	0.860
6	-	-	0.692	0.678	0.671	0.667	0.666	0.667	0.671	0.676	0.686	0.707	0.725	0.742	0.759	0.785	0.804	0.841	0.856	0.863
7	-	-	0.703	0.689	0.683	0.679	0.679	0.680	0.684	0.688	0.698	0.717	0.735	0.751	0.767	0.792	0.811	0.847	0.860	0.867
8	-	-	0.714	0.701	0.695	0.692	0.691	0.693	0.697	0.701	0.710	0.729	0.746	0.761	0.776	0.799	0.816	0.852	0.863	0.872
9	-	-	0.725	0.713	0.708	0.705	0.705	0.706	0.710	0.714	0.723	0.741	0.758	0.772	0.786	0.808	0.825	0.857	0.869	0.875
10	-	-	0.736	0.725	0.721	0.719	0.718	0.720	0.724	0.728	0.737	0.753	0.768	0.782	0.795	0.816	0.832	0.863	0.874	0.879
12	-	-	0.761	0.752	0.748	0.746	0.746	0.747	0.751	0.754	0.762	0.777	0.790	0.802	0.814	0.833	0.845	0.873	0.881	0.888
15	-	0.845	0.798	0.790	0.786	0.784	0.784	0.785	0.788	0.791	0.797	0.809	0.820	0.830	0.839	0.854	0.865	0.888	0.895	0.900
20	0.937	0.889	0.850	0.842	0.839	0.837	0.837	0.837	0.838	0.840	0.845	0.853	0.861	0.868	0.874	0.885	0.892	0.909	0.914	0.918
25	0.951	0.919	0.888	0.881	0.878	0.876	0.876	0.875	0.876	0.878	0.881	0.887	0.893	0.898	0.902	0.910	0.915	0.927	0.930	0.933
30	0.961	0.939	0.916	0.910	0.908	0.906	0.905	0.905	0.905	0.906	0.909	0.913	0.915	0.919	0.924	0.928	0.931	0.942	0.944	0.946
35	0.970	0.953	0.936	0.932	0.930	0.928	0.928	0.928	0.928	0.929	0.930	0.933	0.936	0.938	0.940	0.945	0.946	0.953	0.955	0.956
40	0.976	0.964	0.951	0.948	0.947	0.946	0.945	0.945	0.945	0.945	0.947	0.949	0.951	0.952	0.954	0.957	0.959	0.964	0.964	0.965
45	0.982	0.972	0.963	0.961	0.960	0.959	0.959	0.959	0.959	0.959	0.960	0.961	0.963	0.964	0.965	0.967	0.968	0.972	0.972	0.973
50	0.986	0.979	0.972	0.971	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.971	0.972	0.973	0.973	0.974	0.975	0.975	0.979	0.979	0.979
55	0.990	0.985	0.979	0.978	0.978	0.978	0.977	0.978	0.978	0.978	0.979	0.980	0.980	0.981	0.982	0.983	0.982	0.985	0.983	0.985
60	0.993	0.990	0.985	0.985	0.984	0.984	0.984	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.986	0.986	0.987	0.988	0.987	0.990	0.989	0.989
65	0.995	0.993	0.990	0.989	0.989	0.989	0.990	0.989	0.990	0.990	0.990	0.991	0.990	0.990	0.992	0.992	0.990	0.993	0.992	0.992
70	0.997	0.996	0.994	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.993	0.995	0.996	0.995	0.997	0.995	0.996
75	0.998	0.997	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.998	0.998	0.998	0.997	0.999	0.998	0.997
80	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	0.997	1.000	0.998	0.999
85	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.001	0.999	1.001	0.999	1.000
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000	0.998	0.999	0.999	1.001	0.998	1.001	0.999	0.999

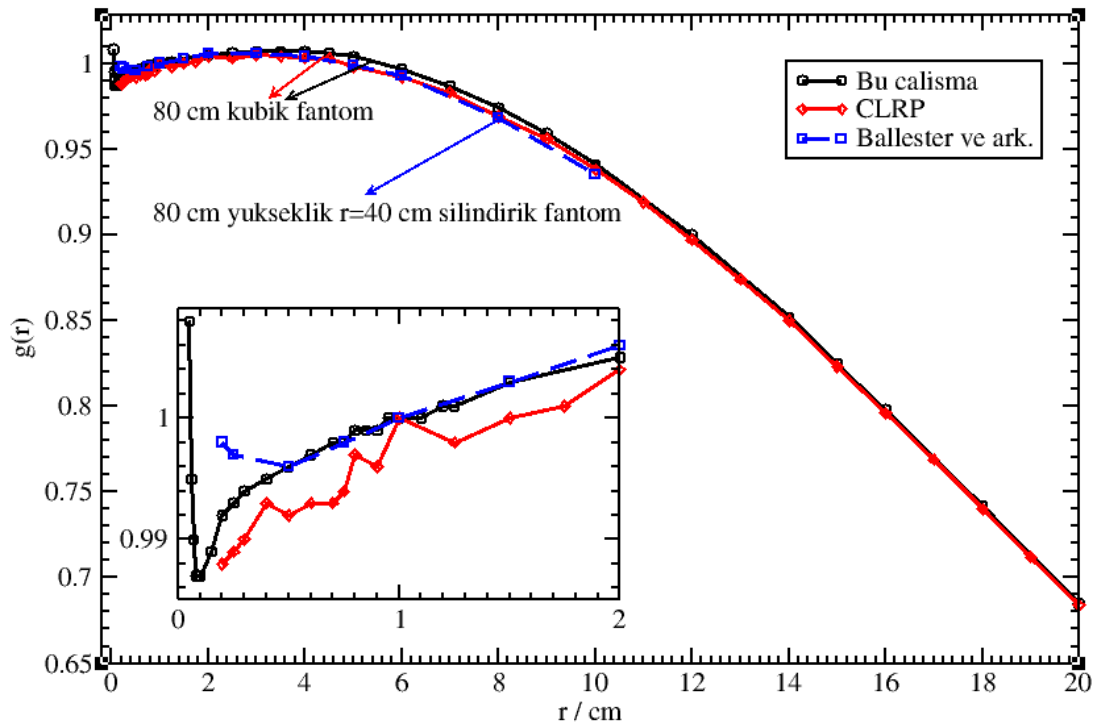
**Tablo 4.8.** GammaMed 12i HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devam).

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
100	0.999	0.999	0.998	0.998	0.999	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.998
105	0.998	0.998	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.998	0.997	0.997	0.997	0.998	0.997	0.997
110	0.997	0.996	0.994	0.993	0.994	0.993	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.995	0.995	0.995	0.994	0.996	0.995	0.995
115	0.995	0.993	0.990	0.990	0.990	0.989	0.989	0.989	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.989	0.992	0.993	0.991	0.993	0.992	0.992
120	0.993	0.990	0.985	0.985	0.985	0.984	0.984	0.983	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.986	0.987	0.986	0.989	0.988	0.989
125	0.990	0.985	0.980	0.979	0.978	0.978	0.977	0.977	0.978	0.978	0.979	0.979	0.979	0.980	0.982	0.982	0.981	0.983	0.983	0.984
130	0.986	0.980	0.972	0.971	0.970	0.969	0.969	0.969	0.969	0.969	0.970	0.971	0.971	0.972	0.975	0.976	0.975	0.978	0.978	0.979
135	0.982	0.972	0.963	0.961	0.960	0.959	0.959	0.959	0.959	0.959	0.959	0.961	0.962	0.963	0.965	0.967	0.967	0.973	0.971	0.972
140	0.977	0.964	0.951	0.948	0.947	0.945	0.945	0.945	0.946	0.946	0.947	0.948	0.950	0.951	0.955	0.958	0.957	0.964	0.963	0.965
145	0.970	0.953	0.935	0.931	0.930	0.928	0.928	0.928	0.928	0.928	0.930	0.932	0.935	0.937	0.941	0.944	0.946	0.952	0.954	0.954
150	0.962	0.938	0.915	0.910	0.908	0.906	0.906	0.905	0.906	0.907	0.909	0.913	0.916	0.920	0.923	0.928	0.931	0.940	0.942	0.944
155	0.951	0.918	0.888	0.882	0.879	0.877	0.877	0.876	0.877	0.878	0.881	0.887	0.891	0.896	0.901	0.908	0.912	0.926	0.928	0.931
160	0.936	0.888	0.851	0.843	0.840	0.838	0.837	0.837	0.838	0.839	0.843	0.851	0.859	0.866	0.872	0.882	0.890	0.906	0.911	0.914
165	-	0.843	0.799	0.790	0.785	0.782	0.782	0.782	0.783	0.786	0.792	0.804	0.814	0.825	0.833	0.849	0.860	0.883	0.891	0.895
168	-	-	0.757	0.747	0.742	0.738	0.738	0.738	0.740	0.744	0.751	0.766	0.780	0.791	0.803	0.823	0.838	0.865	0.874	0.881
170	-	-	0.725	0.712	0.707	0.703	0.703	0.703	0.706	0.710	0.718	0.735	0.751	0.765	0.780	0.802	0.818	0.851	0.863	0.870
171	-	-	0.707	0.693	0.687	0.684	0.683	0.683	0.687	0.690	0.700	0.719	0.735	0.752	0.767	0.791	0.809	0.844	0.857	0.864
172	-	-	0.397	0.673	0.666	0.662	0.662	0.662	0.665	0.670	0.680	0.700	0.718	0.736	0.752	0.778	0.799	0.837	0.851	0.858
173	-	-	-	0.650	0.642	0.638	0.638	0.639	0.643	0.646	0.658	0.680	0.700	0.719	0.736	0.765	0.787	0.829	0.842	0.852
174	-	-	-	-	0.616	0.612	0.611	0.612	0.613	0.621	0.633	0.657	0.680	0.700	0.719	0.750	0.774	0.819	0.835	0.844
175	-	-	-	-	-	0.579	0.579	0.580	0.583	0.587	0.603	0.631	0.655	0.677	0.698	0.734	0.759	0.808	0.826	0.836
176	-	-	-	-	-	-	0.320	0.540	0.424	0.551	0.565	0.597	0.625	0.650	0.672	0.712	0.742	0.795	0.815	0.826
177	-	-	-	-	-	-	-	-	0.176	0.310	0.516	0.552	0.584	0.613	0.638	0.684	0.718	0.779	0.801	0.814
178	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.202	0.481	0.519	0.554	0.586	0.642	0.683	0.753	0.781	0.795
179	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.184	0.350	0.490	0.566	0.620	0.711	0.747	0.766
180	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.505	0.568	0.676	0.717	0.740

#### 4.1.5. Varian Medical Systems, GammaMed Plus HDR Kaynağı



Şekil 4.40. GammaMed Plus, HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



Şekil 4.41. GammaMed Plus, HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

GammaMed Plus HDR kaynağı için, geometri fonksiyonunun hem nokta hem de çizgi kaynak yaklaşımı kullanılarak hesaplanan radyal doz fonksiyonu değerleri Tablo 4.9’ da listelenmiştir. Bu çalışmada hesaplanan  $g(r)$  değerleri, kaynak merkezinden dik eksen üzerindeki tüm radyal mesafelerde  $\sim\%0.1$ ’ lik istatistik hata değerlerine sahiptir. GammaMed Plus kaynağı için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyon değerlerinin, tam saçılma koşullarını sağlayan fantomlar kullanan Taylor ve Rogers [24] ile Ballester ve ark.’nın [21]  $g(r)$  değerleri ile karşılaştırmalı sonuçları Şekil 4.41’ de gösterilmiştir. Şekil 4.41 incelendiğinde,  $r < 2$  cm’ lik radyal

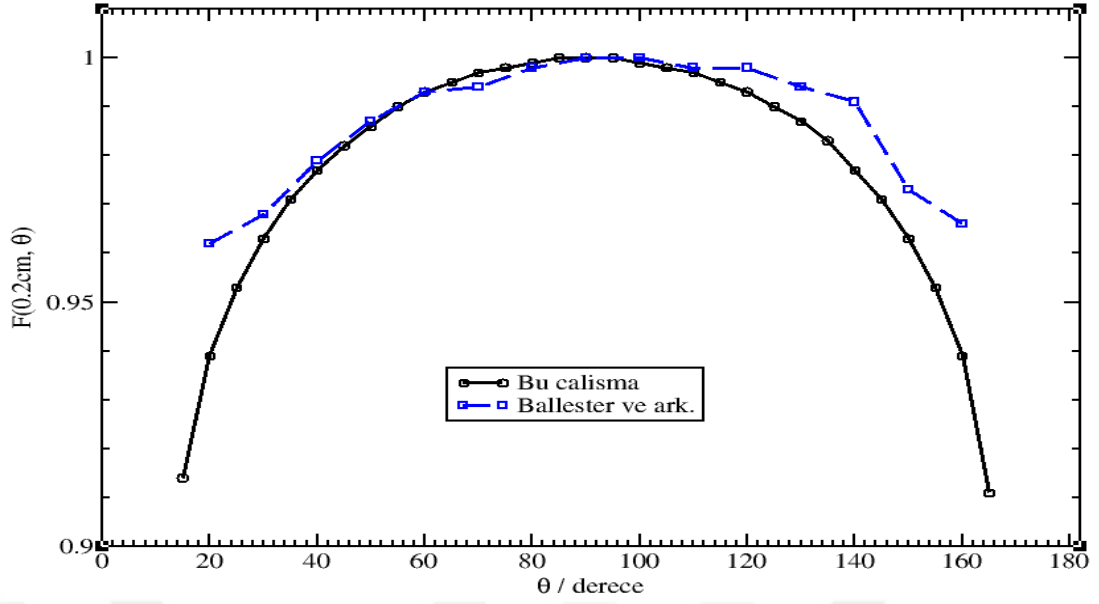
mesafelerde, Taylor ve Rogers tarafından hesaplanan  $g(r)$  değerlerinde dalgalanmaların oluştuğu görülmektedir. Aynı mesafeler göz önüne alındığında, hesaplama sonuçlarımızın, Ballester ve ark.'nın hesaplamalarıyla çok iyi bir uyum içinde olduğu gözlenmektedir. Kaynaktan uzak radyal mesafelerde elde ettiğimiz  $g(r)$  değerleriyle, Taylor ve Rogers ve Ballester ve ark.'nın  $g(r)$  değerleri arasındaki farkın yaklaşık olarak %1.0' den küçük olduğu açıkça görülmektedir.



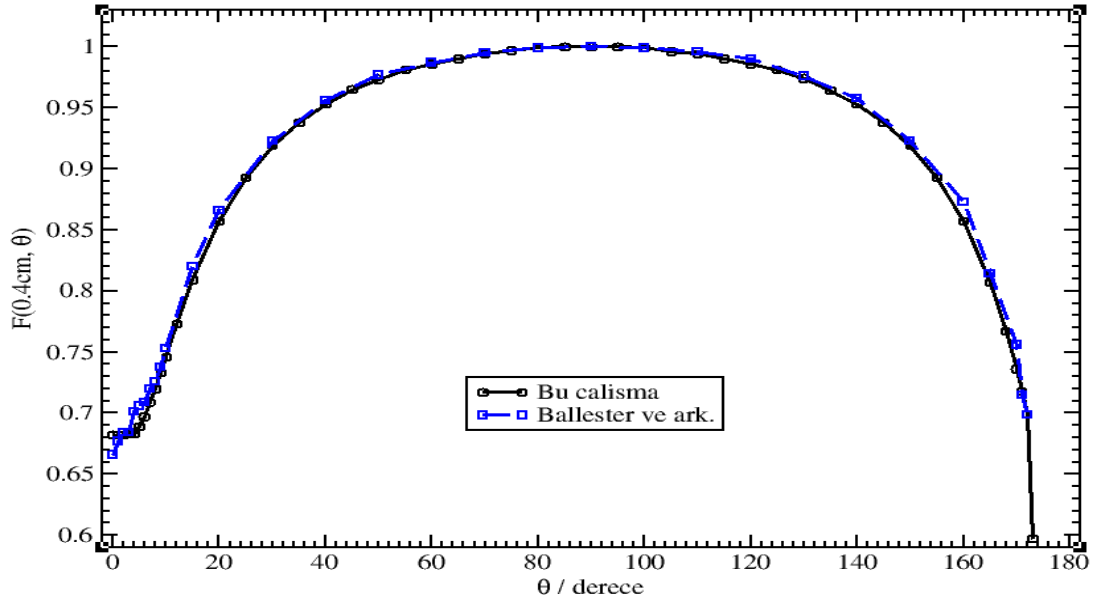
**Tablo 4.9.** GammaMed Plus kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_p(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_p(r)$	<i>Hata</i> (%)
0.05	1.008	0.376	0.001
0.06	0.995	0.427	0.001
0.07	0.990	0.476	0.001
0.08	0.987	0.521	0.001
0.09	0.987	0.562	0.001
0.10	0.987	0.599	0.001
0.15	0.989	0.739	0.001
0.20	0.992	0.823	0.001
0.25	0.993	0.875	0.001
0.30	0.994	0.909	0.001
0.40	0.995	0.948	0.001
0.50	0.996	0.968	0.001
0.60	0.997	0.979	0.001
0.70	0.998	0.988	0.001
0.75	0.998	0.991	0.001
0.80	0.999	0.993	0.001
0.85	0.999	0.995	0.001
0.90	0.999	0.997	0.001
0.95	1.000	0.999	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.000	1.002	0.001
1.20	1.001	1.004	0.001
1.25	1.001	1.005	0.001
1.50	1.003	1.008	0.001
2.00	1.005	1.012	0.001
2.50	1.006	1.015	0.001
3.00	1.007	1.016	0.001
3.50	1.007	1.016	0.001
4.00	1.007	1.016	0.001
4.50	1.006	1.016	0.001
5.00	1.004	1.014	0.001
6.00	0.997	1.007	0.001
7.00	0.987	0.997	0.001
8.00	0.974	0.984	0.001
9.00	0.959	0.969	0.001
10.00	0.941	0.950	0.001
12.00	0.900	0.909	0.001
14.00	0.852	0.860	0.001
15.00	0.825	0.834	0.001
16.00	0.798	0.806	0.001
18.00	0.742	0.750	0.001
20.00	0.685	0.692	0.001

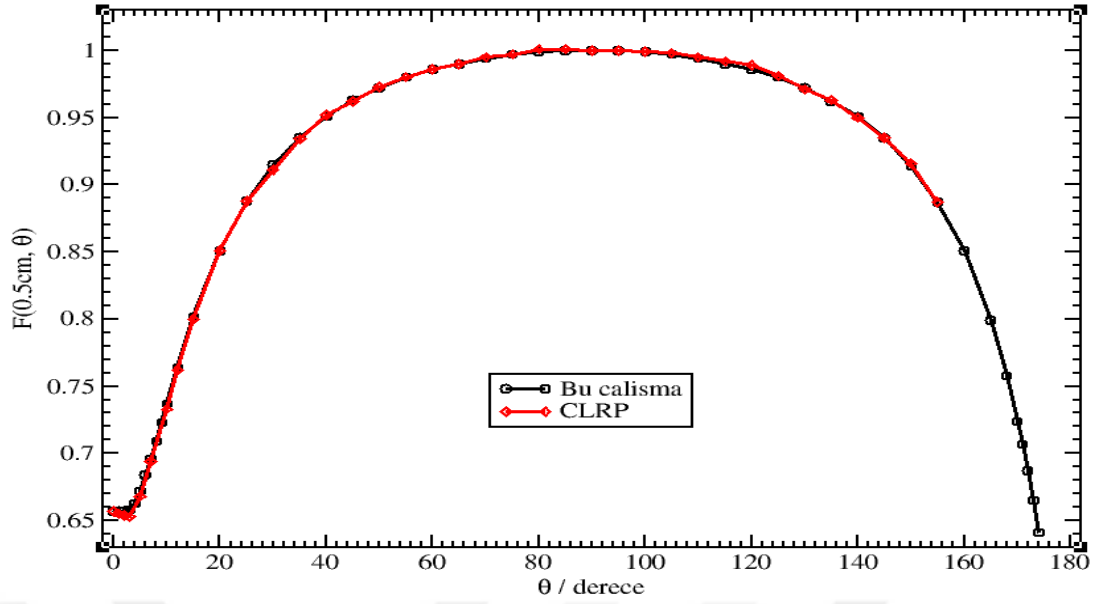




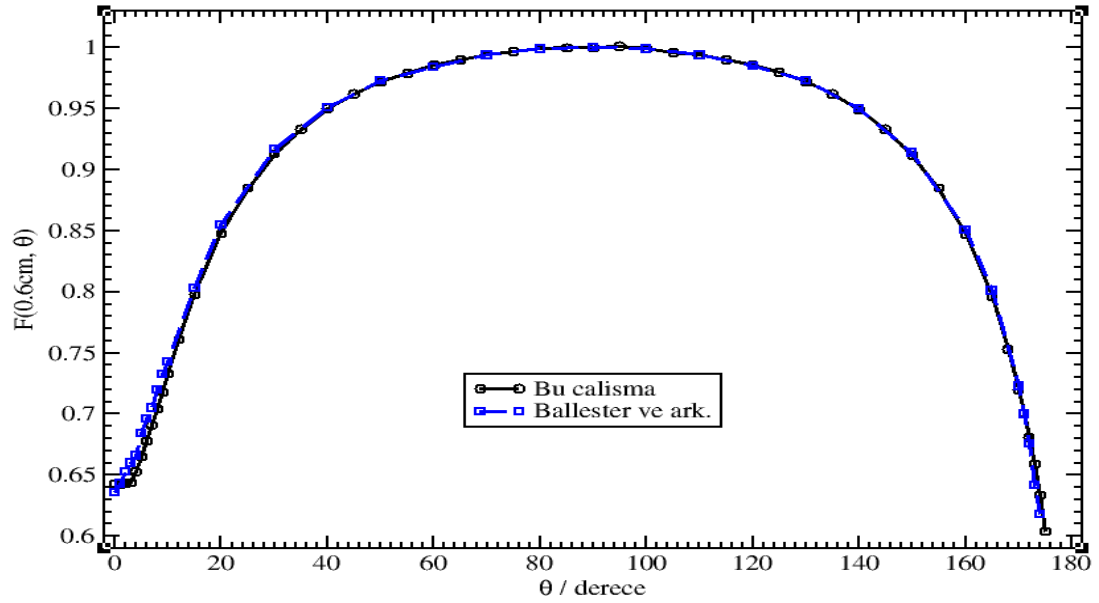
**Şekil 4.42.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.2cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



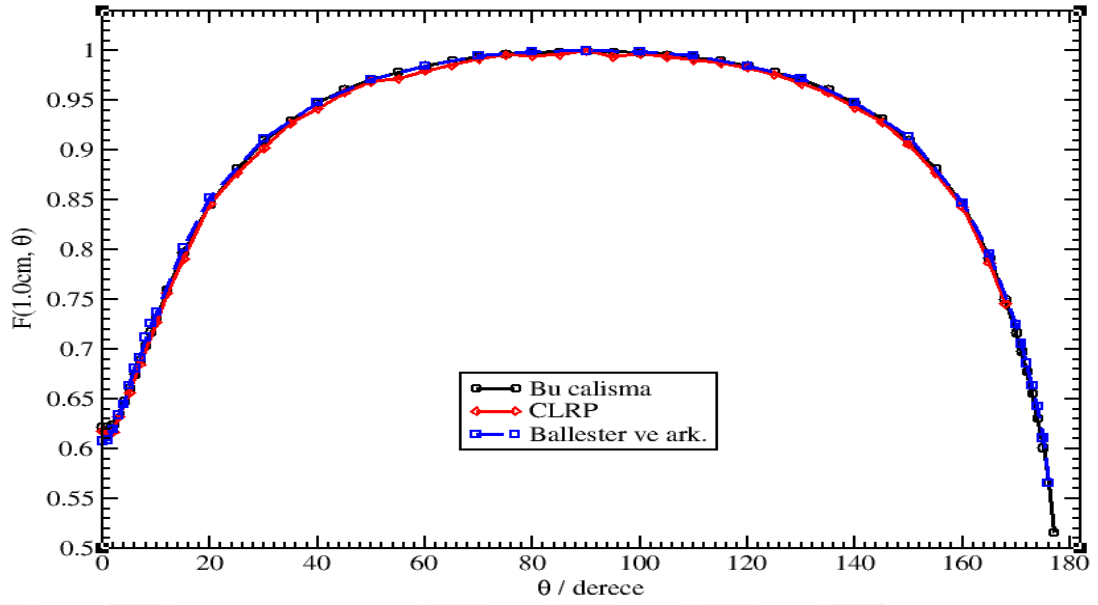
**Şekil 4.43.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.4cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



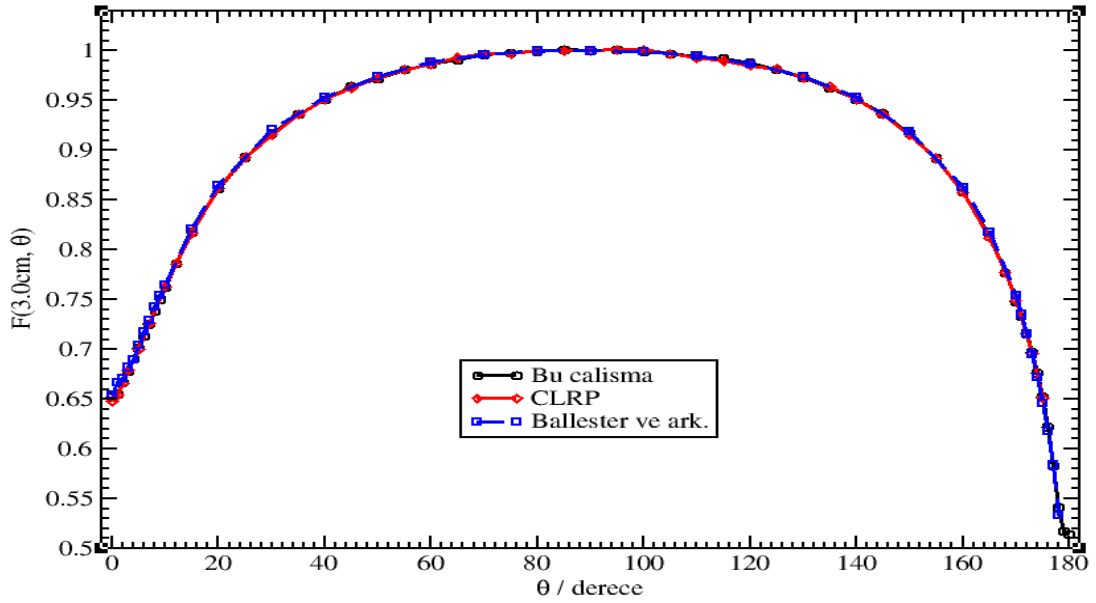
**Şekil 4.44.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



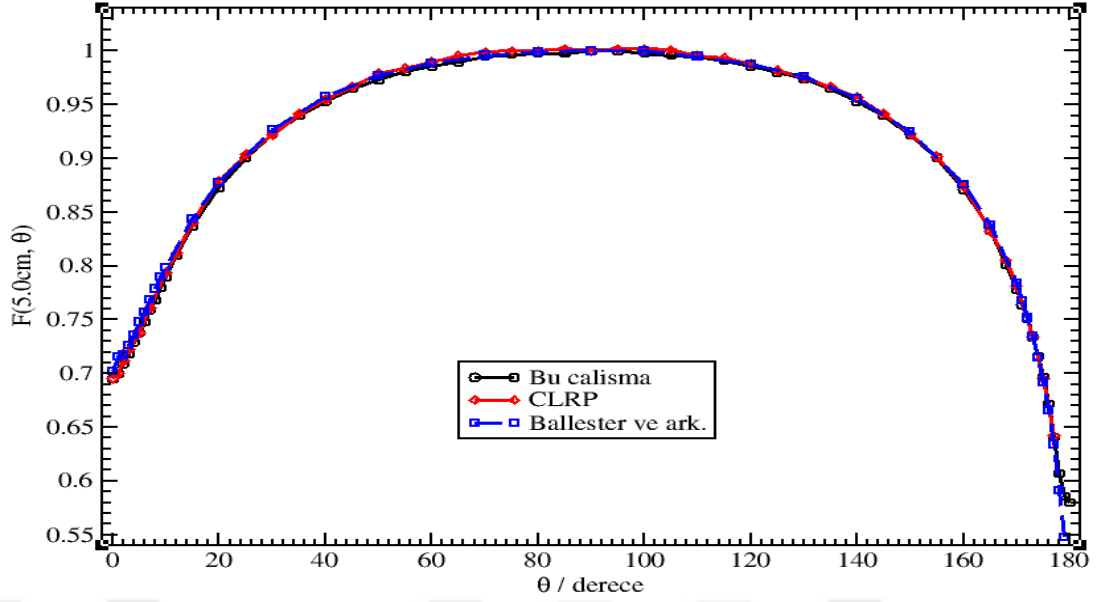
**Şekil 4.45.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.6 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



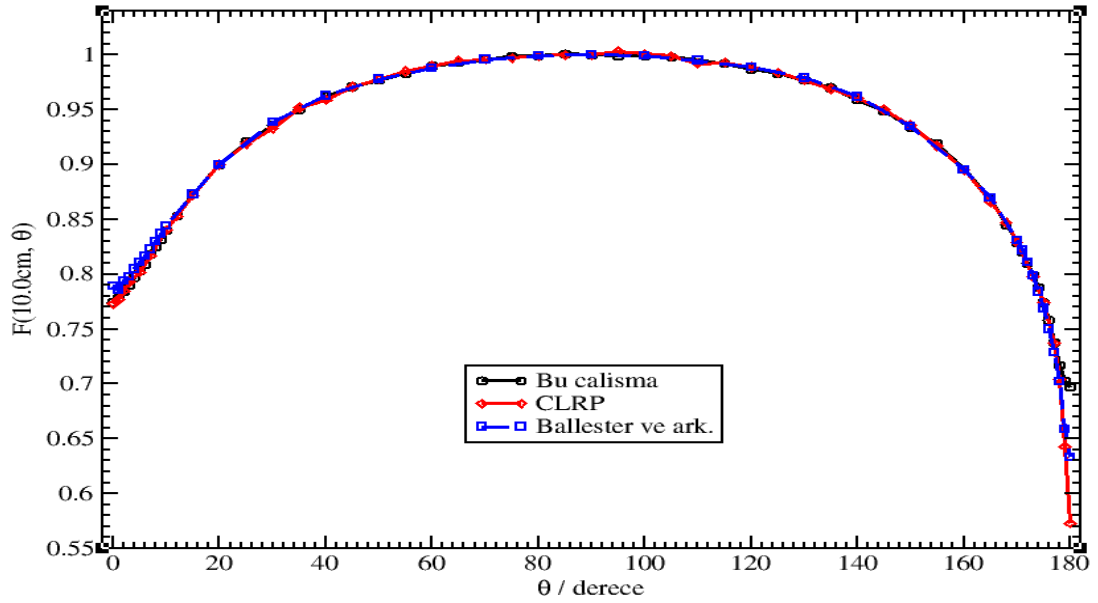
**Şekil 4.46.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



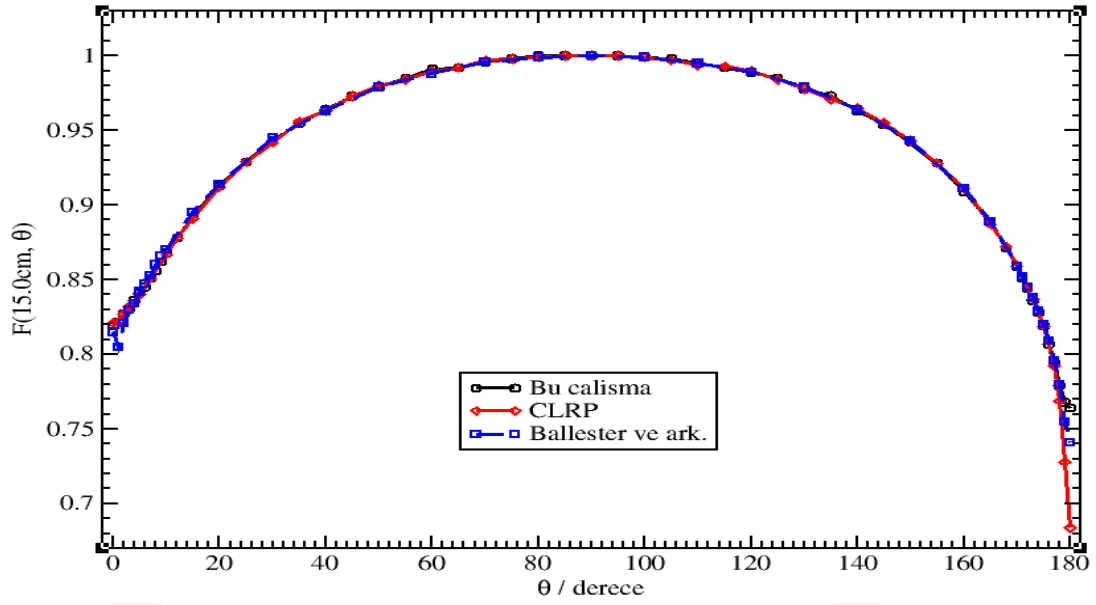
**Şekil 4.47.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.48.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.49.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.50.** GamaMed Plus, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

Belirli radyal mesafeler ve açı değerlerinde elde ettiğimiz anizotropi fonksiyonu değerleri, GammaMed Plus HDR kaynağı için Tablo 4.10' da verilmiştir. Tüm tablo değerleri için hesaplanmış olan istatistiksel hata değerleri  $\sim\%0.1$ ' dir. GammaMed Plus kaynağı için bu çalışmada elde edilen anizotropi fonksiyonu değerleri, Ballester ve ark. ve Taylor ve Rogers' ın hesapladıkları  $F(r, \theta)$  değerleri ile birlikte,  $r = 0.2$  ile 15 cm aralığındaki bazı radyal mesafeler için, Şekil 4.42-50' de sunulmaktadır. Mevcut çalışmamızda hesapladığımız  $F(r, \theta)$  değerlerinin, Ballester ve ark.' nin MC hesaplamaları ile karşılaştırılmasında, ( $r = 0.2$  cm hariç) tüm radyal mesafeler ve açılar için, yaklaşık olarak  $\%1$ ' lik genel bir uyum söz konusudur. Kaynağın kablo tarafına çok yakın olan kutup açılarında,  $r = 5, 10$  ve  $15$  cm' lik radyal mesafeler için bu çalışmada hesapladığımız  $F(r, \theta)$  değerleri ile Ballester ve ark.' nin sonuçları arasında sırasıyla,  $\sim\%7$ ,  $\sim\%10$  ve  $\sim\%3$ ' lük bir fark bulunmaktadır. Elde ettiğimiz  $F(r, \theta)$  sonuçları için aynı karşılaştırmayı Taylor ve Rogers' ın sonuçları ile yaptığımızda, tüm radyal mesafe ve açılarda  $\sim\%1$ ' lik uyum gözlemlenirken, belirli radyal mesafelerin kaynak kablosuna yakın açı değerlerinde,  $\sim\%5$  ile  $\sim\%20$  arasında bir fark bulunmaktadır. Bu farklılıklar, çoğunlukla iki çalışma arasındaki kaynak geometrisindeki farklılıklardan kaynaklanmaktadır.

**Tablo 4.10.** GammaMed Plus HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	-	0.789	0.682	0.657	0.643	0.631	0.628	0.622	0.619	0.621	0.629	0.652	0.674	0.695	0.713	0.747	0.774	0.819	0.840	0.848
1	-	0.780	0.682	0.657	0.642	0.630	0.627	0.622	0.623	0.625	0.634	0.655	0.679	0.700	0.719	0.752	0.778	0.822	0.841	0.851
2	-	0.763	0.682	0.657	0.643	0.630	0.628	0.624	0.628	0.630	0.642	0.667	0.690	0.709	0.728	0.759	0.784	0.827	0.845	0.854
3	-	0.754	0.683	0.658	0.644	0.636	0.635	0.635	0.638	0.643	0.654	0.678	0.700	0.718	0.736	0.766	0.790	0.831	0.849	0.857
4	-	0.763	0.683	0.663	0.653	0.647	0.647	0.648	0.651	0.656	0.667	0.690	0.711	0.729	0.745	0.774	0.797	0.836	0.852	0.860
5	-	0.778	0.689	0.672	0.665	0.661	0.661	0.661	0.664	0.668	0.679	0.701	0.721	0.738	0.755	0.781	0.803	0.841	0.857	0.864
6	-	0.776	0.697	0.684	0.678	0.674	0.674	0.675	0.677	0.682	0.692	0.713	0.732	0.748	0.764	0.789	0.809	0.845	0.861	0.869
7	-	0.772	0.709	0.696	0.691	0.687	0.688	0.689	0.691	0.695	0.705	0.725	0.744	0.759	0.773	0.799	0.818	0.851	0.865	0.873
8	-	0.779	0.720	0.709	0.704	0.701	0.702	0.704	0.705	0.709	0.719	0.738	0.755	0.768	0.784	0.807	0.825	0.856	0.871	0.877
9	-	-	0.733	0.723	0.718	0.716	0.716	0.718	0.719	0.723	0.733	0.750	0.766	0.780	0.793	0.815	0.832	0.862	0.875	0.881
10	-	-	0.746	0.737	0.733	0.731	0.731	0.732	0.733	0.737	0.746	0.762	0.778	0.790	0.803	0.824	0.840	0.868	0.879	0.886
12	-	0.816	0.773	0.764	0.761	0.759	0.759	0.760	0.761	0.764	0.772	0.786	0.800	0.810	0.821	0.839	0.853	0.878	0.889	0.894
15	0.914	0.850	0.809	0.802	0.798	0.796	0.796	0.797	0.797	0.800	0.806	0.818	0.829	0.837	0.846	0.861	0.873	0.892	0.902	0.905
20	0.939	0.893	0.857	0.851	0.848	0.846	0.846	0.846	0.846	0.848	0.852	0.861	0.868	0.873	0.880	0.891	0.900	0.913	0.919	0.923
25	0.953	0.922	0.893	0.888	0.885	0.882	0.882	0.882	0.882	0.883	0.887	0.893	0.898	0.901	0.907	0.915	0.921	0.929	0.935	0.937
30	0.963	0.941	0.919	0.915	0.913	0.910	0.910	0.910	0.909	0.910	0.913	0.917	0.921	0.923	0.927	0.932	0.936	0.943	0.948	0.949
35	0.971	0.955	0.938	0.935	0.933	0.931	0.931	0.930	0.931	0.931	0.933	0.936	0.939	0.940	0.943	0.947	0.950	0.955	0.958	0.960
40	0.977	0.965	0.953	0.951	0.950	0.948	0.948	0.948	0.947	0.948	0.949	0.951	0.953	0.953	0.956	0.959	0.962	0.964	0.967	0.969
45	0.982	0.973	0.965	0.963	0.962	0.961	0.961	0.961	0.960	0.961	0.962	0.964	0.965	0.965	0.966	0.969	0.971	0.973	0.974	0.975
50	0.986	0.980	0.973	0.972	0.972	0.971	0.971	0.971	0.970	0.971	0.971	0.972	0.974	0.973	0.976	0.977	0.977	0.979	0.980	0.982
55	0.990	0.986	0.981	0.980	0.979	0.979	0.978	0.979	0.979	0.979	0.979	0.981	0.982	0.981	0.982	0.983	0.983	0.985	0.985	0.988
60	0.993	0.990	0.986	0.986	0.986	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.986	0.987	0.988	0.986	0.987	0.988	0.990	0.991	0.992	0.992
65	0.995	0.993	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.991	0.991	0.992	0.990	0.992	0.992	0.993	0.992	0.993	0.994
70	0.997	0.996	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.995	0.996	0.996	0.995	0.995	0.996	0.996	0.996	0.997	0.997
75	0.998	0.998	0.997	0.997	0.997	0.996	0.996	0.997	0.996	0.997	0.997	0.998	0.998	0.997	0.997	0.998	0.999	0.998	0.998	0.999
80	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.998	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	1.001
85	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000	1.001	0.999	0.998	0.999	1.000	1.001	1.000	1.001	1.001
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.001	1.002	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.001	1.002

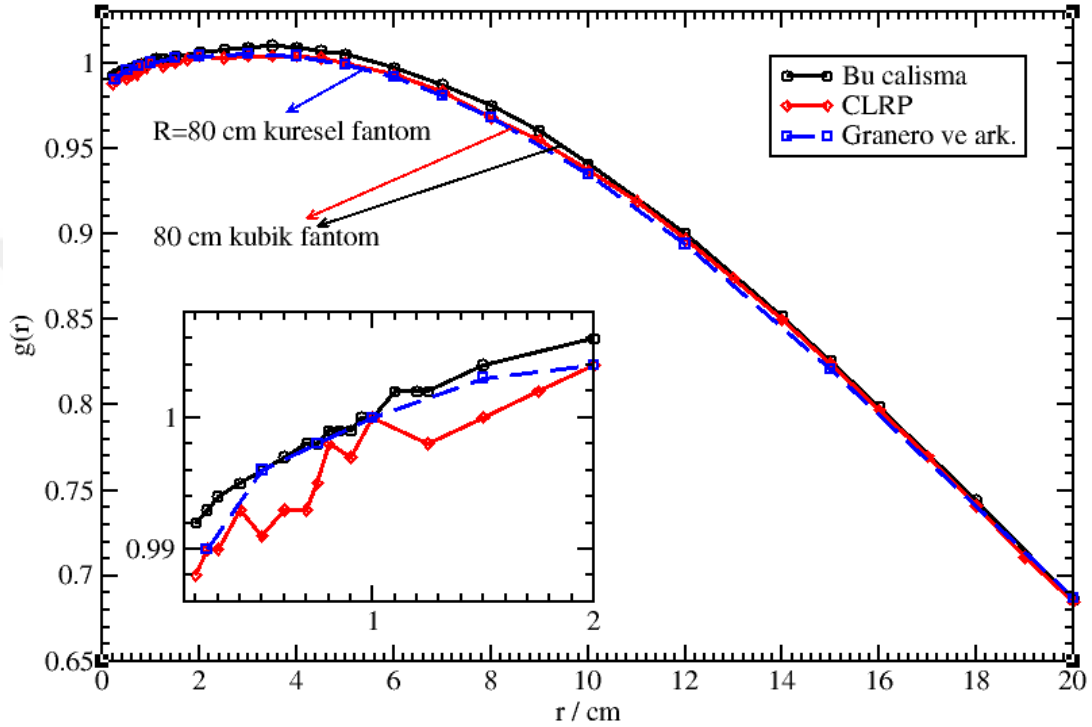
**Tablo 4.10.** GammaMed Plus HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devam).

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
100	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.997	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	1.000	1.000
105	0.998	0.998	0.996	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.997	0.997	0.998	0.996	0.997	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998
110	0.997	0.996	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.996	0.995	0.995	0.995	0.996	0.995	0.995	0.996
115	0.995	0.993	0.990	0.990	0.990	0.990	0.989	0.990	0.990	0.990	0.991	0.992	0.992	0.991	0.991	0.992	0.992	0.992	0.994	0.994
120	0.993	0.990	0.986	0.986	0.986	0.985	0.984	0.985	0.985	0.985	0.986	0.988	0.988	0.986	0.987	0.987	0.987	0.989	0.991	0.992
125	0.990	0.986	0.981	0.980	0.980	0.978	0.979	0.979	0.979	0.979	0.979	0.981	0.982	0.980	0.982	0.983	0.983	0.985	0.985	0.986
130	0.987	0.980	0.974	0.972	0.972	0.971	0.971	0.971	0.970	0.971	0.972	0.973	0.974	0.974	0.975	0.976	0.977	0.978	0.980	0.982
135	0.983	0.974	0.964	0.962	0.962	0.961	0.961	0.961	0.960	0.960	0.961	0.963	0.965	0.965	0.966	0.968	0.970	0.973	0.974	0.976
140	0.977	0.965	0.953	0.951	0.949	0.947	0.947	0.947	0.947	0.948	0.949	0.951	0.953	0.953	0.956	0.959	0.959	0.963	0.966	0.967
145	0.971	0.955	0.938	0.935	0.933	0.931	0.931	0.932	0.931	0.932	0.934	0.937	0.939	0.940	0.943	0.946	0.949	0.954	0.957	0.957
150	0.963	0.941	0.919	0.914	0.912	0.910	0.910	0.910	0.910	0.911	0.912	0.917	0.920	0.922	0.926	0.931	0.934	0.942	0.946	0.948
155	0.953	0.921	0.893	0.887	0.885	0.882	0.882	0.882	0.882	0.883	0.886	0.892	0.897	0.901	0.905	0.912	0.919	0.928	0.933	0.935
160	0.939	0.892	0.857	0.851	0.847	0.845	0.845	0.845	0.844	0.846	0.850	0.858	0.866	0.871	0.878	0.888	0.896	0.909	0.916	0.919
165	0.911	0.848	0.807	0.799	0.796	0.792	0.793	0.792	0.792	0.795	0.801	0.813	0.824	0.833	0.841	0.856	0.868	0.888	0.896	0.901
168	-	0.813	0.767	0.758	0.753	0.750	0.750	0.750	0.751	0.755	0.762	0.777	0.790	0.801	0.813	0.831	0.845	0.871	0.882	0.888
170	-	-	0.736	0.724	0.720	0.716	0.716	0.717	0.718	0.722	0.731	0.748	0.764	0.778	0.790	0.813	0.829	0.859	0.872	0.878
171	-	-	0.718	0.707	0.701	0.698	0.697	0.698	0.700	0.704	0.713	0.733	0.750	0.764	0.778	0.801	0.820	0.851	0.866	0.872
172	-	-	0.699	0.687	0.681	0.677	0.677	0.678	0.679	0.684	0.695	0.716	0.735	0.751	0.764	0.791	0.810	0.844	0.859	0.866
173	-	-	0.597	0.665	0.659	0.655	0.655	0.656	0.658	0.662	0.674	0.697	0.717	0.734	0.750	0.777	0.799	0.836	0.852	0.859
174	-	-	-	0.641	0.634	0.630	0.630	0.631	0.631	0.639	0.651	0.676	0.698	0.716	0.734	0.764	0.788	0.828	0.846	0.855
175	-	-	-	-	0.604	0.600	0.600	0.601	0.603	0.608	0.624	0.652	0.676	0.697	0.716	0.749	0.774	0.819	0.836	0.845
176	-	-	-	-	-	0.563	0.562	0.566	0.557	0.575	0.590	0.622	0.650	0.672	0.694	0.730	0.758	0.807	0.828	0.839
177	-	-	-	-	-	-	-	0.516	0.507	0.529	0.547	0.583	0.614	0.641	0.666	0.707	0.738	0.794	0.817	0.827
178	-	-	-	-	-	-	-	-	0.474	0.481	0.506	0.541	0.577	0.607	0.636	0.682	0.717	0.779	0.805	0.817
179	-	-	-	-	-	-	-	-	0.464	0.468	0.481	0.517	0.554	0.586	0.616	0.665	0.703	0.768	0.795	0.809
180	-	-	-	-	-	-	-	-	0.450	0.458	0.476	0.514	0.550	0.580	0.610	0.659	0.697	0.764	0.789	0.804

#### 4.1.6. Eckert&Ziegler BEBIG GmbH, GI192M11 HDR Kaynağı



Şekil 4.51. BEBIG GmbH, GI192M11 HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



Şekil 4.52. BEBIG GmbH, GI192M11 HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

$r = 0.2$  ile 20 cm aralığındaki mesafelerde elde edilen radyal doz fonksiyonu sonuçları ve istatistik hata değerleri, GI192M11 kaynağı için Tablo 4.11' de verilmiştir. Tablo 4.11' de, tüm radyal mesafeler için hesaplanan istatistik hata değerlerinin  $\sim\%0.1$  civarında olduğu görölmektedir. Şekil 4.52' de BEBIG kaynağına ait bu çalışmada elde edilen  $g(r)$  değerleri, Granero ve ark.'nın [74]  $g(r)$  değerleri ve Taylor ve Rogers'ın [24]  $g(r)$  değerleri ile karşılaştırılmıştır. Kaynak merkezine yakın ( $r < 2$  cm) radyal mesafelerde, hesapladığımız  $g(r)$  değerlerinin Taylor ve Rogers'ın değerinde oluşan veri dalgalanmaları göz önüne alındığında Granero ve ark.'nın  $g(r)$  verisiyle daha uyumlu olduğu görölmektedir. Kaynaktan uzak radyal mesafelerde ise, bu kaynağa ait bu üç çalışmanın radyal doz fonksiyonu değerleri arasında yakın bir

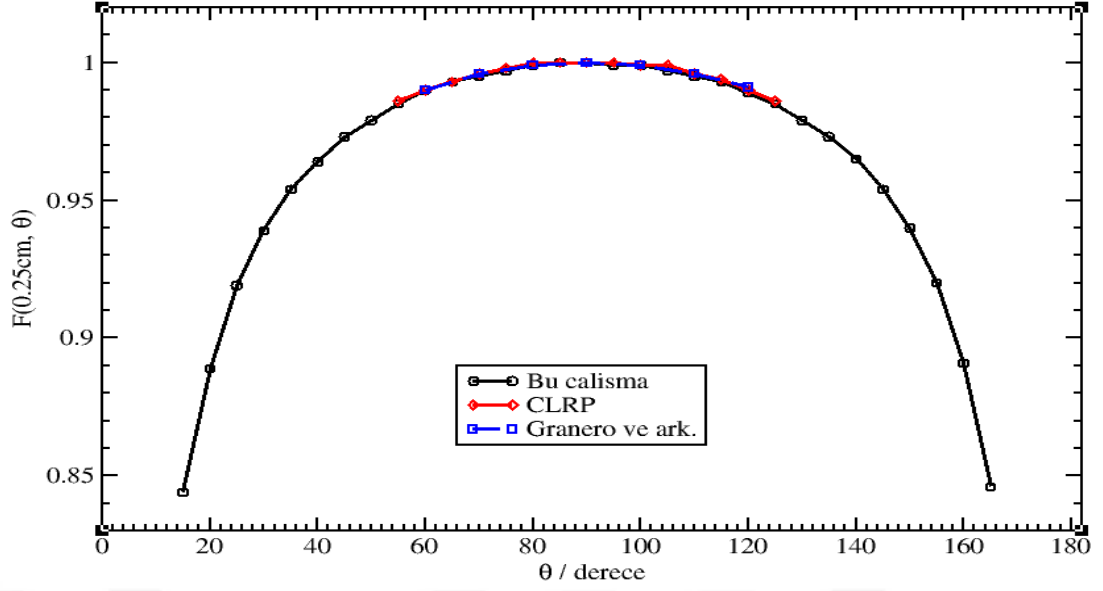


uyum görülmüştür. Bu kaynak için, hem bu çalışmada hem de Granero ve ark ile Taylor ve Rogers' ın MC çalışmalarında kullanılan benzer boyuttaki fantoma bağlı olarak, elde edilmiş  $g(r)$  değerlerindeki fark ~%1.0 civarındadır.

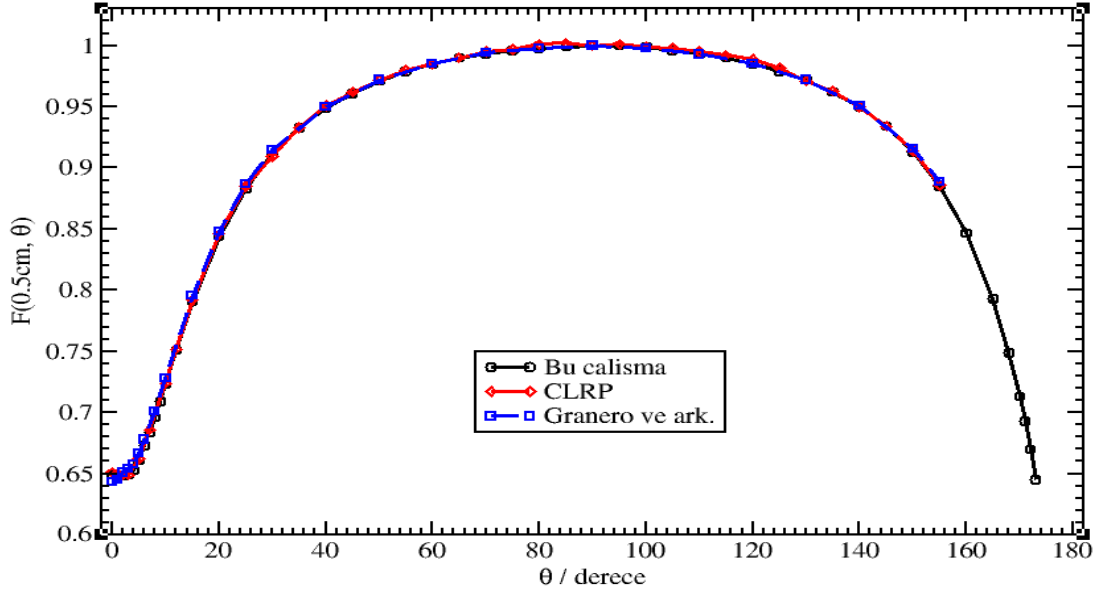


**Tablo 4.11.** GI192M11 kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_P(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

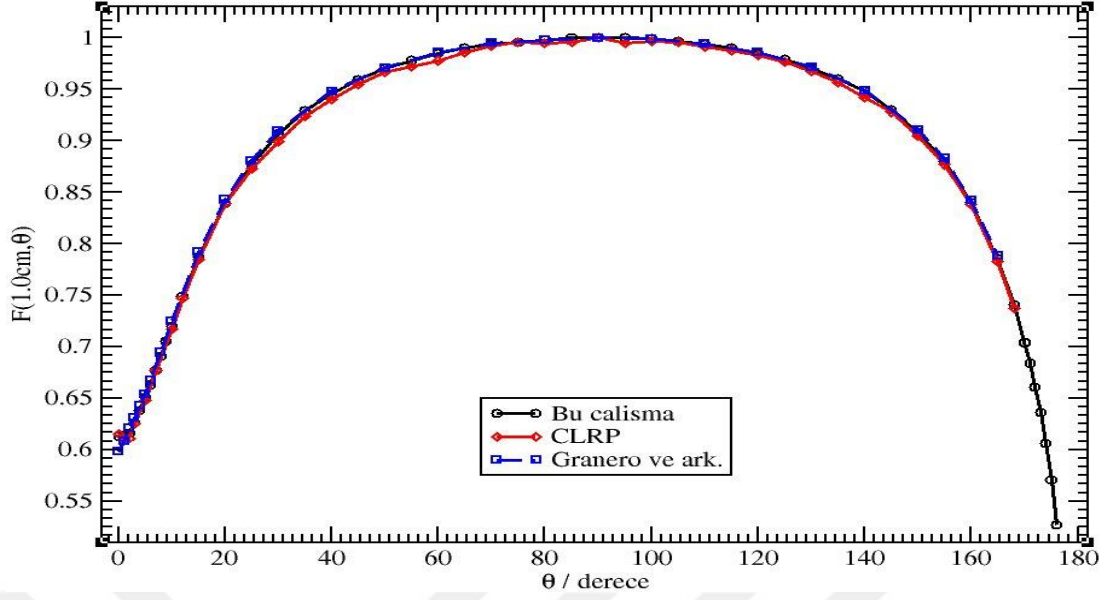
$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_P(r)$	$Hata(\%)$
0.20	0.992	0.823	0.001
0.25	0.993	0.876	0.001
0.30	0.994	0.909	0.001
0.40	0.995	0.948	0.001
0.50	0.996	0.968	0.001
0.60	0.997	0.980	0.001
0.70	0.998	0.988	0.001
0.75	0.998	0.991	0.001
0.80	0.999	0.993	0.001
0.85	0.999	0.995	0.001
0.90	0.999	0.997	0.001
0.95	1.000	0.999	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.002	1.003	0.001
1.20	1.002	1.005	0.001
1.25	1.002	1.006	0.001
1.50	1.004	1.009	0.001
2.00	1.006	1.014	0.001
2.50	1.008	1.016	0.001
3.00	1.009	1.018	0.001
3.50	1.010	1.019	0.001
4.00	1.009	1.019	0.001
4.50	1.007	1.017	0.001
5.00	1.005	1.015	0.001
6.00	0.997	1.007	0.001
7.00	0.987	0.997	0.001
8.00	0.975	0.985	0.001
9.00	0.960	0.970	0.001
10.00	0.941	0.951	0.001
12.00	0.900	0.909	0.001
14.00	0.852	0.861	0.001
15.00	0.826	0.834	0.001
16.00	0.799	0.808	0.001
18.00	0.744	0.751	0.001
20.00	0.686	0.693	0.001



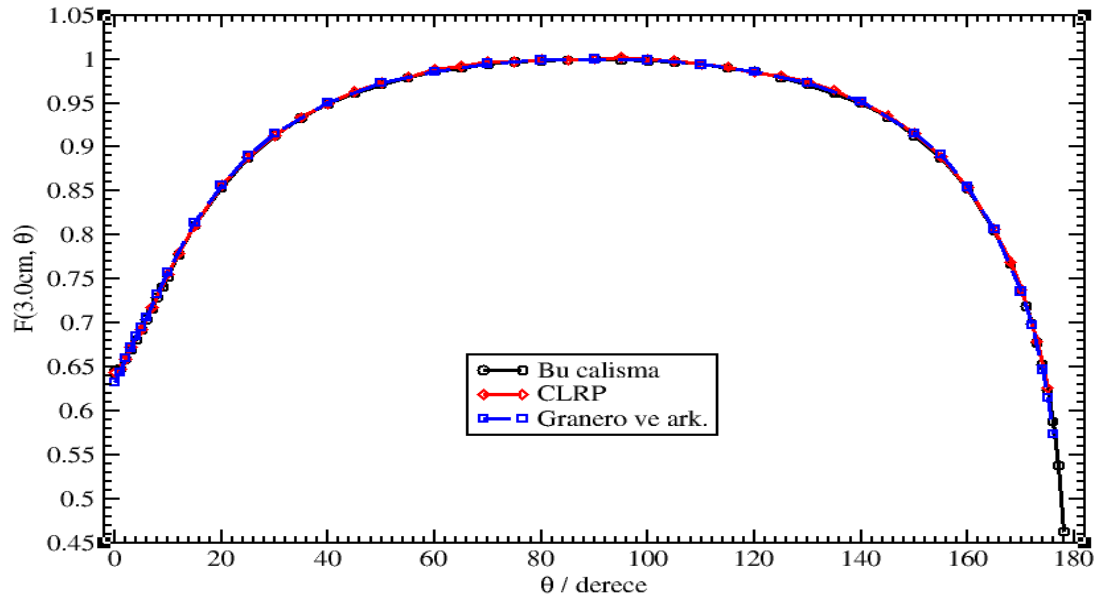
**Şekil 4.53.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



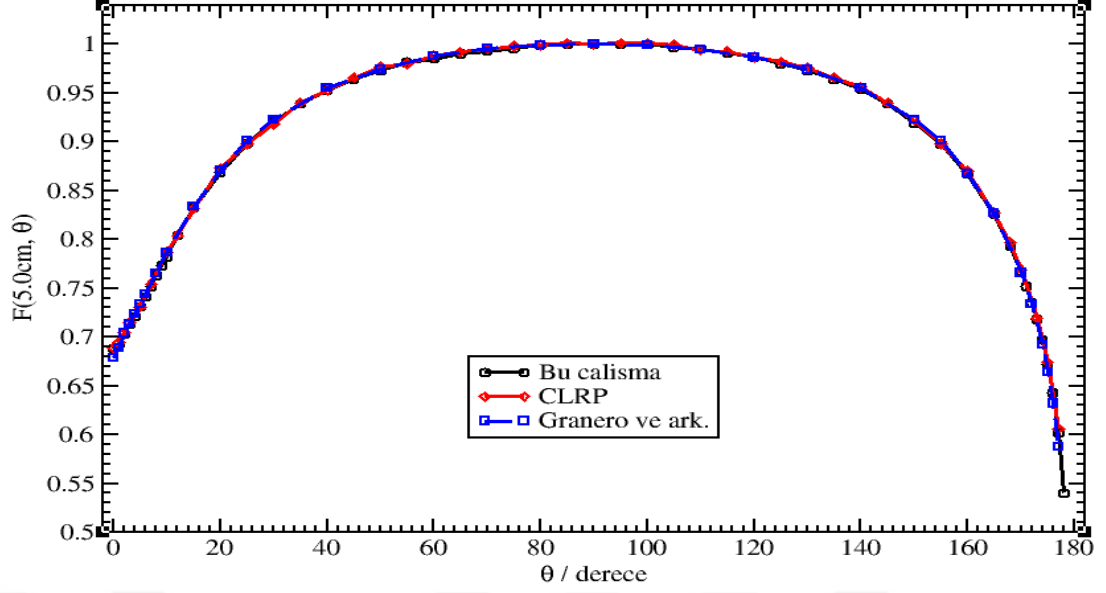
**Şekil 4.54.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



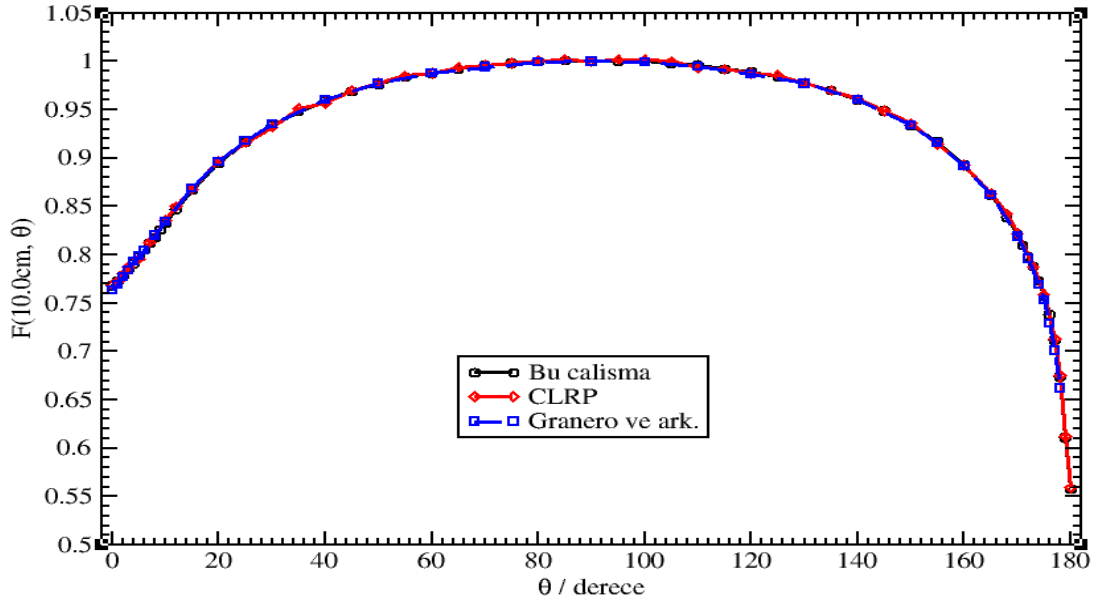
**Şekil 4.55.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



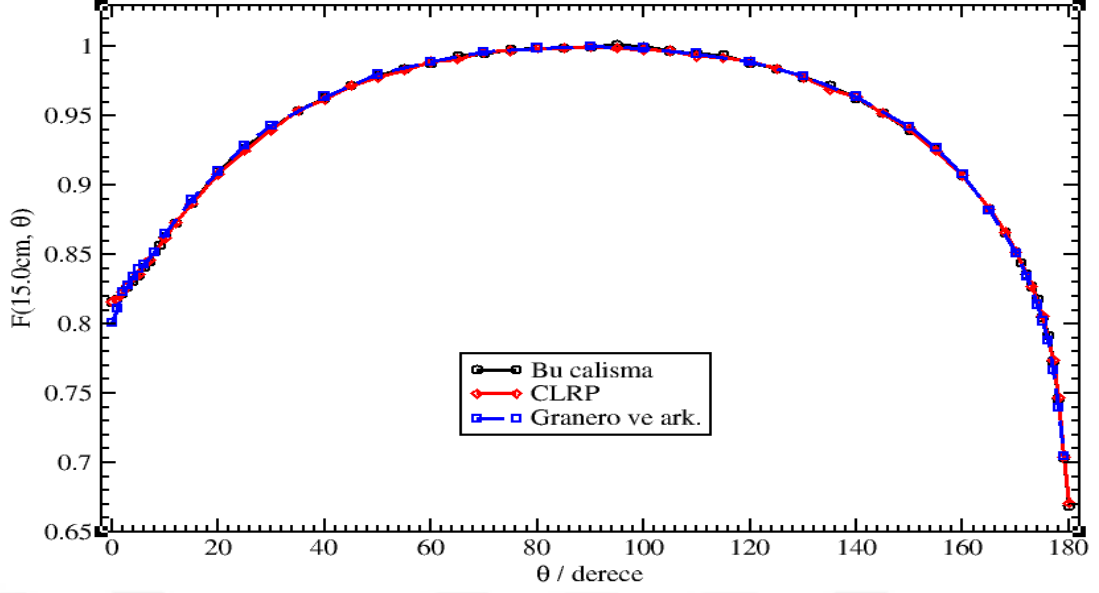
**Şekil 4.56.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.57.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.58.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.59.** BEBIG GmbH, GI192M11, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

GI192M11 kaynağı için, 0.2 – 20 cm radyal mesafe ve  $0^\circ - 180^\circ$  kutupsal açı değerlerinde hesapladığımız anizotropi fonksiyon verileri, Tablo 4.12’ de sunulmuştur. Bu çalışmada  $F(r, \theta)$  değerleri için hesaplanan istatistiksel hata değerleri, tüm radyal mesafeler için yaklaşık olarak %0.1 civarındadır. GI192M11 kaynak modeli için elde ettiğimiz  $F(r, \theta)$  değerlerinin, çeşitli radyal mesafeler için literatürde hesaplanmış değerlerle birlikte grafiksel gösterimi, Şekil 4.53–59’ da verilmektedir. Şekiller incelendiğinde, çalışmamızda elde ettiğimiz anizotropi değerlerinin, genel itibariyle hem Granero ve ark. hem de Taylor ve Rogers’ ın sonuçları ile ~%2’ lik bir uyum içinde olduğu görülmektedir. Granero ve ark. tarafından hesaplanmış olan  $F(r, \theta)$  değerleri ile bu çalışmada hesaplanmış anizotropi fonksiyonu değerleri arasındaki en büyük farklılık, kaynak uzun eksenine yakın açılar için, 1.0 cm ve 5.0 cm’ lik radyal mesafelerde görülmekte olup, yaklaşık olarak %2.5 civarındadır.

**Tablo 4.12.** GI192M11 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	-	-	0.675	0.649	0.634	0.622	0.619	0.613	0.612	0.614	0.622	0.644	0.667	0.688	0.708	0.741	0.768	0.816	0.833	0.843
1	-	-	0.675	0.649	0.634	0.622	0.619	0.614	0.616	0.618	0.626	0.648	0.672	0.693	0.714	0.746	0.773	0.818	0.836	0.846
2	-	-	0.674	0.648	0.634	0.622	0.619	0.616	0.621	0.623	0.635	0.659	0.682	0.703	0.722	0.753	0.779	0.822	0.840	0.849
3	-	-	0.674	0.649	0.635	0.627	0.625	0.626	0.630	0.635	0.646	0.670	0.693	0.713	0.731	0.761	0.786	0.827	0.843	0.851
4	-	-	0.674	0.653	0.643	0.638	0.638	0.638	0.642	0.647	0.658	0.681	0.702	0.721	0.739	0.768	0.791	0.831	0.846	0.855
5	-	-	0.679	0.661	0.654	0.650	0.650	0.651	0.655	0.660	0.670	0.692	0.713	0.731	0.748	0.776	0.798	0.835	0.850	0.858
6	-	-	0.687	0.673	0.667	0.663	0.662	0.663	0.668	0.673	0.683	0.704	0.723	0.741	0.757	0.783	0.805	0.841	0.855	0.862
7	-	-	0.697	0.684	0.678	0.676	0.676	0.677	0.681	0.686	0.696	0.716	0.735	0.752	0.767	0.791	0.812	0.845	0.860	0.866
8	-	-	0.708	0.696	0.691	0.689	0.689	0.691	0.695	0.700	0.709	0.729	0.746	0.763	0.776	0.800	0.818	0.852	0.864	0.871
9	-	-	0.720	0.709	0.705	0.703	0.703	0.705	0.709	0.714	0.723	0.741	0.757	0.773	0.786	0.807	0.826	0.857	0.868	0.875
10	-	-	0.733	0.723	0.719	0.717	0.717	0.720	0.724	0.728	0.736	0.753	0.768	0.782	0.796	0.816	0.833	0.863	0.873	0.879
12	-	0.164	0.759	0.751	0.748	0.747	0.747	0.749	0.751	0.755	0.763	0.778	0.791	0.804	0.815	0.832	0.847	0.873	0.882	0.888
15	0.162	0.844	0.799	0.791	0.788	0.786	0.786	0.787	0.788	0.792	0.798	0.811	0.821	0.833	0.841	0.855	0.867	0.887	0.896	0.900
20	0.938	0.889	0.852	0.844	0.841	0.839	0.839	0.839	0.839	0.842	0.846	0.854	0.862	0.869	0.876	0.886	0.895	0.910	0.915	0.918
25	0.952	0.919	0.890	0.883	0.880	0.878	0.878	0.877	0.878	0.879	0.882	0.888	0.893	0.898	0.903	0.910	0.917	0.927	0.931	0.933
30	0.962	0.939	0.917	0.911	0.909	0.907	0.907	0.907	0.906	0.908	0.909	0.913	0.916	0.921	0.924	0.929	0.934	0.941	0.943	0.946
35	0.971	0.954	0.937	0.933	0.931	0.929	0.929	0.929	0.929	0.930	0.931	0.933	0.936	0.939	0.941	0.944	0.948	0.954	0.955	0.957
40	0.977	0.964	0.952	0.949	0.947	0.946	0.946	0.946	0.946	0.946	0.947	0.949	0.951	0.953	0.955	0.957	0.959	0.963	0.964	0.966
45	0.982	0.973	0.963	0.961	0.960	0.960	0.960	0.959	0.959	0.960	0.960	0.961	0.962	0.964	0.966	0.967	0.969	0.972	0.972	0.973
50	0.987	0.979	0.973	0.971	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.971	0.972	0.973	0.974	0.974	0.976	0.979	0.978	0.979
55	0.990	0.985	0.980	0.979	0.978	0.979	0.978	0.978	0.978	0.978	0.978	0.979	0.980	0.981	0.982	0.982	0.984	0.984	0.984	0.985
60	0.993	0.990	0.986	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.986	0.986	0.985	0.985	0.988	0.987	0.988	0.988	0.987	0.990
65	0.995	0.993	0.990	0.990	0.989	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.992	0.992	0.992	0.993	0.992	0.994
70	0.997	0.995	0.994	0.993	0.993	0.994	0.993	0.994	0.993	0.994	0.994	0.994	0.993	0.993	0.996	0.995	0.996	0.995	0.995	0.996
75	0.998	0.997	0.997	0.996	0.996	0.997	0.997	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.996	0.996	0.998	0.997	0.998	0.998	0.998	0.998
80	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.998	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999
85	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	1.001	1.000	1.001	0.999	0.999	1.000
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	0.999	1.000	1.001	1.000	1.000

**Tablo 4.12.** GI192M11 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devam).

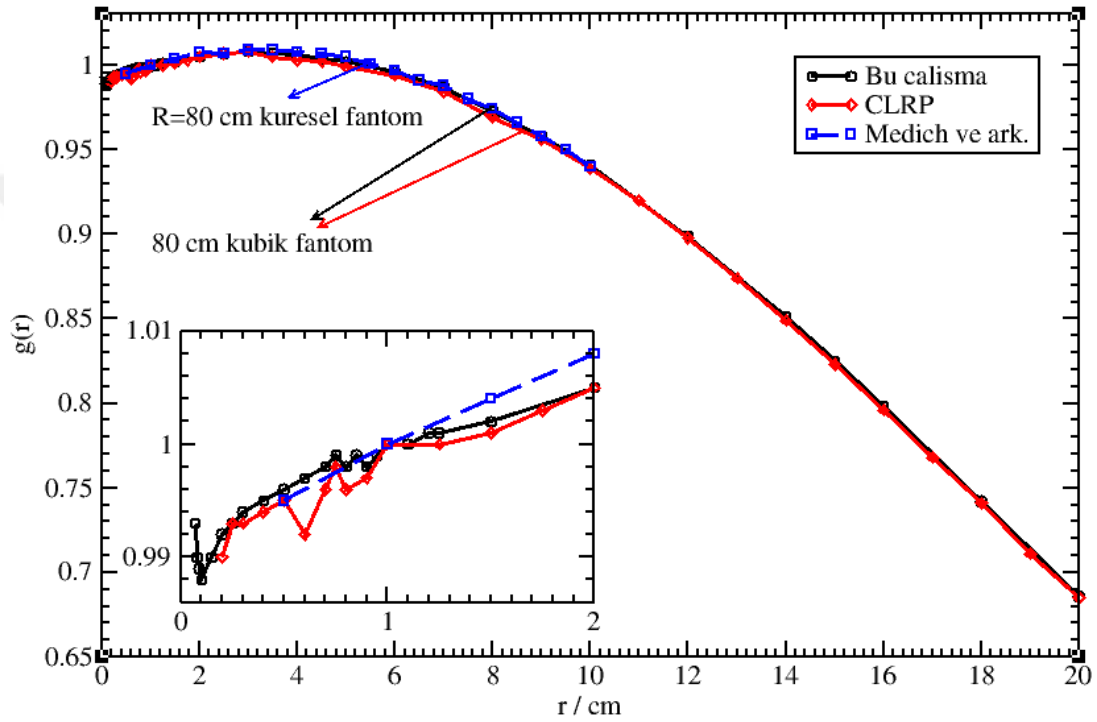
$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
100	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.999	0.998	0.999	0.999	0.998	0.999	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000	0.999	0.999
105	0.998	0.997	0.997	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.996	0.997	0.998	0.997	0.998	0.997	0.997	0.998
110	0.997	0.995	0.994	0.993	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.993	0.995	0.995	0.995	0.996	0.995	0.995	0.996
115	0.995	0.993	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.991	0.990	0.990	0.990	0.991	0.992	0.992	0.992	0.994	0.993	0.994
120	0.993	0.989	0.986	0.985	0.985	0.986	0.985	0.985	0.985	0.985	0.986	0.986	0.986	0.987	0.988	0.988	0.989	0.988	0.988	0.989
125	0.990	0.985	0.980	0.979	0.979	0.980	0.979	0.979	0.978	0.978	0.978	0.979	0.980	0.980	0.982	0.982	0.984	0.984	0.983	0.985
130	0.987	0.979	0.973	0.972	0.971	0.971	0.971	0.970	0.970	0.971	0.971	0.971	0.972	0.973	0.975	0.976	0.977	0.978	0.978	0.979
135	0.982	0.973	0.964	0.962	0.961	0.960	0.960	0.960	0.960	0.960	0.961	0.961	0.962	0.964	0.966	0.968	0.970	0.972	0.972	0.973
140	0.977	0.965	0.953	0.950	0.948	0.947	0.947	0.948	0.947	0.948	0.948	0.950	0.951	0.954	0.955	0.957	0.960	0.963	0.964	0.965
145	0.971	0.954	0.937	0.934	0.932	0.931	0.930	0.930	0.930	0.931	0.931	0.934	0.936	0.939	0.942	0.945	0.949	0.952	0.954	0.956
150	0.963	0.940	0.918	0.913	0.911	0.909	0.909	0.908	0.908	0.909	0.910	0.913	0.916	0.919	0.925	0.929	0.934	0.940	0.943	0.944
155	0.952	0.920	0.891	0.885	0.882	0.880	0.880	0.880	0.879	0.881	0.883	0.888	0.893	0.898	0.903	0.910	0.917	0.926	0.929	0.932
160	0.938	0.891	0.855	0.847	0.843	0.841	0.841	0.840	0.840	0.842	0.846	0.853	0.860	0.867	0.874	0.884	0.893	0.907	0.912	0.916
165	0.163	0.846	0.802	0.793	0.789	0.786	0.785	0.785	0.786	0.789	0.794	0.805	0.815	0.826	0.835	0.849	0.862	0.883	0.891	0.896
168	-	0.165	0.760	0.749	0.744	0.741	0.741	0.741	0.742	0.746	0.753	0.767	0.780	0.793	0.805	0.823	0.839	0.866	0.876	0.882
170	-	-	0.725	0.713	0.708	0.705	0.704	0.704	0.706	0.711	0.719	0.737	0.752	0.767	0.781	0.803	0.821	0.852	0.863	0.871
171	-	-	0.706	0.693	0.687	0.684	0.683	0.684	0.686	0.690	0.700	0.719	0.736	0.752	0.766	0.791	0.810	0.844	0.858	0.865
172	-	-	0.396	0.670	0.664	0.661	0.660	0.661	0.662	0.668	0.678	0.699	0.718	0.735	0.751	0.777	0.798	0.836	0.850	0.858
173	-	-	-	0.645	0.638	0.635	0.635	0.636	0.639	0.643	0.655	0.678	0.699	0.718	0.735	0.763	0.788	0.827	0.842	0.851
174	-	-	-	0.145	0.609	0.605	0.605	0.606	0.606	0.615	0.628	0.653	0.676	0.697	0.715	0.747	0.773	0.818	0.834	0.843
175	-	-	-	-	0.138	0.569	0.569	0.571	0.573	0.579	0.595	0.624	0.650	0.672	0.693	0.730	0.757	0.805	0.824	0.835
176	-	-	-	-	-	0.128	0.313	0.527	0.416	0.539	0.554	0.588	0.616	0.643	0.666	0.706	0.738	0.792	0.813	0.825
177	-	-	-	-	-	-	-	0.116	0.172	0.303	0.500	0.538	0.572	0.602	0.629	0.676	0.712	0.773	0.798	0.809
178	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.025	0.195	0.463	0.503	0.540	0.572	0.631	0.674	0.746	0.776	0.791
179	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.022	0.177	0.338	0.475	0.555	0.611	0.704	0.740	0.760
180	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.494	0.558	0.669	0.713	0.734



#### 4.1.7. Source Production and Equipment Co., Inc., M19 HDR Kaynağı



Şekil 4.60. M19, HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



Şekil 4.61. M19 HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

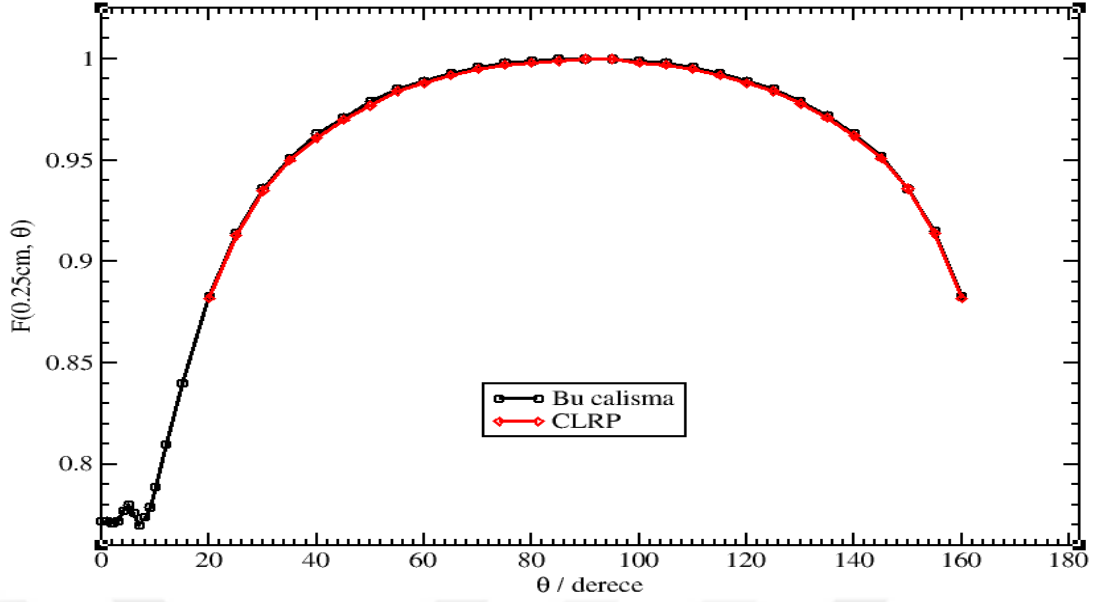
M19 kaynağı için, hem nokta hem de çizgi kaynak yaklaşımlı geometri fonksiyonu kullanılarak hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri ve karşılık gelen istatistik hata değerleri Tablo 4.13’ de mevcuttur. Bu çalışmada elde edilen  $g(r)$  değerlerine ait istatistik hata değerleri ~%0.1’ dir. M19 kaynağı için bu çalışmada hesaplanmış olan  $g(r)$  değerleri, Medich ve ark.’ na [75] ait MC verisi ve Taylor ve Rogers’ın [24]  $g(r)$  sonuçlarıyla birlikte Şekil 4.61’ de radyal mesafeye karşı çizilmiştir. Şekilde,  $0 < r \leq 1$  cm radyal mesafe aralığında, bu çalışmada hesaplanan  $g(r)$  değerleriyle Medich ve ark.’ nın  $g(r)$  değerlerinin iyi bir uyum içinde olduğu ancak, Taylor ve Rogers’ ın simülasyon sonuçlarında ise dalgalanmaların olduğu

görülmektedir. Bu mesafe aralığının dışında kaynaktan uzak tüm radyal mesafelerde, bu çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar ve diğer simülasyon sonuçları arasında  $\sim 0.6\%$  dan küçük farklılıkların mevcut olduğu söylenebilir.

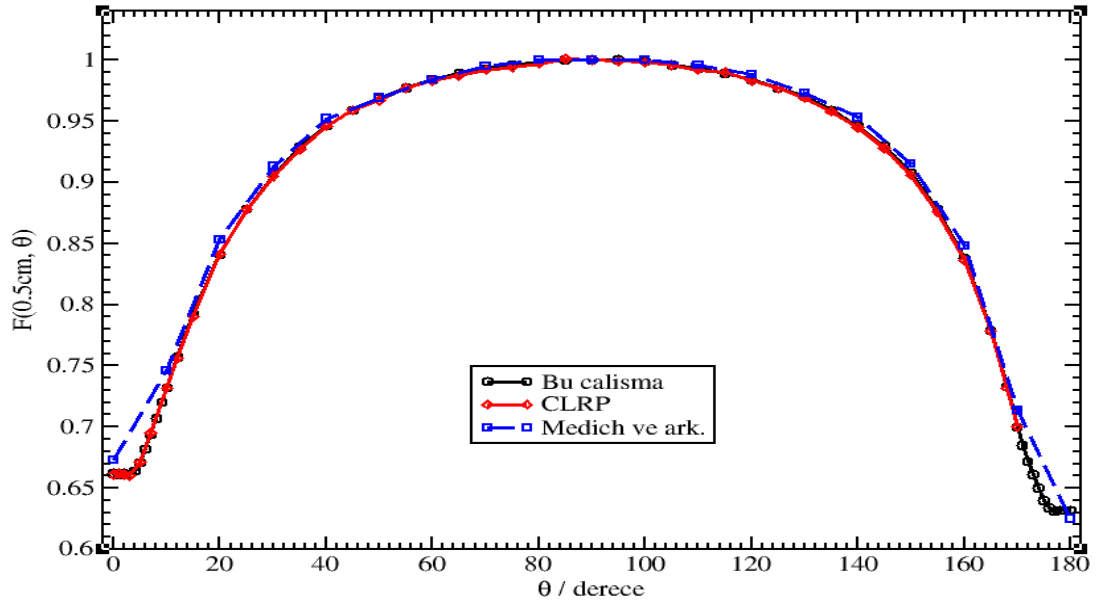


**Tablo 4.13.** M19 kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_P(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

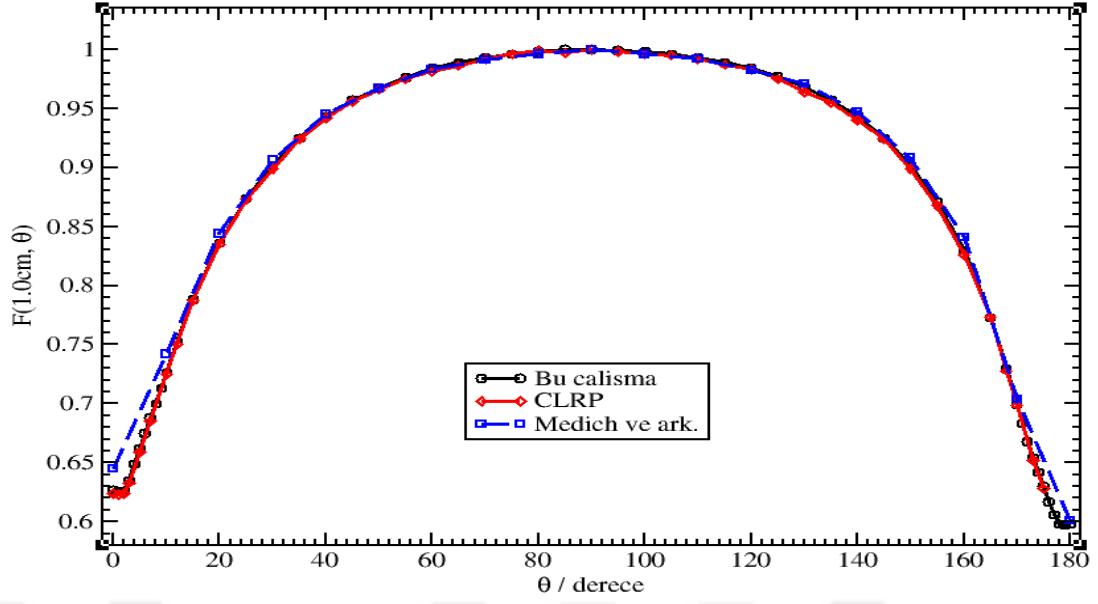
$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_P(r)$	<i>Hata(%)</i>
0.07	0.993	0.478	0.001
0.08	0.990	0.522	0.001
0.09	0.989	0.563	0.001
0.10	0.988	0.600	0.001
0.15	0.990	0.739	0.001
0.20	0.992	0.823	0.001
0.25	0.993	0.875	0.001
0.30	0.994	0.909	0.001
0.40	0.995	0.948	0.001
0.50	0.996	0.968	0.001
0.60	0.997	0.980	0.001
0.70	0.998	0.988	0.001
0.75	0.999	0.991	0.001
0.80	0.998	0.993	0.001
0.85	0.999	0.995	0.001
0.90	0.998	0.996	0.001
0.95	0.999	0.998	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.000	1.002	0.001
1.20	1.001	1.004	0.001
1.25	1.001	1.005	0.001
1.50	1.002	1.008	0.001
2.00	1.005	1.012	0.001
2.50	1.007	1.015	0.001
3.00	1.008	1.017	0.001
3.50	1.007	1.017	0.001
4.00	1.006	1.016	0.001
4.50	1.004	1.014	0.001
5.00	1.002	1.012	0.001
6.00	0.996	1.006	0.001
7.00	0.987	0.996	0.001
8.00	0.973	0.983	0.001
9.00	0.958	0.968	0.001
10.00	0.941	0.950	0.001
12.00	0.899	0.908	0.001
14.00	0.851	0.860	0.001
15.00	0.825	0.834	0.001
16.00	0.798	0.807	0.001
18.00	0.742	0.750	0.001
20.00	0.686	0.693	0.001



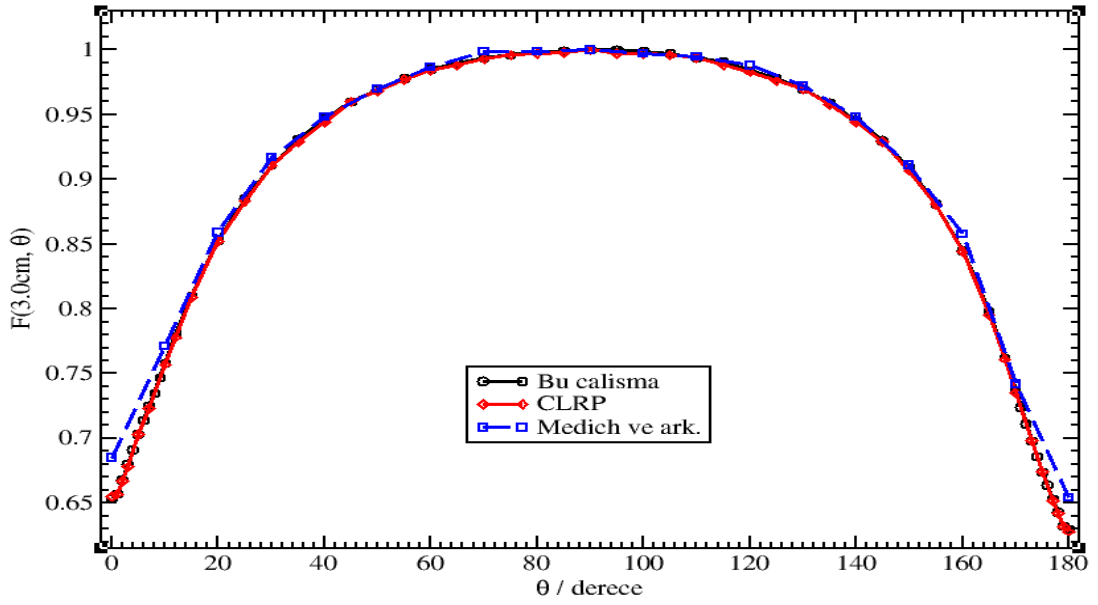
**Şekil 4.62.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



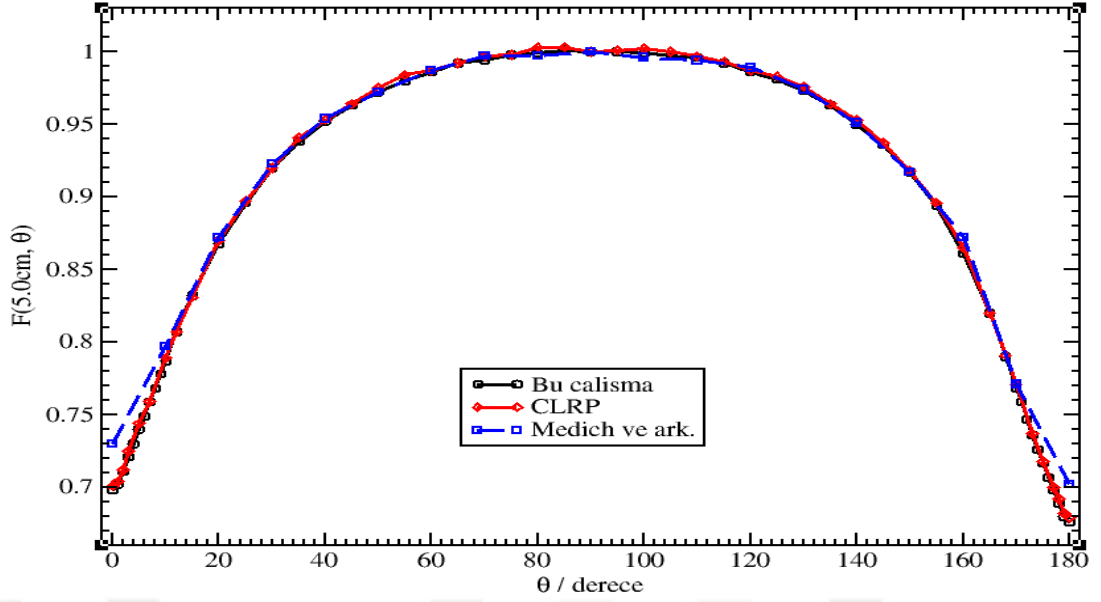
**Şekil 4.63.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



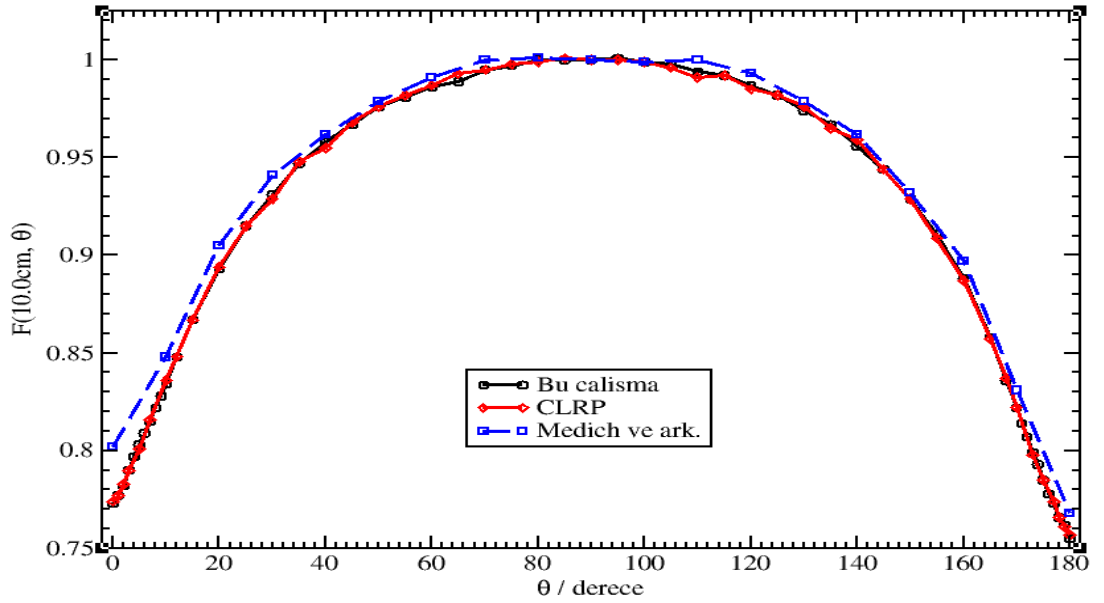
**Şekil 4.64.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



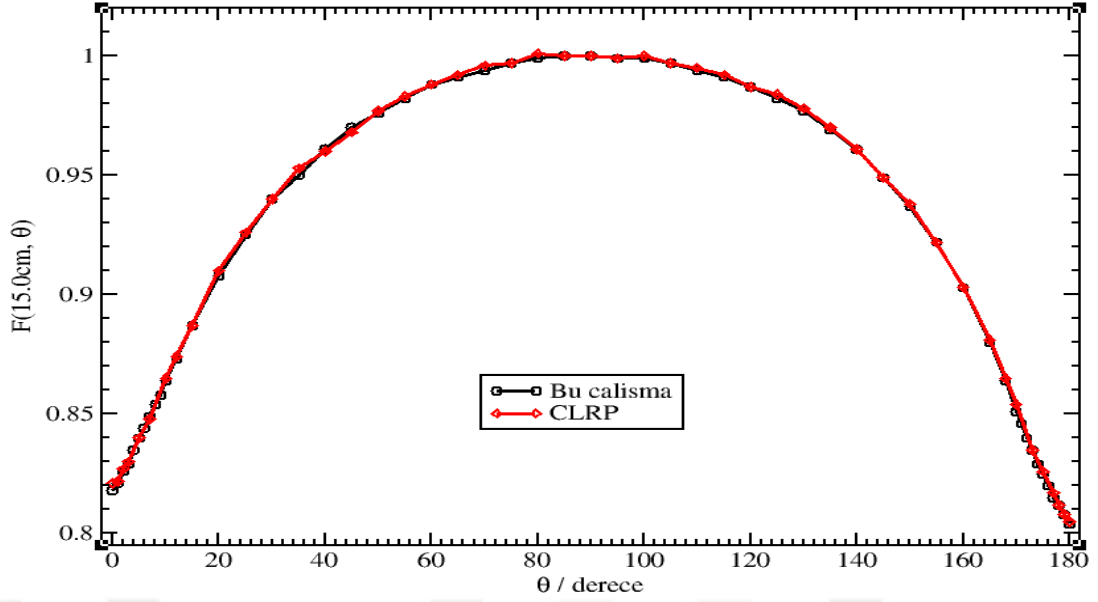
**Şekil 4.65.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.66.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.67.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.68.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

Bu çalışmada, M19 HDR kaynağı için hesaplanmış olan anizotropi fonksiyon sonuçları, Tablo 4.14' de mevcuttur. Bu tablodaki  $F(r, \theta)$  değerlerinin istatistiksel hata değerleri,  $\sim\%0.1$  civarındadır. Temsili radyal mesafelerde, M19 HDR kaynağı için elde ettiğimiz  $F(r, \theta)$  değerleri, Medich ve ark. ve Taylor ve Rogers' ın  $F(r, \theta)$  değerleri ile birlikte karşılaştırmalı olarak, Şekil 4.62-68' de verilmiştir. Simülasyon çalışmamızda hesapladığımız anizotropi fonksiyonu değerlerini, Medich ve ark.' nın çalışmasından türetilen veriye göre karşılaştırdığımızda,  $F(r, \theta)$  değerlerinin genel olarak tüm radyal mesafe ve  $0^\circ \leq \theta \leq 170^\circ$  açı aralığında, yaklaşık olarak %1 uyum içinde olduğu görülmektedir.  $\theta < 10^\circ$  ve  $\theta > 170^\circ$  ' lik açı değerleri ve bazı radyal mesafeler için, mevcut çalışma ve Medich ve ark.' nın çalışmalarında gözlemlenen farklar  $\sim\%3$  ile  $\sim\%5$  arasındadır. Ayrıyeten, burada elde ettiğimiz sonuçları, Taylor ve Rogers' ın sonuçları ile karşılaştırdığımızda, tüm radyal mesafe ve açı değerleri için, iki çalışmada elde edilen sonuçların benzer anizotropi değerlerine sahip oldukları görülmektedir.

**Tablo 4.14.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	-	0.772	0.687	0.662	0.647	0.634	0.632	0.627	0.624	0.625	0.633	0.654	0.677	0.698	0.715	0.746	0.773	0.818	0.837	0.845
1	-	0.772	0.687	0.661	0.646	0.633	0.631	0.625	0.628	0.629	0.637	0.657	0.681	0.702	0.719	0.752	0.777	0.821	0.839	0.847
2	-	0.771	0.687	0.662	0.646	0.633	0.631	0.626	0.632	0.634	0.645	0.668	0.691	0.711	0.728	0.759	0.782	0.826	0.843	0.851
3	-	0.772	0.687	0.661	0.647	0.637	0.636	0.635	0.641	0.646	0.657	0.680	0.701	0.721	0.738	0.768	0.790	0.829	0.846	0.855
4	-	0.777	0.686	0.664	0.653	0.647	0.647	0.649	0.654	0.658	0.669	0.691	0.712	0.730	0.746	0.774	0.797	0.835	0.850	0.859
5	-	0.780	0.689	0.671	0.664	0.660	0.660	0.662	0.666	0.671	0.682	0.703	0.722	0.740	0.755	0.782	0.803	0.840	0.854	0.862
6	-	0.776	0.696	0.682	0.676	0.673	0.674	0.675	0.679	0.684	0.694	0.714	0.733	0.749	0.764	0.788	0.809	0.844	0.857	0.865
7	-	0.770	0.706	0.694	0.690	0.687	0.687	0.688	0.692	0.696	0.706	0.725	0.743	0.759	0.772	0.796	0.815	0.849	0.862	0.869
8	-	0.774	0.718	0.707	0.702	0.699	0.700	0.700	0.705	0.709	0.718	0.735	0.752	0.768	0.781	0.804	0.822	0.854	0.867	0.873
9	-	0.779	0.730	0.720	0.715	0.712	0.712	0.713	0.717	0.721	0.730	0.747	0.763	0.778	0.790	0.811	0.828	0.858	0.870	0.876
10	-	0.789	0.743	0.732	0.728	0.724	0.725	0.726	0.730	0.734	0.742	0.758	0.774	0.787	0.798	0.818	0.834	0.864	0.874	0.881
12	-	0.810	0.766	0.757	0.753	0.751	0.751	0.752	0.755	0.758	0.766	0.781	0.794	0.807	0.816	0.834	0.848	0.873	0.884	0.887
15	-	0.840	0.800	0.792	0.788	0.786	0.786	0.788	0.789	0.793	0.798	0.810	0.822	0.832	0.840	0.855	0.867	0.887	0.896	0.899
20	0.787	0.883	0.847	0.841	0.838	0.836	0.836	0.836	0.838	0.840	0.845	0.853	0.861	0.868	0.874	0.885	0.893	0.908	0.915	0.917
25	0.951	0.914	0.884	0.878	0.876	0.873	0.874	0.874	0.875	0.876	0.879	0.885	0.890	0.896	0.901	0.909	0.915	0.925	0.929	0.932
30	0.962	0.936	0.911	0.906	0.905	0.902	0.903	0.902	0.904	0.904	0.906	0.911	0.917	0.920	0.922	0.927	0.931	0.940	0.944	0.944
35	0.970	0.951	0.932	0.929	0.926	0.925	0.925	0.925	0.926	0.926	0.928	0.931	0.934	0.938	0.939	0.944	0.947	0.950	0.953	0.953
40	0.976	0.963	0.948	0.946	0.944	0.942	0.943	0.943	0.943	0.944	0.945	0.947	0.950	0.952	0.952	0.956	0.958	0.961	0.963	0.964
45	0.982	0.971	0.961	0.959	0.957	0.956	0.957	0.957	0.957	0.957	0.958	0.960	0.962	0.963	0.963	0.966	0.967	0.970	0.971	0.972
50	0.986	0.979	0.971	0.969	0.968	0.967	0.968	0.967	0.968	0.968	0.969	0.969	0.971	0.972	0.973	0.975	0.976	0.976	0.979	0.979
55	0.990	0.985	0.978	0.977	0.976	0.975	0.976	0.976	0.977	0.977	0.977	0.978	0.979	0.980	0.980	0.980	0.981	0.982	0.984	0.983
60	0.993	0.989	0.985	0.984	0.984	0.983	0.984	0.984	0.984	0.984	0.985	0.985	0.985	0.986	0.985	0.986	0.986	0.988	0.988	0.988
65	0.995	0.993	0.989	0.989	0.989	0.988	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.990	0.991	0.992	0.990	0.990	0.989	0.991	0.992	0.991
70	0.997	0.996	0.993	0.993	0.993	0.992	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.994	0.995	0.994	0.994	0.994	0.995	0.994	0.995	0.994
75	0.998	0.998	0.996	0.996	0.996	0.995	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.996	0.997	0.998	0.997	0.997	0.997	0.997	0.998	0.996
80	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	1.000	0.999	0.999	0.998
85	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.001	1.001	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	1.000	1.000	1.000	1.001	0.999	0.999	0.999



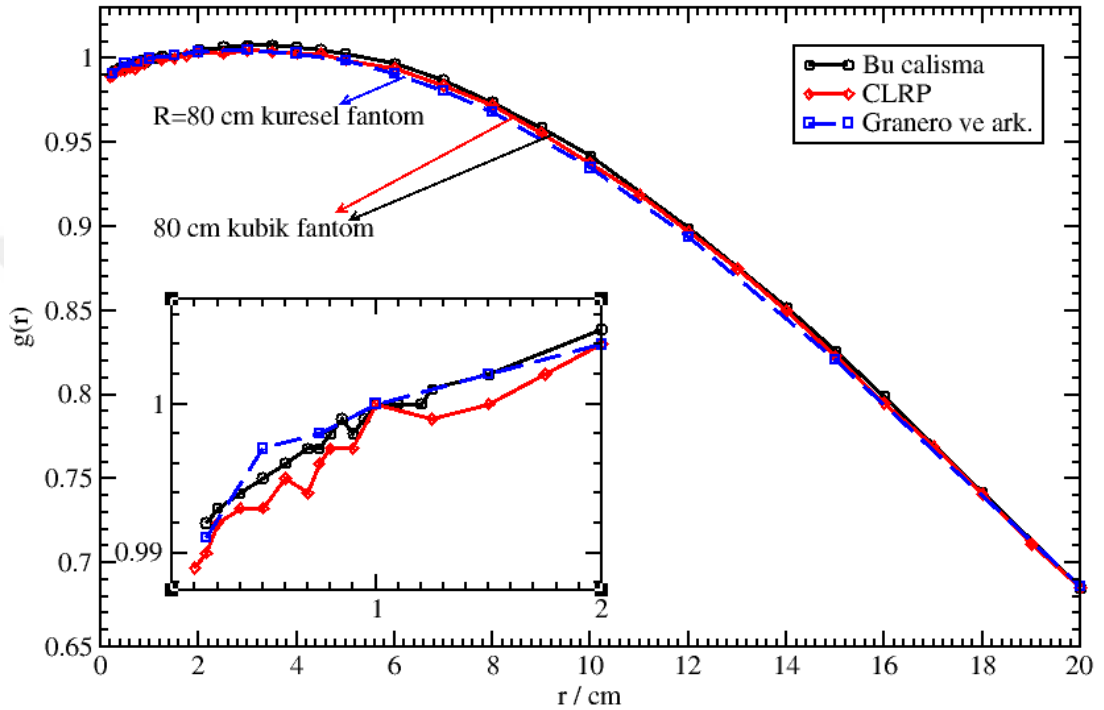
**Tablo 4.14.** M19 HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devam).

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
100	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	1.000	0.999	0.999	0.999	0.997
105	0.998	0.998	0.997	0.996	0.995	0.995	0.996	0.996	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.998	0.997	0.998	0.997	0.997	0.996
110	0.997	0.996	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.995	0.996	0.995	0.995	0.994	0.994	0.995	0.994
115	0.995	0.993	0.989	0.989	0.989	0.988	0.989	0.989	0.990	0.990	0.990	0.991	0.992	0.992	0.991	0.992	0.992	0.991	0.991	0.992
120	0.993	0.989	0.985	0.984	0.984	0.983	0.983	0.984	0.984	0.985	0.985	0.984	0.985	0.986	0.986	0.987	0.987	0.987	0.988	0.987
125	0.990	0.985	0.979	0.977	0.977	0.976	0.977	0.977	0.977	0.978	0.978	0.978	0.980	0.981	0.981	0.982	0.982	0.982	0.983	0.983
130	0.986	0.979	0.971	0.970	0.969	0.967	0.968	0.968	0.969	0.969	0.969	0.970	0.972	0.973	0.972	0.974	0.974	0.977	0.977	0.977
135	0.982	0.972	0.961	0.959	0.958	0.957	0.957	0.957	0.957	0.957	0.958	0.959	0.961	0.963	0.963	0.966	0.967	0.969	0.971	0.970
140	0.977	0.963	0.949	0.946	0.945	0.943	0.944	0.944	0.943	0.943	0.944	0.946	0.949	0.950	0.951	0.954	0.956	0.961	0.963	0.963
145	0.970	0.952	0.933	0.930	0.927	0.925	0.925	0.925	0.925	0.926	0.927	0.930	0.934	0.936	0.937	0.941	0.944	0.949	0.952	0.952
150	0.962	0.936	0.912	0.908	0.905	0.902	0.903	0.902	0.902	0.903	0.905	0.909	0.913	0.917	0.919	0.925	0.929	0.937	0.940	0.941
155	0.951	0.915	0.884	0.878	0.875	0.871	0.871	0.871	0.871	0.873	0.876	0.881	0.888	0.894	0.897	0.905	0.911	0.922	0.925	0.928
160	0.787	0.883	0.845	0.838	0.833	0.830	0.830	0.830	0.830	0.833	0.837	0.845	0.854	0.861	0.867	0.878	0.888	0.903	0.909	0.913
165	-	0.399	0.789	0.779	0.774	0.771	0.772	0.773	0.775	0.778	0.785	0.798	0.810	0.820	0.829	0.845	0.858	0.880	0.888	0.893
168	-	-	0.743	0.733	0.729	0.728	0.728	0.730	0.733	0.738	0.746	0.762	0.777	0.790	0.801	0.821	0.836	0.864	0.874	0.880
170	-	-	0.709	0.700	0.696	0.696	0.697	0.699	0.704	0.708	0.718	0.737	0.753	0.768	0.781	0.804	0.822	0.851	0.865	0.870
171	-	-	0.696	0.685	0.681	0.680	0.681	0.683	0.689	0.693	0.704	0.724	0.742	0.759	0.771	0.796	0.814	0.846	0.859	0.866
172	-	-	0.685	0.672	0.667	0.665	0.666	0.668	0.674	0.679	0.690	0.711	0.730	0.747	0.761	0.787	0.807	0.840	0.854	0.861
173	-	-	0.675	0.661	0.655	0.652	0.652	0.654	0.660	0.665	0.676	0.698	0.718	0.736	0.752	0.778	0.799	0.835	0.851	0.858
174	-	-	0.666	0.650	0.643	0.640	0.640	0.642	0.647	0.652	0.663	0.686	0.707	0.726	0.742	0.770	0.793	0.829	0.845	0.854
175	-	-	0.661	0.640	0.632	0.628	0.628	0.630	0.635	0.640	0.651	0.674	0.697	0.717	0.733	0.762	0.785	0.825	0.842	0.850
176	-	-	0.659	0.634	0.622	0.617	0.616	0.617	0.623	0.628	0.640	0.664	0.686	0.707	0.725	0.755	0.778	0.820	0.837	0.845
177	-	-	0.659	0.631	0.617	0.606	0.606	0.606	0.612	0.617	0.629	0.653	0.677	0.698	0.716	0.748	0.773	0.815	0.833	0.842
178	-	-	0.660	0.632	0.617	0.604	0.602	0.598	0.603	0.606	0.617	0.643	0.668	0.689	0.708	0.741	0.766	0.812	0.831	0.839
179	-	-	0.660	0.632	0.617	0.604	0.602	0.597	0.599	0.601	0.610	0.632	0.658	0.680	0.700	0.734	0.762	0.808	0.827	0.835
180	-	-	0.660	0.632	0.617	0.604	0.602	0.598	0.596	0.598	0.606	0.630	0.654	0.676	0.694	0.727	0.755	0.804	0.824	0.834

#### 4.1.8. Isodose Control, Flexisource HDR Kaynağı



Şekil 4.69. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modelinin EGS-mg veri tabanında bulunan 3-boyutlu tasarımının dik kesit görüntüsü.



Şekil 4.70. Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için 0.2 – 20 cm aralığında hesaplanan  $g(r)$  değerleri ve literatürdeki aynı kaynak modeli için elde edilmiş  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırılması.

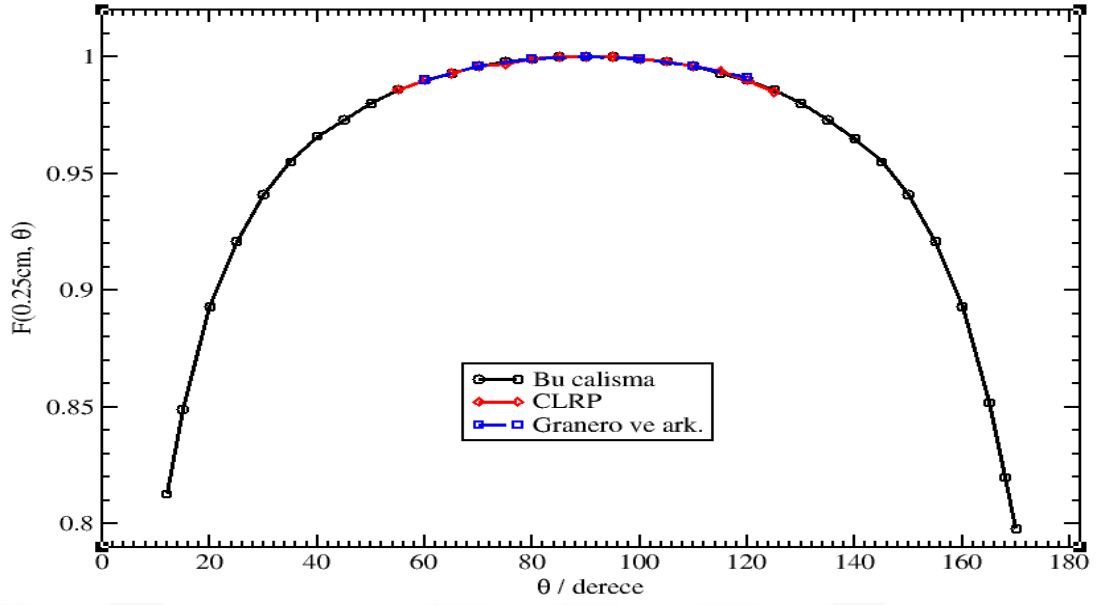
Tablo 4.15, radyal mesafenin bir fonksiyonu olarak Flexisource kaynağı için elde edilen radyal doz fonksiyonlarını ve tüm radyal mesafelerde  $\sim\%0.1$  içinde hesaplanmış olan istatistik hata değerlerini göstermektedir. Şekil 4.70, tam saçılma koşullarını sağlayan kübik bir fantom kullanarak hesapladığımız  $g(r)$  değerlerinin, Granero ve ark.'nın [23] ve Taylor ve Rogers'ın [24] hesaplamış oldukları  $g(r)$  değerleriyle karşılaştırmasını göstermektedir. Taylor ve Rogers'ın elde ettikleri değerlerin,  $r < 2$  cm'lik radyal mesafelerde dalgalı sonuçlar gösterdiği, Granero ve ark.'nın  $g(r)$  değerleri ile bu çalışmada hesaplanan  $g(r)$  değerlerinin, kaynağa yakın radyal mesafelerde uyum içinde olduğu Şekil 4.70' de görülmektedir. Elde ettiğimiz  $g(r)$  değerlerinin, Granero ve ark. tarafından hesaplanan değerlerden farkı,  $2 \leq r \leq 20$

cm aralığı için %0.8' den daha az olduğu hesaplanmıştır. Ayrıca, Taylor ve Rogers' ın sonuçları ile bu çalışmadaki sonuçlarında kaynaktan uzak radyal mesafelerde uyum içinde olduğu görülmüştür.

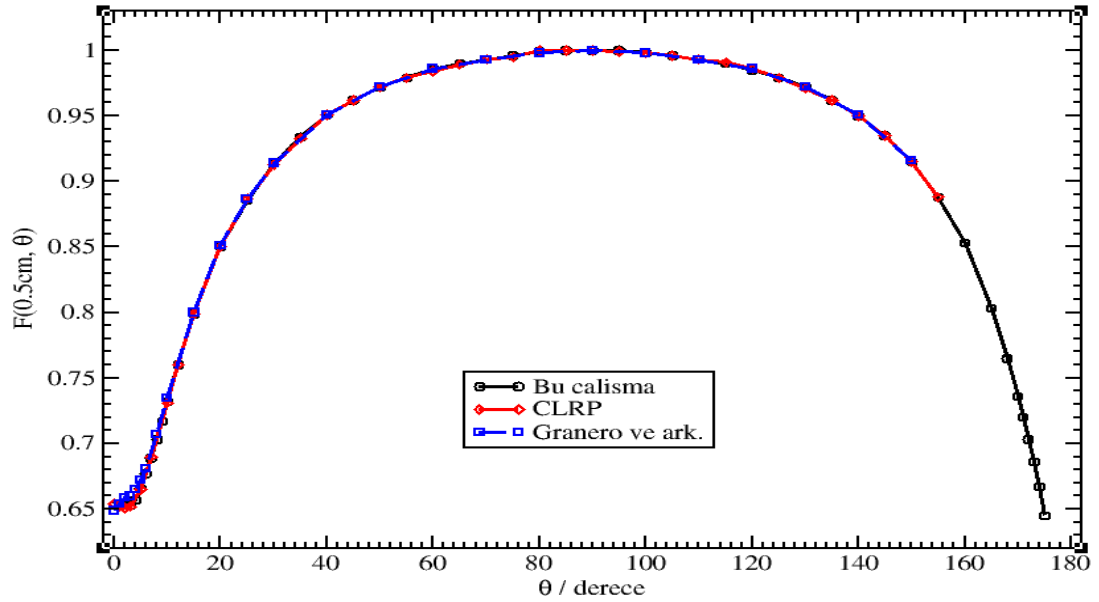


**Tablo 4.15.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan radyal doz fonksiyonu  $g(r)$  değerleri. Burada,  $g_L(r)$  çizgi kaynak yaklaşımına göre ve  $g_P(r)$  nokta kaynak yaklaşımına göre elde edilen radyal doz değerlerini göstermektedir.

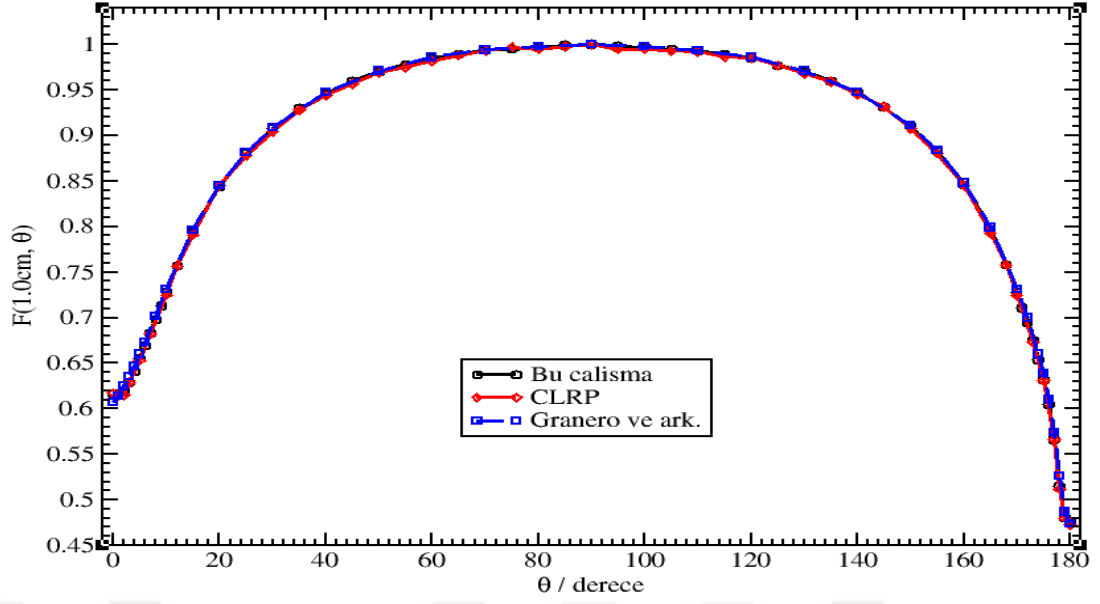
$r(cm)$	$g_L(r)$	$g_P(r)$	<i>Hata</i> (%)
0.25	0.992	0.874	0.001
0.30	0.993	0.908	0.001
0.40	0.994	0.947	0.001
0.50	0.995	0.967	0.001
0.60	0.996	0.979	0.001
0.70	0.997	0.987	0.001
0.75	0.997	0.990	0.001
0.80	0.998	0.992	0.001
0.85	0.999	0.995	0.001
0.90	0.998	0.996	0.001
0.95	0.999	0.998	0.001
1.00	1.000	1.000	0.001
1.10	1.000	1.001	0.001
1.20	1.000	1.003	0.001
1.25	1.001	1.004	0.001
1.50	1.002	1.008	0.001
2.00	1.005	1.012	0.001
2.50	1.007	1.015	0.001
3.00	1.008	1.017	0.001
3.50	1.008	1.017	0.001
4.00	1.007	1.016	0.001
4.50	1.005	1.015	0.001
5.00	1.003	1.012	0.001
6.00	0.997	1.007	0.001
7.00	0.987	0.997	0.001
8.00	0.974	0.984	0.001
9.00	0.959	0.969	0.001
10.00	0.942	0.952	0.001
12.00	0.899	0.908	0.001
14.00	0.852	0.860	0.001
15.00	0.826	0.834	0.001
16.00	0.799	0.807	0.001
18.00	0.742	0.749	0.001
20.00	0.685	0.692	0.001



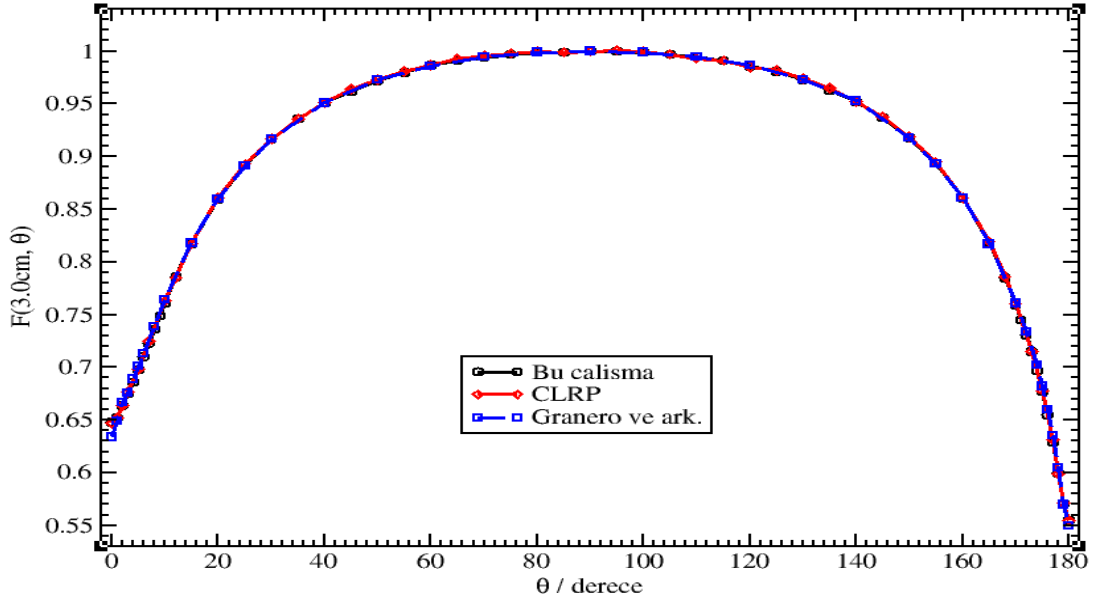
**Şekil 4.71.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.25 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



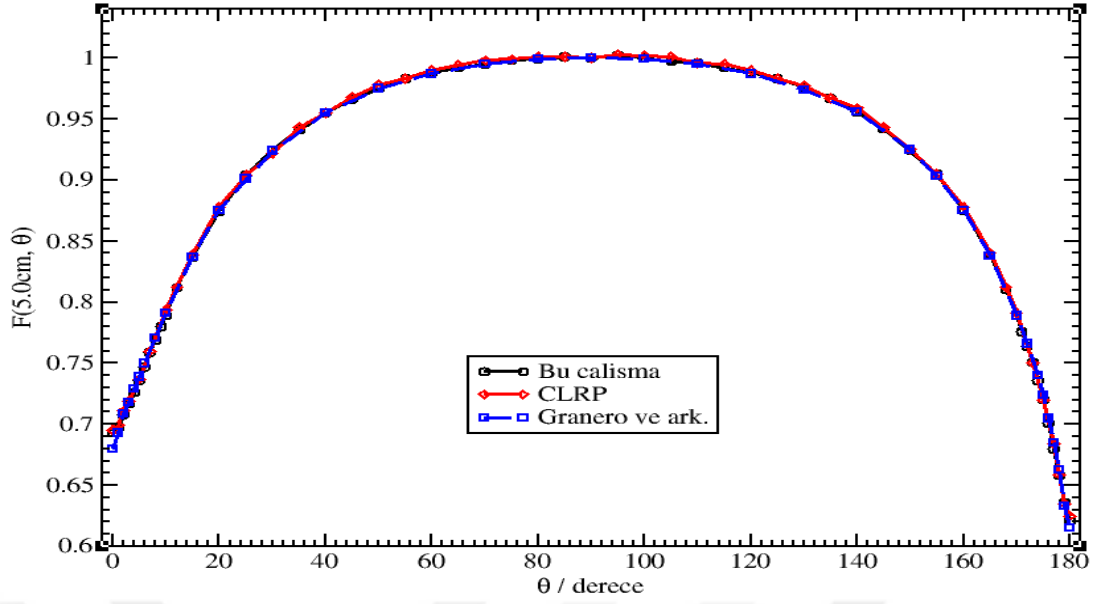
**Şekil 4.72.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 0.5 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



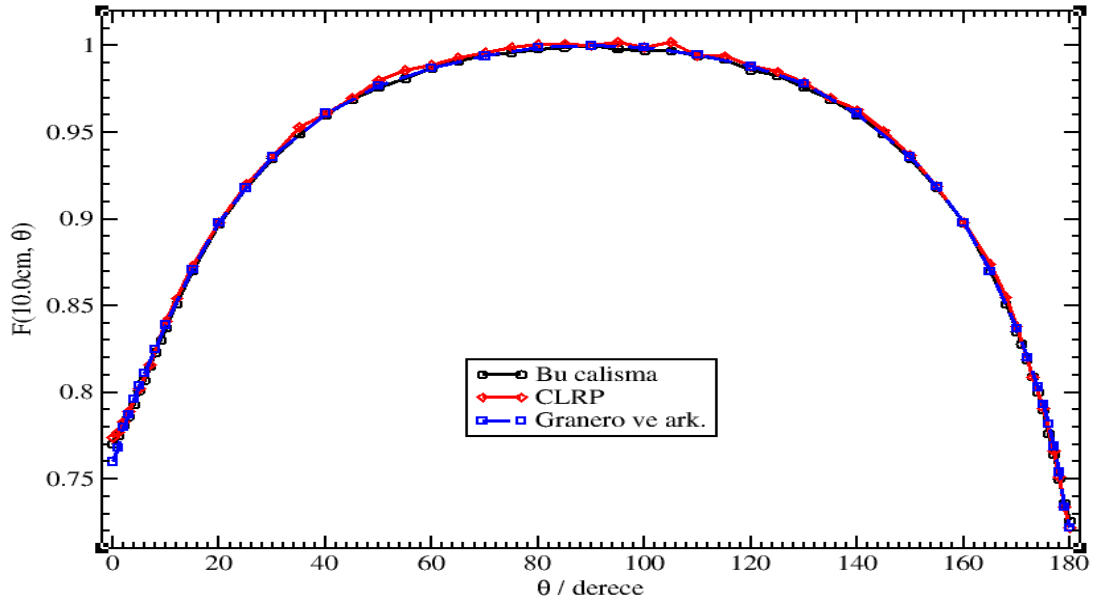
**Şekil 4.73.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 1.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



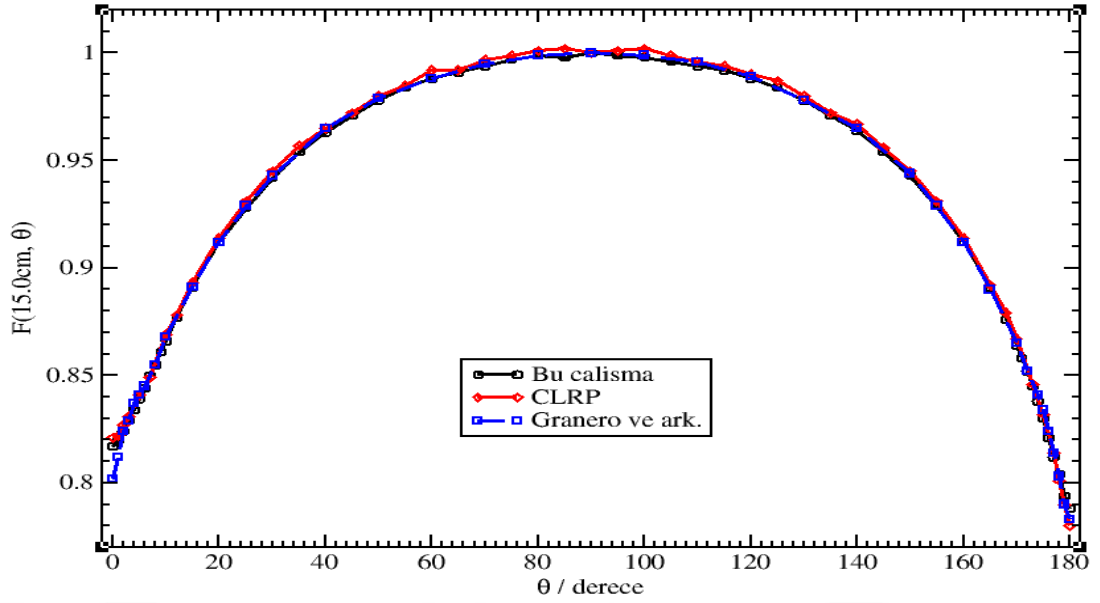
**Şekil 4.74.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 3.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.75.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 5.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.76.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 10.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.77.** Isodose Control, Flexisource, HDR kaynak modeli için bu çalışmada kaynak merkezinden 15.0 cm mesafede hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri ve literatürde önceki çalışmalarla aynı mesafede hesaplanmış  $F(r, \theta)$  değerlerinin karşılaştırılması.

Farklı açı değerleri için elde edilen MC doz hız değerleri ile geometri faktörünün çizgi kaynak yaklaşımını kullanarak hesapladığımız 2-boyutlu anizotropi fonksiyonu değerleri, Tablo 4.16' da verilmiştir. Tablodaki  $F(r, \theta)$  değerleri için istatistik hata değerleri, tüm radyal mesafe ve açılarda  $\sim\%0.1$  olarak hesaplanmıştır. Flexisource kaynağının merkezinden seçilen çeşitli radyal mesafeler için, bu çalışmada hesaplanan  $F(r, \theta)$  değerleri, literatürde karşılık gelen diğer MC sonuçları ile birlikte kutup açısı  $\theta$ ' ya karşı Şekil 71 - 77' de çizilmiştir. Şekiller incelendiğinde, bu çalışmada hesaplanan sonuçların, Granero ve ark. tarafından hesaplanan değerlerle, genel olarak iyi bir uyum içinde olduğu ve kaynak uzun eksenine yakın bazı açılarda gözlemlenen en büyük farklılığın,  $\sim\%2$  olarak bulunduğu gözlenmektedir. Ayrıca, Taylor ve Rogers' ın hesaplamış oldukları  $F(r, \theta)$  sonuçları ile bu çalışmada elde edilen  $F(r, \theta)$  değerlerini karşılaştırdığımızda, sonuçların birbiriyle uyum içinde olduğu görülmektedir.



**Tablo 4.16.** Isodose Control, Flexisource HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri.

$\theta(deg)$	$r (cm)$																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
0	-	0.768	0.678	0.653	0.638	0.626	0.623	0.617	0.616	0.618	0.626	0.648	0.671	0.693	0.712	0.744	0.770	0.817	0.838	0.848
1	-	0.766	0.678	0.653	0.638	0.626	0.623	0.617	0.621	0.623	0.631	0.652	0.677	0.697	0.717	0.750	0.775	0.820	0.840	0.849
2	-	0.757	0.678	0.653	0.638	0.626	0.623	0.619	0.625	0.628	0.639	0.664	0.687	0.708	0.725	0.757	0.781	0.824	0.843	0.851
3	-	0.752	0.678	0.653	0.639	0.631	0.630	0.629	0.635	0.640	0.651	0.675	0.698	0.717	0.734	0.763	0.786	0.829	0.848	0.856
4	-	0.768	0.678	0.657	0.647	0.642	0.642	0.641	0.648	0.652	0.663	0.686	0.708	0.726	0.742	0.771	0.793	0.834	0.851	0.858
5	-	0.790	0.683	0.666	0.659	0.654	0.654	0.655	0.661	0.665	0.676	0.698	0.718	0.736	0.753	0.780	0.801	0.839	0.855	0.862
6	-	0.782	0.691	0.677	0.671	0.668	0.668	0.669	0.674	0.679	0.689	0.710	0.730	0.747	0.762	0.788	0.807	0.844	0.860	0.866
7	-	0.766	0.702	0.689	0.684	0.682	0.682	0.683	0.689	0.693	0.703	0.723	0.742	0.759	0.772	0.796	0.815	0.850	0.866	0.872
8	-	0.772	0.714	0.703	0.698	0.696	0.697	0.698	0.703	0.708	0.717	0.736	0.753	0.769	0.782	0.805	0.823	0.855	0.870	0.876
9	-	0.779	0.727	0.717	0.713	0.712	0.712	0.713	0.718	0.722	0.731	0.749	0.765	0.780	0.792	0.814	0.830	0.861	0.875	0.881
10	-	0.789	0.741	0.732	0.728	0.727	0.727	0.728	0.732	0.736	0.745	0.761	0.776	0.789	0.802	0.822	0.837	0.866	0.879	0.884
12	-	0.813	0.769	0.760	0.757	0.755	0.755	0.757	0.760	0.763	0.771	0.786	0.799	0.812	0.820	0.838	0.851	0.877	0.888	0.893
15	0.913	0.849	0.807	0.799	0.795	0.794	0.794	0.794	0.797	0.800	0.806	0.817	0.828	0.837	0.846	0.860	0.870	0.891	0.901	0.906
20	0.939	0.893	0.856	0.850	0.846	0.845	0.845	0.844	0.846	0.848	0.852	0.860	0.867	0.874	0.880	0.890	0.897	0.912	0.919	0.923
25	0.953	0.921	0.892	0.886	0.883	0.882	0.882	0.881	0.883	0.884	0.887	0.892	0.898	0.904	0.905	0.913	0.918	0.928	0.934	0.936
30	0.963	0.941	0.919	0.914	0.911	0.909	0.910	0.908	0.910	0.910	0.913	0.917	0.921	0.925	0.927	0.932	0.935	0.942	0.946	0.948
35	0.971	0.955	0.938	0.934	0.932	0.931	0.931	0.930	0.931	0.932	0.933	0.936	0.939	0.941	0.943	0.947	0.949	0.954	0.958	0.958
40	0.978	0.966	0.953	0.951	0.949	0.948	0.947	0.946	0.948	0.948	0.949	0.951	0.953	0.955	0.956	0.959	0.960	0.963	0.966	0.967
45	0.983	0.973	0.965	0.962	0.961	0.961	0.961	0.960	0.961	0.961	0.962	0.962	0.964	0.966	0.967	0.969	0.969	0.971	0.975	0.975
50	0.987	0.980	0.973	0.972	0.971	0.970	0.970	0.970	0.971	0.971	0.972	0.972	0.974	0.975	0.975	0.977	0.976	0.978	0.981	0.982
55	0.990	0.986	0.980	0.979	0.979	0.979	0.979	0.978	0.979	0.979	0.979	0.980	0.982	0.983	0.982	0.982	0.981	0.984	0.986	0.986
60	0.993	0.990	0.986	0.986	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.986	0.987	0.987	0.988	0.986	0.987	0.987	0.988	0.989	0.991
65	0.996	0.993	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.989	0.990	0.990	0.991	0.991	0.992	0.992	0.992	0.992	0.991	0.991	0.993	0.992
70	0.997	0.996	0.994	0.993	0.993	0.993	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.995	0.995	0.995	0.995	0.994	0.994	0.996	0.996
75	0.999	0.998	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.998	0.997	0.996	0.996	0.997	0.998	0.997
80	0.999	0.999	0.998	0.999	0.998	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.998	0.999	0.998	0.999	0.999	0.999	0.998	0.999	1.000	1.000
85	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	1.001	1.001
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.998	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	1.002	0.999	1.000	0.998	0.999	1.001	1.001

**Tablo 4.16.** Isodose Control, Flexisource HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  değerleri (Devam).

$\theta$ (deg)	$r$ (cm)																			
	0.20	0.25	0.40	0.50	0.60	0.75	0.80	1.00	1.25	1.50	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00	15.00	18.00	20.00
100	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.997	0.997	0.998	0.998	0.999	0.999	1.000	1.000	0.999	0.999	0.997	0.998	1.000	1.000
105	0.999	0.998	0.997	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.997	0.997	0.997	0.997	0.998	0.997	0.998	0.998	0.997	0.996	0.999	0.999
110	0.997	0.996	0.994	0.993	0.994	0.993	0.993	0.993	0.994	0.994	0.995	0.995	0.995	0.996	0.995	0.995	0.994	0.994	0.997	0.996
115	0.995	0.993	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.989	0.990	0.990	0.991	0.991	0.991	0.992	0.992	0.993	0.992	0.992	0.993	0.993
120	0.993	0.990	0.986	0.985	0.985	0.986	0.985	0.985	0.985	0.986	0.986	0.986	0.987	0.988	0.987	0.987	0.986	0.988	0.991	0.991
125	0.990	0.986	0.980	0.979	0.979	0.978	0.979	0.977	0.979	0.979	0.980	0.981	0.982	0.983	0.982	0.983	0.983	0.984	0.986	0.987
130	0.987	0.980	0.973	0.972	0.971	0.970	0.971	0.970	0.971	0.971	0.972	0.973	0.975	0.976	0.975	0.976	0.976	0.978	0.981	0.981
135	0.983	0.973	0.964	0.962	0.961	0.960	0.960	0.960	0.961	0.961	0.962	0.963	0.965	0.967	0.967	0.969	0.969	0.971	0.975	0.975
140	0.978	0.965	0.953	0.950	0.949	0.948	0.948	0.947	0.949	0.949	0.950	0.952	0.954	0.956	0.956	0.959	0.960	0.964	0.967	0.968
145	0.971	0.955	0.938	0.935	0.933	0.932	0.932	0.931	0.932	0.932	0.934	0.937	0.940	0.942	0.944	0.947	0.949	0.954	0.958	0.959
150	0.963	0.941	0.919	0.915	0.913	0.911	0.911	0.910	0.912	0.912	0.914	0.918	0.922	0.924	0.928	0.932	0.935	0.943	0.947	0.948
155	0.953	0.921	0.894	0.888	0.886	0.884	0.884	0.883	0.884	0.885	0.888	0.894	0.900	0.905	0.907	0.914	0.918	0.929	0.934	0.936
160	0.939	0.893	0.859	0.853	0.849	0.848	0.847	0.846	0.848	0.850	0.854	0.861	0.869	0.875	0.881	0.891	0.898	0.912	0.919	0.921
165	0.913	0.852	0.812	0.803	0.799	0.797	0.797	0.797	0.799	0.801	0.807	0.818	0.829	0.839	0.846	0.860	0.870	0.891	0.900	0.903
168	-	0.820	0.775	0.765	0.761	0.758	0.758	0.758	0.761	0.764	0.771	0.785	0.799	0.810	0.819	0.837	0.851	0.876	0.887	0.892
170	-	0.798	0.747	0.736	0.730	0.728	0.727	0.728	0.731	0.735	0.743	0.759	0.774	0.789	0.799	0.820	0.835	0.864	0.877	0.883
171	-	-	0.732	0.720	0.714	0.711	0.711	0.711	0.715	0.719	0.728	0.745	0.762	0.776	0.788	0.811	0.828	0.858	0.873	0.878
172	-	-	0.717	0.703	0.697	0.694	0.694	0.694	0.697	0.702	0.711	0.731	0.748	0.764	0.777	0.801	0.819	0.852	0.867	0.872
173	-	-	0.701	0.686	0.679	0.675	0.675	0.675	0.680	0.683	0.694	0.715	0.734	0.751	0.765	0.790	0.809	0.845	0.860	0.868
174	-	-	-	0.667	0.660	0.655	0.655	0.654	0.658	0.664	0.675	0.697	0.718	0.736	0.751	0.778	0.800	0.838	0.855	0.861
175	-	-	-	0.645	0.638	0.632	0.632	0.632	0.635	0.640	0.653	0.677	0.699	0.720	0.737	0.767	0.790	0.830	0.849	0.856
176	-	-	-	-	-	0.604	0.604	0.605	0.606	0.615	0.628	0.655	0.680	0.701	0.719	0.751	0.776	0.821	0.841	0.850
177	-	-	-	-	-	0.565	0.564	0.566	0.571	0.580	0.598	0.629	0.656	0.680	0.701	0.737	0.764	0.812	0.833	0.843
178	-	-	-	-	-	0.506	0.506	0.515	0.539	0.544	0.564	0.600	0.632	0.658	0.681	0.720	0.750	0.804	0.826	0.837
179	-	-	-	-	-	0.480	0.479	0.480	0.514	0.520	0.536	0.571	0.606	0.636	0.661	0.704	0.736	0.794	0.818	0.829
180	-	-	-	-	-	0.479	0.477	0.477	0.489	0.497	0.516	0.555	0.589	0.621	0.648	0.693	0.726	0.788	0.811	0.823

#### 4.2. Doz Hız Sabiti

Bu çalışmada elde edilen doz hız sabiti ( $\Lambda$ ) değerleri 80 cm<sup>3</sup>'lük su fantomu içerisinde ve kaynak merkezi dik eksen boyunca  $r_0 = 1$  cm referans noktasına yerleştirilmiş 0.1 mm<sup>3</sup>'lük voksel içerisinde hesaplanmış olan doz değerlerinin, kaynağın hava kerma gücüne bölünmesiyle elde edilmiştir. Hava kerma değerleri, hava ortamına ait ek düzeltmelerden kurtulmak için vakum ortamında hesaplanmıştır. Kerma hesaplamalarında, kaynak kapsülünden saçılan düşük enerjili fotonların etkisini yok etmek için 10 keV enerjinin altındaki fotonların ortam tarafından ilk oluştukları anda soğuruldukları kabul edilmiştir. Nesil başına hava kerma, dik eksen boyunca kaynaktan 100 cm'lik mesafeye yerleştirilen 10x10x0.05 cm<sup>3</sup>'lük bir vokselde hesaplandı. Hava kerma hesaplamalarında 4x10<sup>10</sup> foton simüle edildi. Bu çalışmada elde edilen doz hız sabitlerinin, literatürde aynı kaynağa ait diğer çalışmalardan elde edilmiş doz hız sabiti değerleriyle karşılaştırılması Tablo 4.17-4.24 de sunulmuştur.

**Tablo 4.17.** microSelectron-v1 (Nucletron, mHDR-v1), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hız sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda$ (cGyh <sup>-1</sup> U <sup>-1</sup> )
Bu Çalışma	100 cm'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.113 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.117 ± 0.002
Karaiskos ve ark. [29]	N/A	1.116 ± 0.006
Williamson ve Li [15]	Ekstrapole	1.115 ± 0.005
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşmış Değer	1.116 ± 0.009

Tablo 4.17' de, microSelectron-v1 HDR kaynağı için, bu çalışmada elde edilen ve aynı kaynak modeline ait literatürdeki doz hız sabiti değerleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Bu çalışmada doz hız sabiti  $\Lambda = 1.113 \pm 0.001$  cGyU<sup>-1</sup>h<sup>-1</sup> olarak hesaplanmıştır. Bu değer, Taylor ve Rogers' in değeriyle %0.4, Karaiskos ve ark.' nın değeriyle %0.3, Williamson ve Li' nin değeriyle %0.2 ve Pérez-Calatayud ve ark.' nın değeriyle %0.3 içinde birbiriyle uyumludur.

**Tablo 4.18.** microSelectron-v2 (Nucletron, mHDR-v2), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda(cGyh^{-1}U^{-1})$
Bu Çalışma	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.111 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.109 ± 0.002
Daskalov ve ark. [73]	Ekstrapole	1.108 ± 0.13
Granero ve ark. [26]	Sonuçların Ortalaması	1.112 ± 0.0008
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşımış Değer	1.109 ± 0.011

microSelectron-v2 kaynağı için bu çalışmada hesaplanan doz hız sabiti, literatürdeki diğer çalışmalarda hesaplanmış değerlerle birlikte Tablo 4.18' de verilmiştir. Elde ettiğimiz doz hız sabiti  $\Lambda = 1.111 \pm 0.001$  cGyU<sup>-1</sup>h<sup>-1</sup>, Taylor ve Rogers'ın hesapladığı değerle %0.2, Daskalov ve ark.'nın değeriyle %0.3, Granero ve ark.'nın değeriyle %0.1 ve Pérez-Calatayud ve ark.'nın değeriyle de %0.2' lik yakın bir uyum içindedir.

**Tablo 4.19.** VariSource (Varian, VS2000), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda(cGyh^{-1}U^{-1})$
Bu Çalışma	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.100 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.099 ± 0.002
Angelopoulos ve ark. [20]	Ekstrapole	1.101 ± 0.006
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşımış Değer	1.100 ± 0.006

VariSource kaynağı için doz hız sabiti,  $\Lambda = 1.100 \pm 0.001$  cGyU<sup>-1</sup>h<sup>-1</sup> olarak hesaplanmıştır. Karşılaştırma amacıyla bu değer, aynı kaynağa ait literatürdeki diğer doz hız sabiti değerleriyle birlikte Tablo 4.19' da verilmiştir. Bu tablodan görüldüğü gibi elde ettiğimiz doz hız sabiti, yayınlanmış diğer çalışmaların sonuçlarına çok benzemektedir.

**Tablo 4.20.** GammaMed 12i (Varian Medical Systems), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda(cGyh^{-1}U^{-1})$
Bu Çalışma	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.112 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.117 ± 0.003
Ballester ve ark. [21]	Ekstrapole	1.118 ± 0.003
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşmış Değer	1.118 ± 0.004

Doz hız sabiti, GammaMed 12i kaynağı için  $\Lambda = 1.112 \pm 0.001$  cGyU<sup>-1</sup>h<sup>-1</sup> olarak hesaplanmıştır. Bulduğumuz  $\Lambda$  değerinin diğer çalışmaların doz hız sabitleriyle karşılaştırılması Tablo 4.20 de verilmiştir. Bulduğumuz değer, Taylor ve Rogers' ın sonucundan ~%0.44 daha düşük ve Ballester ve ark.' nın sonucu ile Pérez-Calatayud ve ark.' nın sonuçlarından ~%0.53 daha düşüktür.

**Tablo 4.21.** GammaMed Plus (Varian Medical Systems), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda(cGyh^{-1}U^{-1})$
Bu Çalışma	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.113 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.115 ± 0.003
Ballester ve ark. [21]	Ekstrapole	1.118 ± 0.003
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşmış Değer	1.117 ± 0.004

GammaMed Plus kaynağına ait doz hız sabiti  $\Lambda = 1.113 \pm 0.001$  cGyU<sup>-1</sup>h<sup>-1</sup> olarak hesaplanmıştır. Tablo 4.21' de bu kaynağına ait  $\Lambda$  değerleri gösterilmektedir. Çalışmamızdaki  $\Lambda$  ile Taylor ve Rogers, Ballester ve ark. ve Pérez Calatayud ve ark' nın hesaplamış oldukları doz hız sabiti değerleri arasındaki farklılıkların sırasıyla, ~%0.17, ~%0.44 ve ~%0.36 olduğu görülmüştür.

**Tablo 4.22.** GI192M11 (E&Z BEBIG), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda(cGyh^{-1}U^{-1})$
Bu Çalışma	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.111 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.112 ± 0.003
Granero ve ark. [74]	Ekstrapole	1.108 ± 0.003
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşmış Değer	1.110 ± 0.004

GI192M11 kaynağı için bu çalışmada hesaplanan doz hız sabiti,  $\Lambda = 1.111 \pm 0.001 \text{ cGyU}^{-1}\text{h}^{-1}$  dir. Farklı çalışmalardan elde edilen doz hız sabitlerinin bu çalışmada elde edilen değerle karşılaştırılması Tablo 4.22' de verilmiştir. Bu çalışmada hesaplanan  $\Lambda$  değeri ile Taylor ve Rogers ve Pérez Calatayud ve ark.' nın sonuçları arasında çok fark olmamakla birlikte, Granero ve ark.' nın sonucu arasında ~%0.3' lük bir fark görülmektedir.

**Tablo 4.23.** M19 (Source Production and Equipment), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda(\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1})$
Bu Çalışma	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.113 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.114 ± 0.002
Medich ve Munro [75]	Ekstrapole	1.13 ± 0.03
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşmış Değer	1.114 ± 0.002

M19 kaynağı için hesaplanan doz hız sabiti,  $\Lambda = 1.113 \pm 0.001 \text{ cGyU}^{-1}\text{h}^{-1}$  dir. Karşılaştırma amacıyla bu değer, kaynağa ait diğer doz hız sabitleri ile birlikte Tablo 4.23' de verilmiştir. Elde ettiğimiz  $\Lambda$ , Taylor ve Rogers ve Pérez ve Calatayud ve ark.' nın sonuçlarıyla uyumlu iken, Medich ve Munro' nun hesapladığı sonuçla ~%1.7' lik bir fark bulunmaktadır.

**Tablo 4.24.** Flexisource (Isodose Control), HDR kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanan doz hızı sabiti değeri ve literatürdeki diğer çalışmalarda elde edilen değerlerle karşılaştırılması.

Yazar	Yöntem	$\Lambda(\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1})$
Bu Çalışma	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.114 ± 0.001
Taylor ve Rogers [24]	100 cm <sup>3</sup> 'de 10x10x0.05cm <sup>3</sup> voxel	1.116 ± 0.003
Granero ve ark. [23]	Ekstrapole	1.109 ± 0.011
Pérez-Calatayud ve ark. [4]	Uzlaşmış Değer	1.113 ± 0.01

Flexisource kaynağı için doz hız sabiti,  $\Lambda = 1.114 \pm 0.001 \text{ cGyU}^{-1}\text{h}^{-1}$  olarak bulundu. Bu kaynağa ait tüm doz hız sabitleri Tablo 4.24' de gösterilmiştir. Hesapladığımız  $\Lambda$  değeri, Taylor ve Rogers, Granero ve ark. ve Pérez ve Calatayud ve ark.' nın sonuçlarıyla karşılaştırıldığında sırasıyla, ~%0.2, ~%0.5 ve ~%0.1' lik uyum içinde olduğu görülmektedir.

### 4.3. TPSDose43 Hesaplamaları

Çalışmamızın ikinci aşamasında, klinik tedavi planlama sistemlerindeki doz hesaplama formülasyonuna göre, istenilen noktalarda doz hesabını yapabilen TPSDose43 programında, hasta dozuna etki edebilecek faktörlerin doğru bir şekilde belirlenebilmesine yönelik birtakım analizler yapılmıştır. TPSDose43 programındaki mevcut dozimetrik parametreler ve kaynak veri kümeleri üzerinde yapılabilecek bazı değişikliklerin, doz değerleri üzerinde oluşturacağı etkiler incelenmiştir. Bu amaçla, AAPM TG-43 raporunda yer alan formüller ve dozimetrik parametreler dikkate alınarak bazı değerlendirmeler aşağıda sunulmuştur.

Bir kaynak etrafındaki doz hesabı, kaynağın mevcut görüntüleme teknikleriyle saptanması mümkün olmadığı, nokta kaynak yaklaşımı kullanılan düşük doz hızlı uygulamalarda 1-boyutlu formülasyon olarak tercih edilirken, kateterler yoluyla hizalanan kaynak yönelimlerinin 3-boyutlu görüntülere dayalı olarak kolaylıkla tanımlanabildiği yüksek doz hızlı uygulamalarda, 2-boyutlu formülasyon kullanılarak yapılmaktadır [36]. Brakiterapi kaynakları etrafında TG-43 formülasyonuna göre hesaplanan dozun tam olarak belirlenebilmesi için, geometri faktörünün bilinmesi gerekir [98]. Yüksek doz hızlı brakiterapide, geometri fonksiyonunun hesaplanması için çizgi kaynak yaklaşımı kullanılır [17, 18, 73]. Denklem 4.1' de verilen 1-boyutlu formülasyonda  $x$  alt indisi opsiyonlu olup, kaynağın nokta ya da çizgi kaynak yaklaşımı kabul edilmesine göre değişmektedir.

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_X(r, \theta_0)}{G_X(r_0, \theta_0)} \cdot g_X(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (4.1)$$

TG-43 raporunda, nokta kaynak yaklaşımı dikkate alınarak elde edilen Denklem 4.2' nin, çoğu tedavi planlama sistemlerinde kullanılmakta olduğu belirtilir [2].

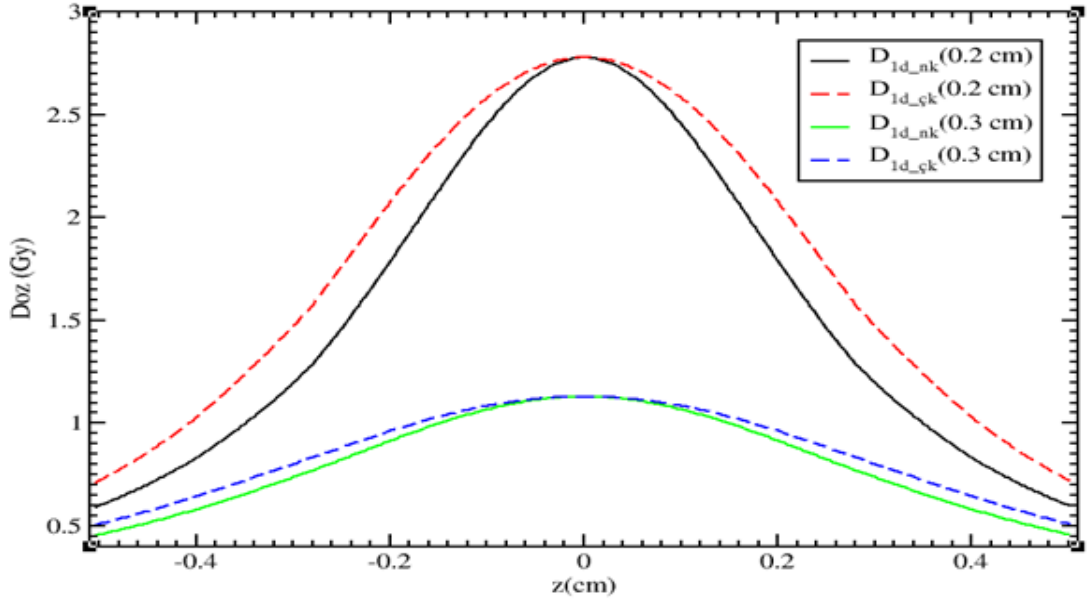
$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 \cdot g_P(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (4.2)$$

Ancak aynı raporda,  $r < 1$  cm gibi küçük mesafelerde, doğruya daha yakın sonuçlar vermesi açısından Denklem 4.3' ün kullanılması önerilmektedir.

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (4.3)$$

Yukarıda verilen durumlar göz önünde bulundurulduğunda:

İlk olarak, geometri fonksiyonunun çizgi ve nokta kaynak yaklaşımları için, 1-boyutlu formülasyon kullanılarak, TPSDose43 programından elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir. Varisource VS2000 <sup>192</sup>Ir HDR kaynak modeli için kaynaktan 0.2 cm ve 0.3 cm uzaklıkta z eksenini boyunca alınan doz profilleri, 1-boyutlu nokta ve 1-boyutlu çizgi kaynak yaklaşımı için karşılaştırmalı olarak Şekil 4.78’ de verilmiştir. Nokta kaynak yaklaşımının çizgi kaynak yaklaşımına oranı için elde edilen doz dağılım deseni ise Şekil 4.79’ da sunulmuştur. VariSource kaynağı iki aktif kaynaktan oluşmaktadır. Kaynak ve kablo içinde hesaplanan dozlar, klinik açıdan bir önem arz etmediğinden sıfır olarak kabul edilmiştir. Şekil 4.80’ de Buchler kaynağı için iki kaynak yaklaşımına ait doz profil grafikleri karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir.

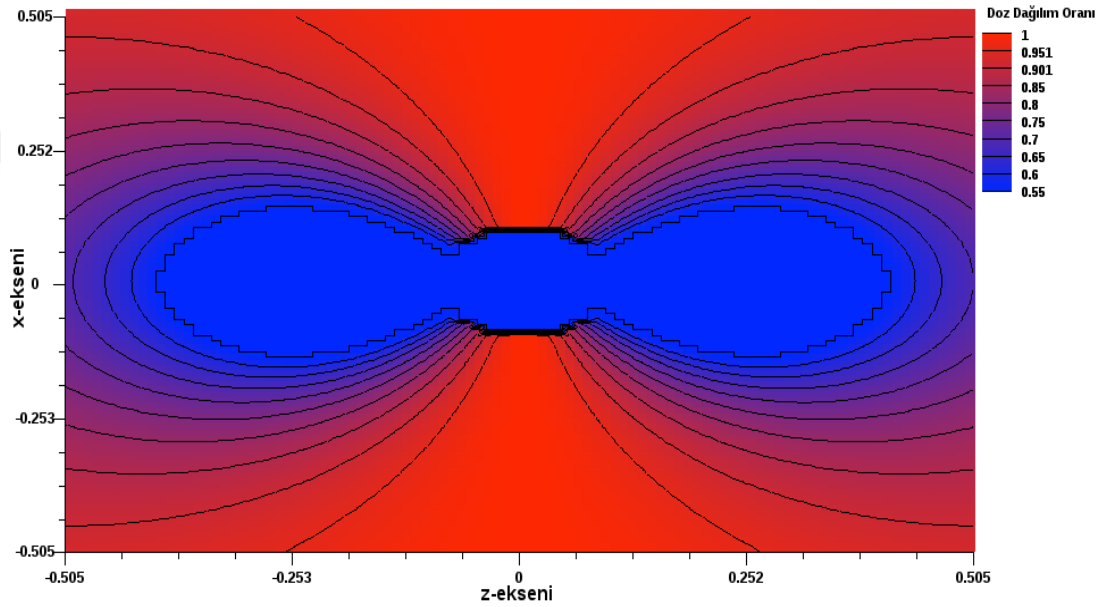


**Şekil 4.78.** VS2000 <sup>192</sup>Ir HDR kaynağı için 1-boyutlu doz formülasyonu kullanılarak nokta ve çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynağı,  $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir).

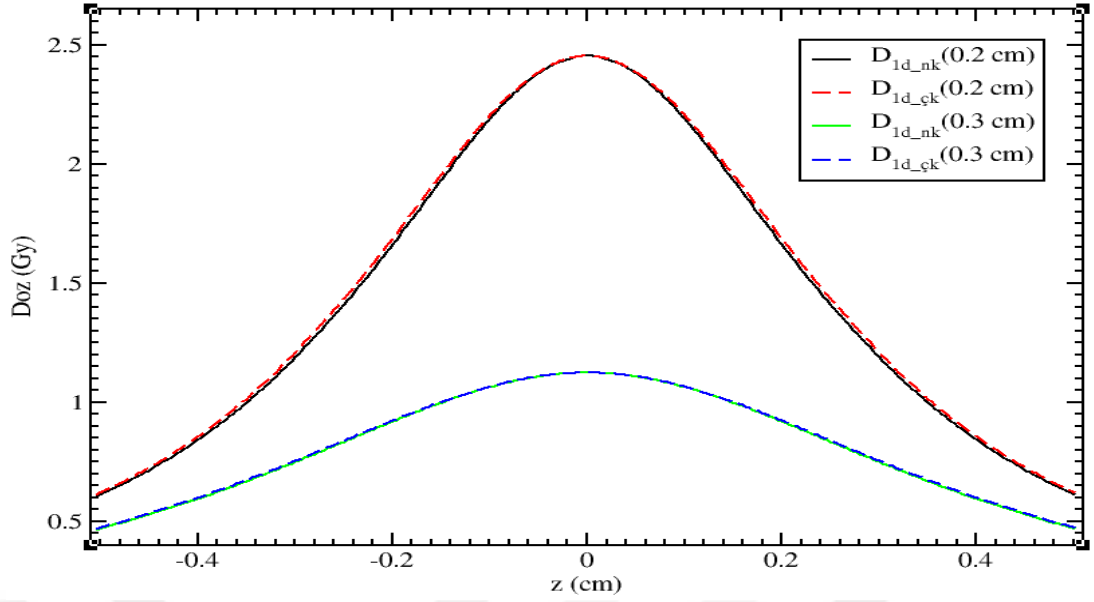
Şekil 4.78 incelendiğinde, transvers eksen üzerinde radyal değişime bağlı olarak 1-boyutlu nokta kaynak ve 1-boyutlu çizgi kaynak yaklaşımlarının kullanıldığı doz hesaplamalarının sonucunda elde edilen değerler arasında gözle görülür bir fark



olmadığı gözlenmiştir. Ancak anizotropi etkilerinin söz konusu olduğu büyük açı değerlerinde 1-boyutlu nokta kaynak ve 1-boyutlu çizgi kaynak yaklaşımları ile elde edilen sonuçlar arasında 0.25 cm' den daha küçük mesafelerde gözle görülür önemli farkların ortaya çıktığı belirlenmiştir. Bununla birlikte bu farklılık 0.3 cm' den büyük radyal uzaklıklarda hızla azalarak ortadan kalkmaktadır. Bu durum Şekil 4.78 ve Şekil 4.79' da açıkça görülmektedir. Ancak, Şekil 4.80' de Buchler kaynağı için verilen doz profil grafiği incelendiğinde, tranverse eksen üzerinde nokta ve çizgi kaynak yaklaşımı için ihmal edilebilir düzeyde bir farklılığın görüldüğü söylenebilir.

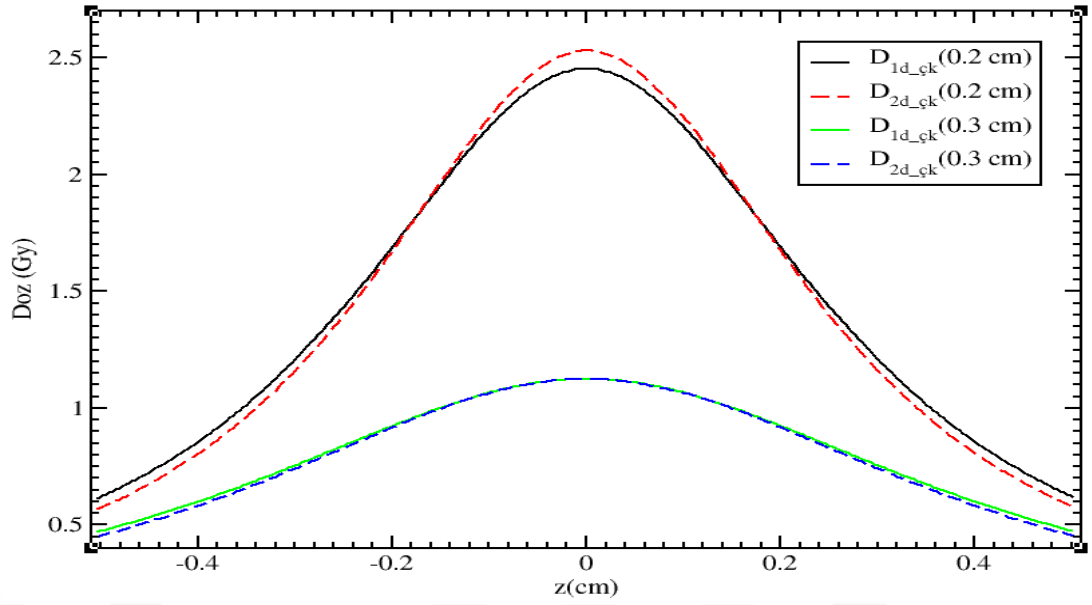


**Şekil 4.79.** Varisource, VS2000 kaynağı için 1-boyutlu doz formülasyonu kullanılarak nokta ve çizgi kaynak yaklaşımı için hesaplanan doz değerlerinin oranının,  $D_{1d\_nk} / D_{1d\_çk}$ , xz düzleminde tranvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni.



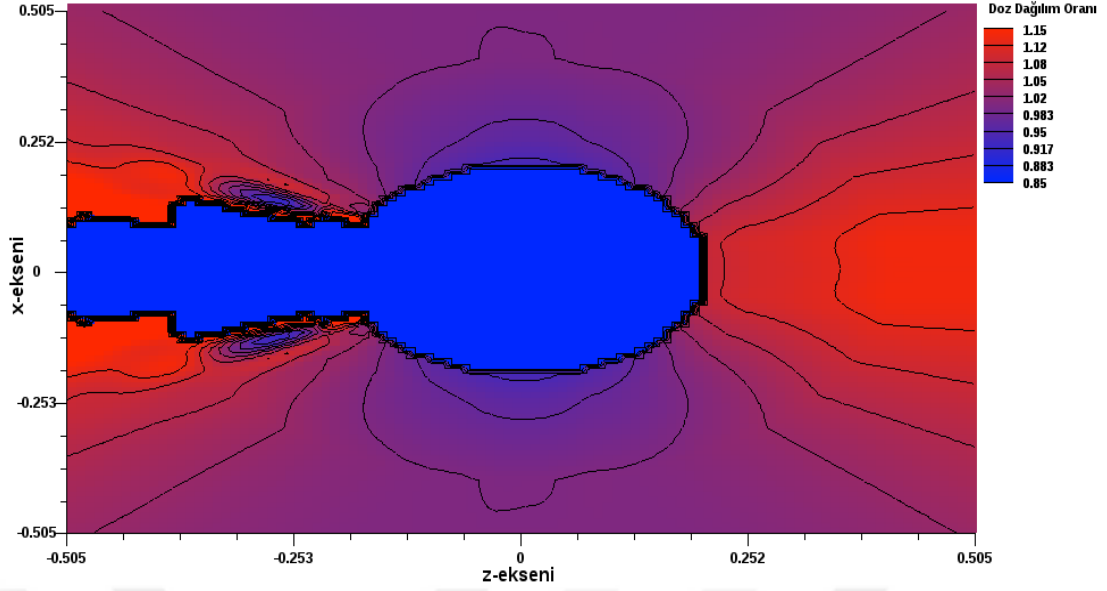
**Şekil 4.80.** Buchler kaynağı için 1-boyutlu doz formülasyonu kullanılarak nokta ve çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynağı,  $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir).

İkinci olarak çizgi kaynak yaklaşımı için 1-boyutlu ve 2-boyutlu formülasyonlar kullanılarak, Buchler kaynağından 0.2 cm ve 0.3 cm' lik uzaklıkta z eksenini boyunca elde edilen doz profil grafiği ve  $D_{1d\_çk} / D_{2d\_çk}$  oranı için doz dağılım deseni Şekil 4.81 ve Şekil 4.82' de verilmiştir. VariSource kaynağı için aynı koşullar altında elde edilen doz profil grafikleri Şekil 4.83' de gösterilmiştir.

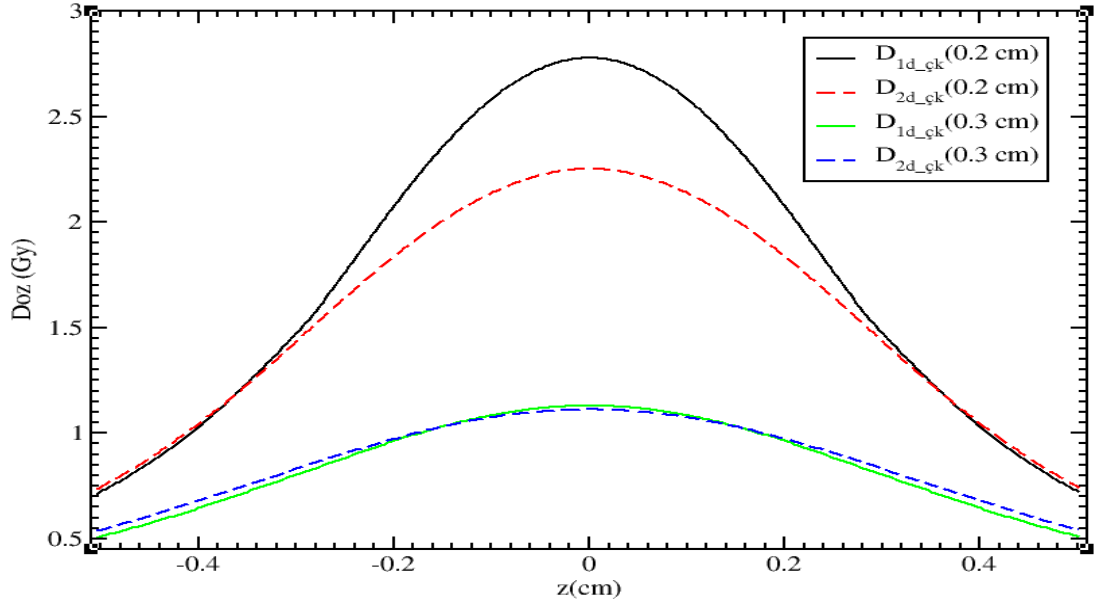


**Şekil 4.81.** Buchler kaynağı için 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırılması. ( $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını,  $D_{2d\_çk}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir).

Şekil 4.81’de, transvers eksen üzerinde kaynağa yakın radyal mesafelerde, 1-boyutlu ve 2-boyutlu çizgi kaynak yaklaşımlarının kullanıldığı doz hesaplamalarının sonucunda elde edilen değerler arasında belirgin bir farklılığın olduğu görülmektedir. Anizotropi etkilerinin baskın olduğu büyük açı değerlerinde ise bu farklılık ortadan kalkmaktadır. Kaynaktan uzak radyal mesafelerde, bu iki kaynak yaklaşımının birbirinden farklı olmadığı gözlenmiştir. Şekil 4.82’ de, kaynak uzun eksenine yakın radyal mesafelerde, tek yönde %5’ in üzerinde bir doz farklılığı olduğu gözlenmektedir. Şekil 4.83 incelendiğinde, VS2000  $^{192}\text{Ir}$  HDR kaynağı için transvers eksen üzerinde kaynağa yakın uzaklıklarda 1-boyutlu ve 2-boyutlu çizgi kaynak yaklaşımları arasındaki farklılığın daha büyük olduğu görülmektedir. Bu durumun, Buchler kaynağının aktif çekirdek uzunluğunun en küçük ve VariSource VS2000 kaynağının ise en uzun aktif çekirdek uzunluğuna sahip olmasından kaynaklandığı söylenebilir.



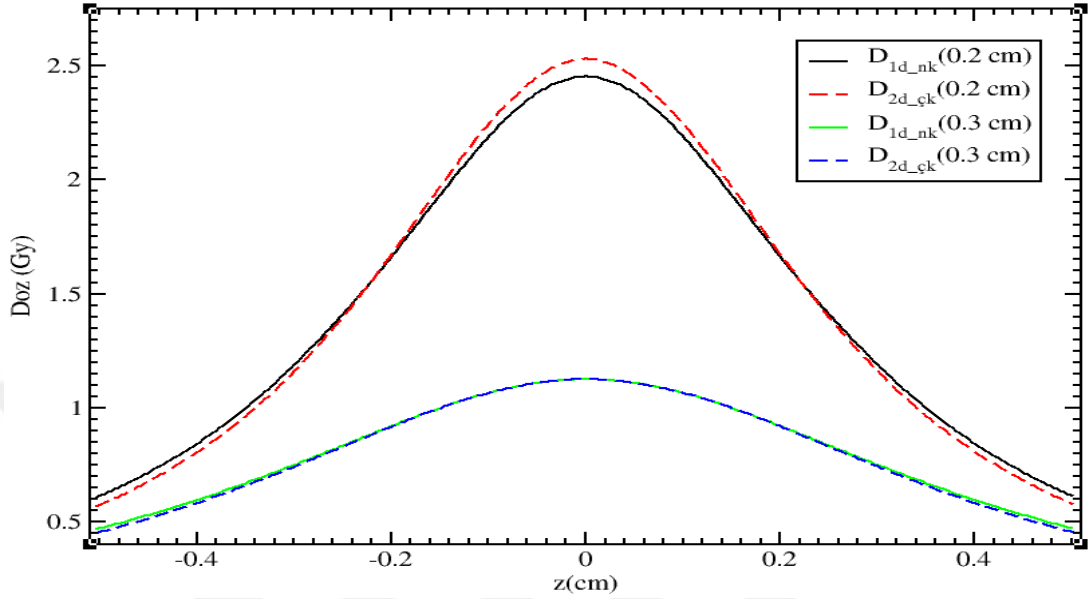
**Şekil 4.82.** Buchler kaynağı için 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak çizgi kaynak yaklaşımı için hesaplanan doz değerlerinin oranının  $D_{1d\_çk}/D_{2d\_çk}$ , xz düzleminde transvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni.



**Şekil 4.83.** VS2000 kaynağı için 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak çizgi kaynak yaklaşımı için TPSDose43 programında hesaplanan z eksenindeki doz profillerinin kaynaktan farklı uzaklıklardaki karşılaştırması. ( $D_{1d\_çk}$ , 1-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını,  $D_{2d\_çk}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir).

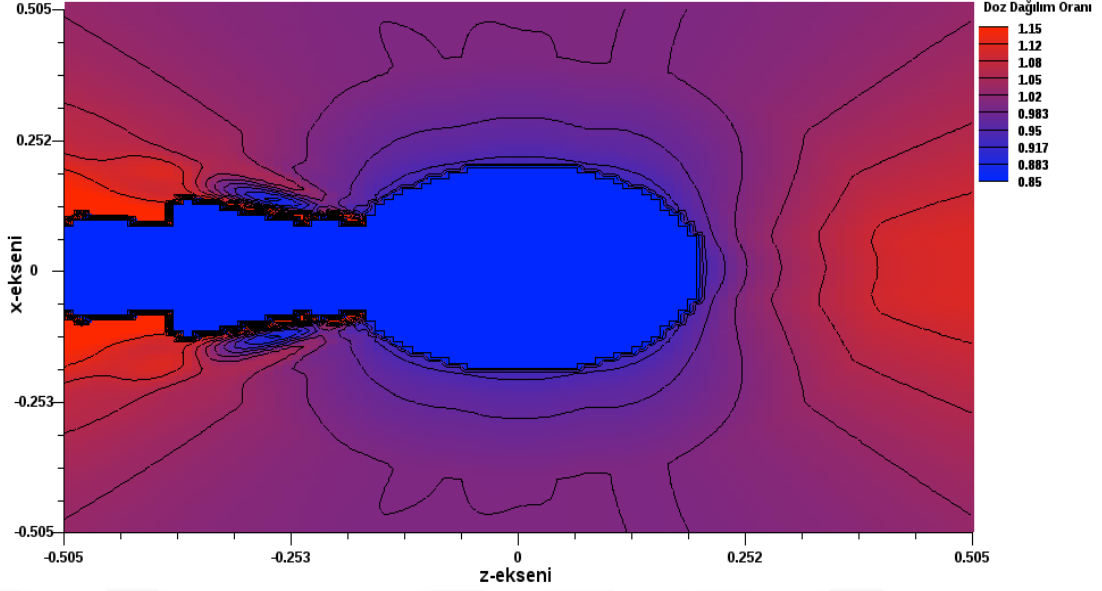
Bu durum için son olarak, 1-boyutlu formülasyon ile nokta kaynak yaklaşımı ve 2-boyutlu formülasyon ile çizgi kaynak yaklaşımı kullanılarak TPSDose43 ile elde edilen sonuçlar karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Buchler kaynağı için belirli radyal

mesafelerdeki doz profil grafiği ve  $D_{1d\_nk} / D_{2d\_çk}$  oranı için doz dağılım grafikleri Şekil 4.84 ve Şekil 4.85’ de sunulmuştur. VariSource kaynağı için doz profil grafiği Şekil 4.86’ da ayrıca gösterilmiştir.

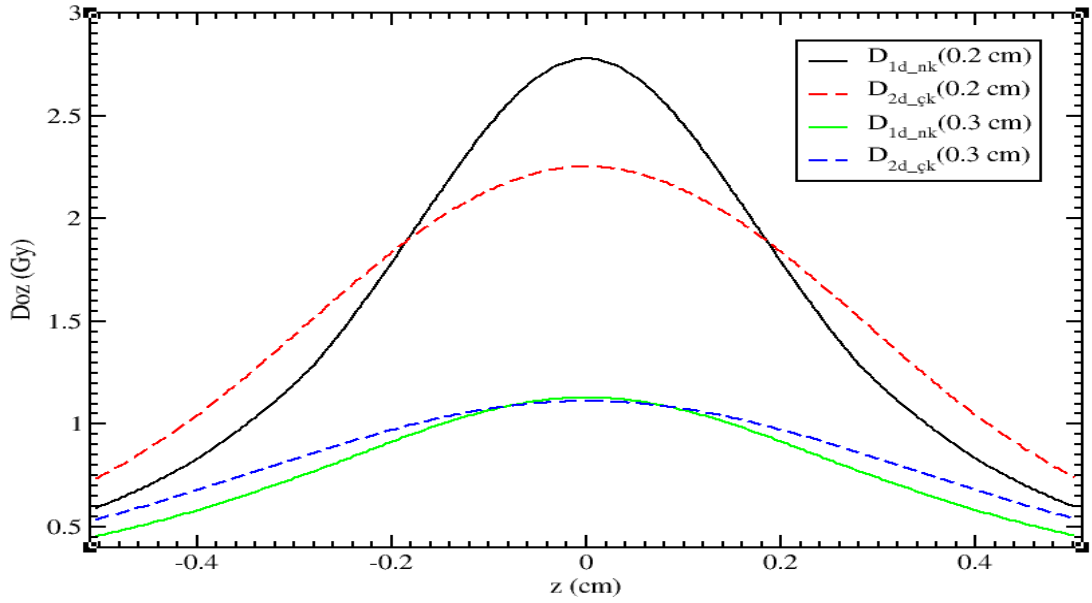


**Şekil 4.84.** Buchler kaynağı için, 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak, nokta ve çizgi kaynak yaklaşımları için TPSDose43 programında hesaplanan doz değerlerinin, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm’deki doz profillerinin karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynak yaklaşımını,  $D_{2d\_çk}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir).

Buchler kaynağı için transvers eksen üzerinde radyal değişime bağlı olarak 1-boyutlu nokta kaynak ve 2-boyutlu çizgi kaynak yaklaşımları kullanılarak yapılan doz hesaplamaları sonucunda elde edilen değerler arasındaki farklılıkların kaynaktan uzak radyal mesafelerde ortadan kalktığı Şekil 4.84’ de görülmektedir. Bununla birlikte, Şekil 4.86 incelendiğinde, transvers eksen üzerinde Varisource VS2000 kaynağına yakın radyal uzaklıklarda, anizotropi etkilerinin baskın olduğu küçük ve büyük açı değerlerinde belirgin bir farklılık gözlenmektedir. 0.3 cm’den büyük radyal mesafelerde bu farklılık, sadece anizotropi etkilerinin etkin olduğu büyük açı değerlerinde görülmüştür.

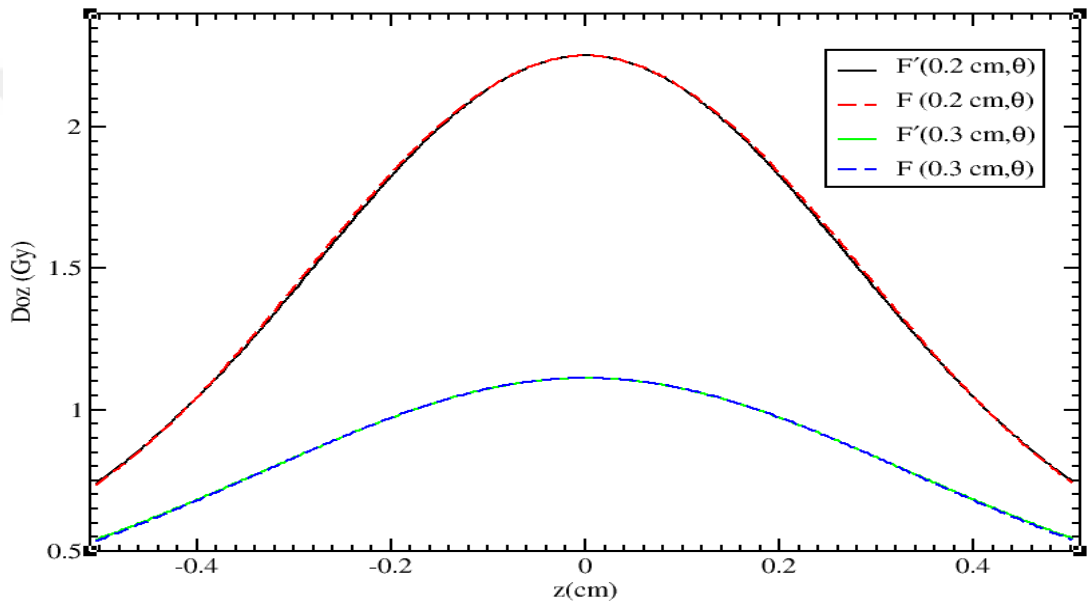


**Şekil 4.85.** Buchler kaynağı için, 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak, nokta ve çizgi kaynak yaklaşımları için hesaplanan doz değerlerinin oranının,  $D_{1d\_nk}/D_{2d\_çk}$ , xz düzleminde transvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni.



**Şekil 4.86.** Varisource, VS2000 kaynağı için, 1-boyutlu ve 2-boyutlu doz formülasyonları kullanılarak, nokta ve çizgi kaynak yaklaşımları için TPSDose43 programında hesaplanan doz değerlerinin, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm' deki doz profillerinin karşılaştırılması. ( $D_{1d\_nk}$ , 1-boyutlu formülasyonda nokta kaynak yaklaşımını,  $D_{2d\_çk}$ , 2-boyutlu formülasyonda çizgi kaynak yaklaşımını temsil etmektedir).

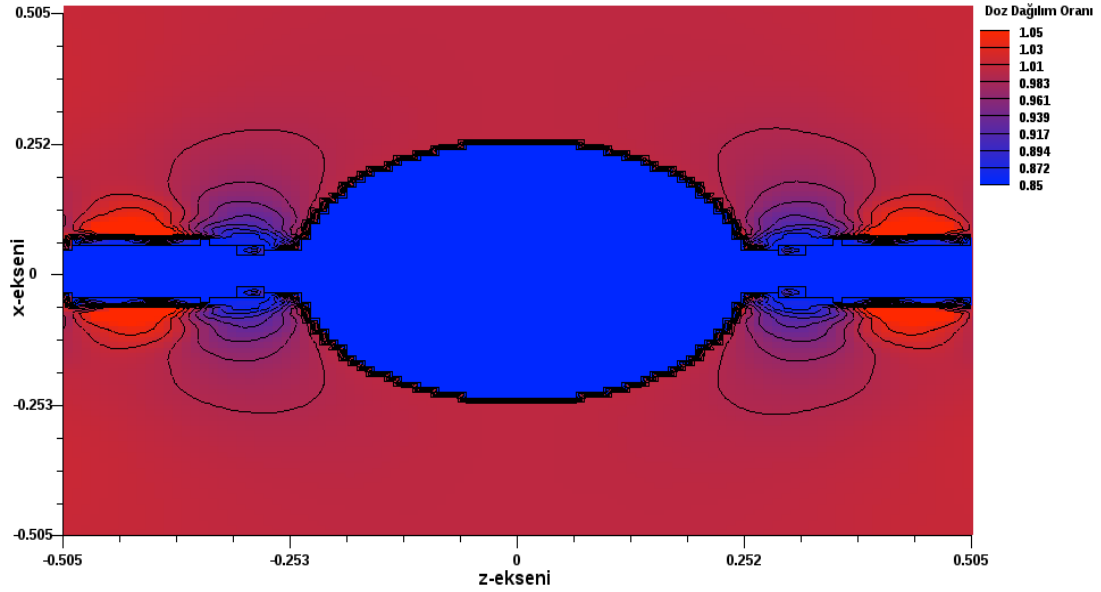
Literatürde bir kaynağa ait yapılmış birden fazla dozimetrik çalışma mevcut olup, bu çalışmalarda hesaplanmış olan anizotropi fonksiyonu ve radyal doz fonksiyonu değerleri, farklı mesafe aralıkları göz önünde bulundurularak elde edilmiştir. Aynı kaynak modeli için elde edilen bu veri kümelerinden bir tanesi tedavi planlama sistemlerinde kullanılmak üzere tercih edilmektedir. Her bir veri kümesinde radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonunun tablo değerlerinde göz önüne alınan farklı açı ve radyal mesafe aralıklarının doz değerleri üzerindeki etkisi, TPSDose43 içinde tanımlanmış olan  $F(r, \theta)$  ve  $g(r)$  tablolarındaki açı ve radyal mesafe değerleri azaltılarak incelenmiştir.



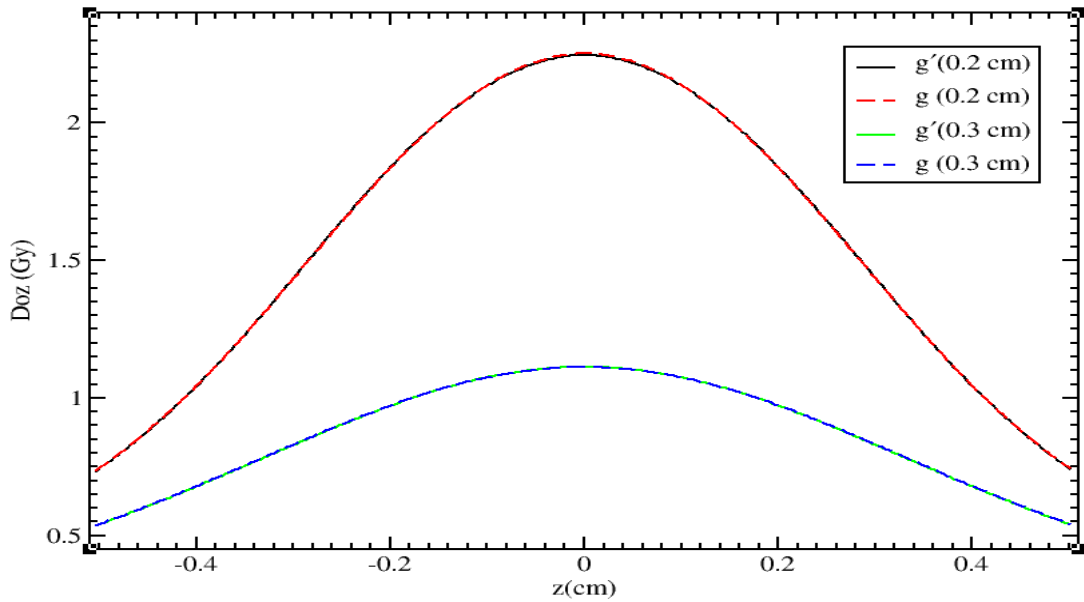
**Şekil 4.87.** VariSource VS2000 kaynağı için, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm' de bu kaynağa ait  $F(r, \theta)$  tablo değerlerinin azaltılmasıyla TPSDose43 programında hesaplanmış dozun,  $F(r, \theta)$  'nin tablo değerlerinin değiştirilmeden TPSDose43 programında hesaplanmış doz ile karşılaştırılması.  $F(r, \theta)$ , anizotropi fonksiyonunun tablo değerlerinin azaltılmış durumunu,  $F'(r, \theta)$  ise, anizotropi fonksiyonunun tablo değerlerinin değiştirilmemiş durumunu temsil etmektedir.

Yapılan hesaplamalar sonucu elde edilen dozimetrik parametrelerin tablolaştırılmasında dikkate alınan mesafe ve açı değerlerinin sık aralıklı değerler olması durumunun doz değerleri üzerinde herhangi bir değişikliğe neden olmadığı Şekil 4.87' de görülmektedir. Şekil 4.88 incelendiğinde, bu etkinin tek yönde %5 kadar bir değişim oluşturabileceği söylenebilir. Şekil 4.89-4.91' de, mesafeye karşı hesaplanan radyal doz fonksiyonlarının tablolaştırılmış değerlerinin aralıklı alınması

sonucu yapılan doz hesaplamalarından elde edilen değerler arasında herhangi bir farklılığın olmadığı görülmektedir.

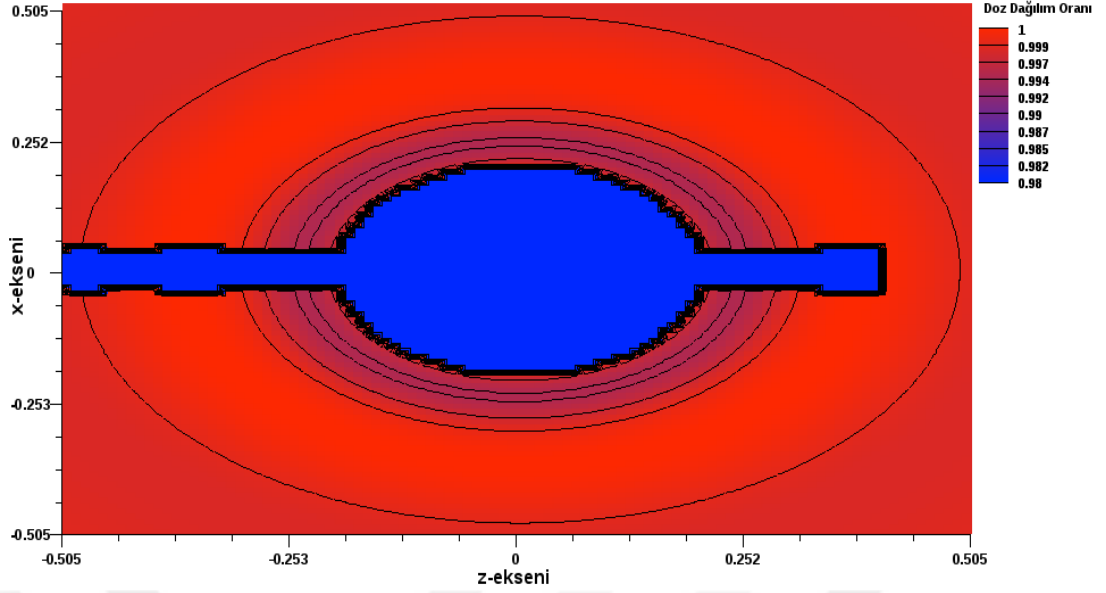


**Şekil 4.88.** VariSource VS2000 kaynağı için, anizotropi fonksiyonunda alınan mesafe ve açı değerlerinin azaltılması ile hesaplanan doz değerlerinin,  $F(r, \theta)$  anizotropi fonksiyonun değiştirilmeden elde edilmiş doz değerlerine oranının,  $D_{F'(r, \theta)} / D_{F(r, \theta)}$ , xz düzleminde transvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni.

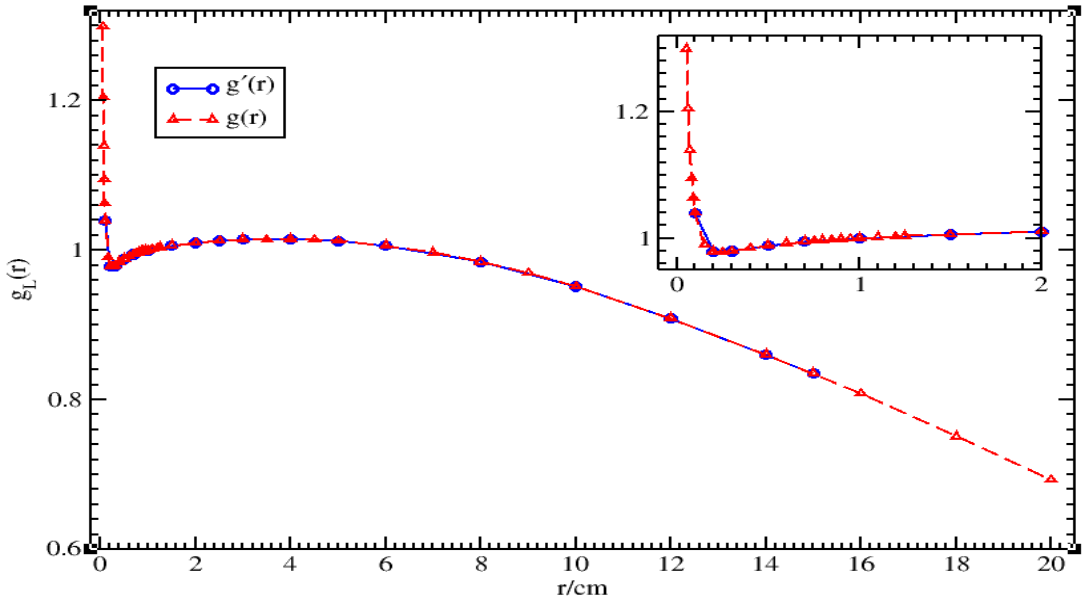


**Şekil 4.89.** VariSource VS2000 kaynağı için, x: 0.2 cm, y: 0.2 cm ve x: 0.3 cm, y: 0.3 cm' de bu kaynağa ait  $g(r)$  tablo değerlerinin azaltılmasıyla TPSDose43 programında hesaplanmış dozun,  $g(r)$ ' nin tablo değerlerinin değiştirilmeden TPSDose43 programında hesaplanmış doz değeri ile karşılaştırılması.  $g'(r)$ , radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinin azaltılmış durumunu,  $g(r)$  ise, radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinin değiştirilmemiş durumunu temsil etmektedir.



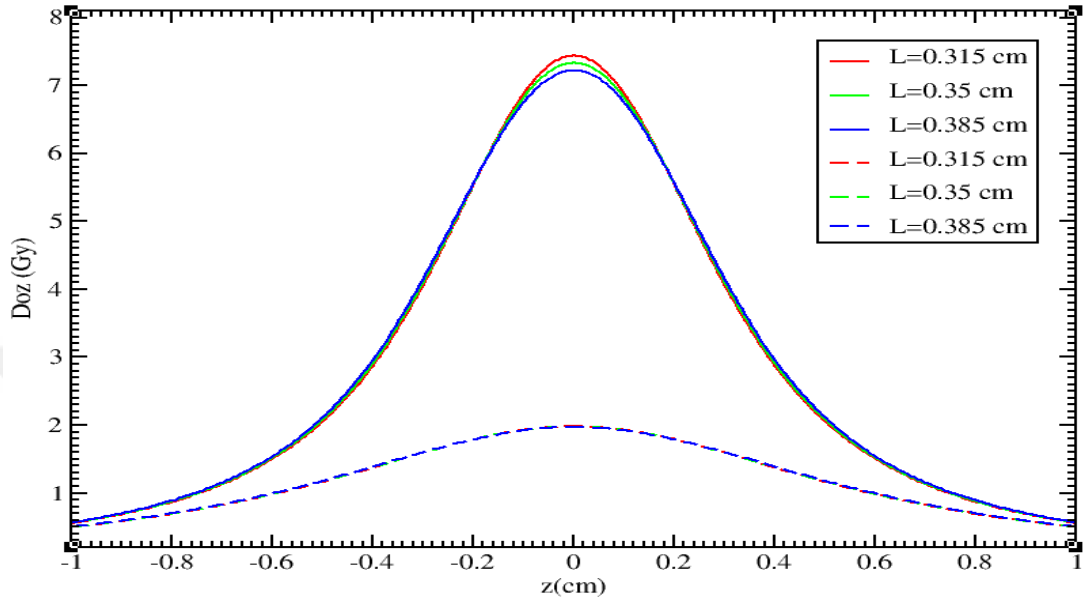


**Şekil 4.90.** VariSource VS2000 kaynağı için, radyal doz fonksiyonunda alınan mesafelerin azaltılması ile hesaplanan doz değerlerinin,  $g(r)$  tablo değerlerinde bir değişiklik yapılmadan elde edilen doz değerlerine oranının,  $D_{g'(r)}/D_{g(r)}$ , xz düzleminde alınan doz dağılım deseni.



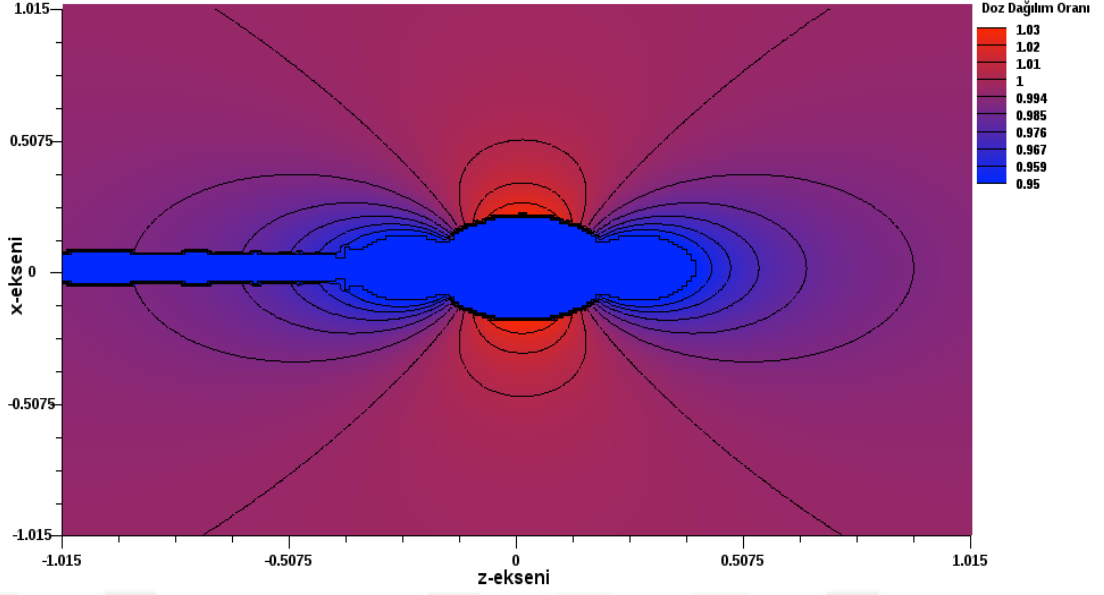
**Şekil 4.91.** VariSource VS2000 kaynağı için,  $g'(r)$  radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinin azaltılması ile  $g(r)$  radyal doz fonksiyonunun tablo değerlerinde bir değişiklik yapılmaması durumunda kaynak merkezi dik ekseninden alınan noktaların gösterimi.

TPSDose43 programında diğeri bir değiştirilebilir parametrede, kaynağın aktif uzunluğudur. Kaynağın geometrik dizaynı muhafaza edilerek sadece aktif çekirdeğinin uzunluğunda  $\pm \% 10$  ' luk değişim göz önüne alındığında, dozda oluşabilecek değişimler incelenmiştir.

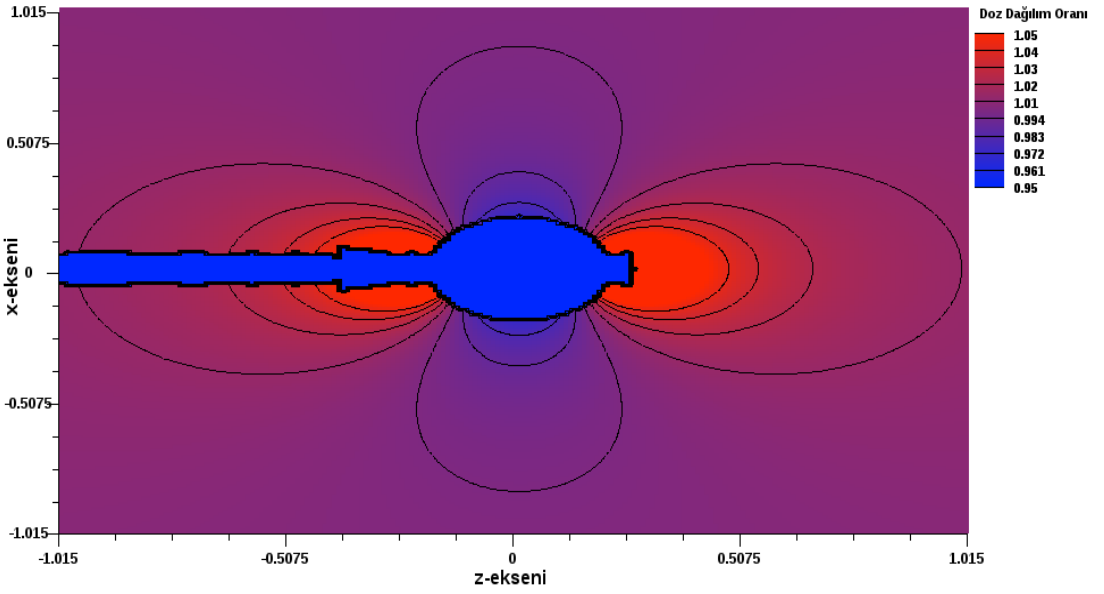


**Şekil 4.92.** GammaMed Plus kaynağının aktif uzunluğunun,  $\pm \% 10$  değiştirilmesi ve uzunluğun aynı kalmasıyla, TPSDose43 programından elde edilen doz değerlerinin karşılaştırılması (Düz çizgiler x: 0.3 cm ve y: 0.0 cm' de elde edilen doz profillerini, kesikli çizgiler x: 0.6 cm ve y: 0.0 cm' de elde edilen doz profillerini temsil etmektedir).

Şekil 4.92 incelendiğinde, transvers eksen üzerinde kaynağa yakın radyal mesafelerde kaynağın aktif uzunluğu değiştirilerek yapılan doz hesaplamalarının sonucunda elde edilen değerlerle geçerli aktif kaynak durumu için elde edilen değerler arasında birtakım farklılıkların oluştuğu görülmektedir. Ancak bu farklılıklar yaklaşık olarak %1 ila %1.5 civarında olduğu için, aktif kaynak uzunluğunun  $\pm \% 10$  tolerans değerleri içinde değiştirilmesinin pek bir fark oluşturmadığı ve aktif kaynak boyutunun, bu tolerans değerleri arasında değiştirilebileceği söylenebilir. Aktif kaynak boyutundaki değişimin, transverse eksen üzerinde kaynaktan uzaklaştıkça gözle görülebilir bir farklılık oluşturmadığı Şekil 4.92' de gösterilmektedir. Merkezi dik kesit üzerinde yapılan incelemelerde maksimum %5 civarında doz farklılıkları Şekil 4.93 ve Şekil 4.94' de gözlenmiştir.

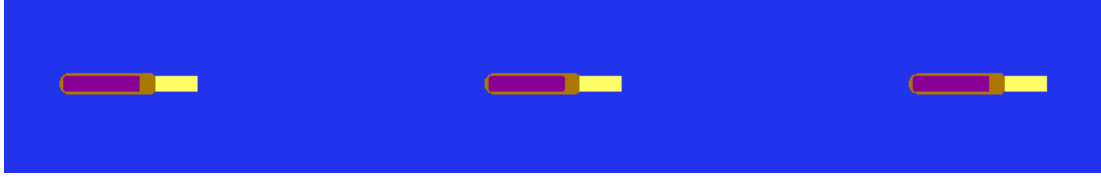


**Şekil 4.93.** GammaMed Plus kaynağının aktif uzunluğunun %10 azaltılması ile hesaplanan doz değerinin, kaynağın aktif uzunluğu değiştirilmeden hesaplanan doz değerine oranının xz düzleminde transvers eksen üzerinde alınan doz dağılım deseni.

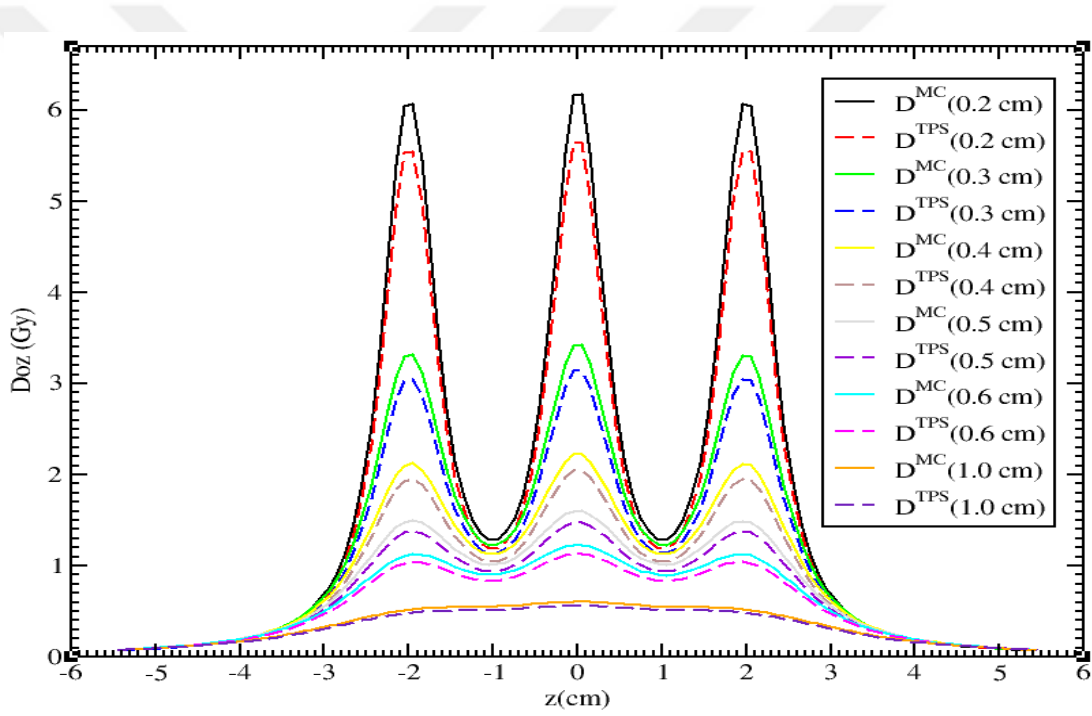


**Şekil 4.94.** GammaMed Plus kaynağının aktif uzunluğunun %10 artırılmış olarak hesaplanan doz değerinin, kaynağın aktif uzunluğu değiştirilmeden hesaplanan doz değerine oranı.

Bir su fantomu içerisinde yerleştirilmiş microSelectron-v2 kaynağının, z koordinat ekseninde -2.0, 0.0 ve 2.0 cm'lik noktalarındaki bekleme pozisyonları Şekil 4.95 'de verilmiştir. Şekil 4.96' da, kaynağın üç bekleme pozisyonu için kaynaktan belirli uzaklıklarda BrachyDose ve TPSDose43 programlarından elde edilmiş doz dağılımları karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.



**Şekil 4.95.** Su ortamına belirli aralıklarla yerleştirilmiş 3 microSelectron-v2 kaynak konfigürasyonu için yz koordinat düzleminde alınmış görüntü.



**Şekil 4.96.** Belli aralıklarla yanyana yerleştirilmiş 3 microSelectron-v2 kaynak bekleme pozisyonları için, TPSDose ve BrachyDose programlarından elde edilen doz dağılımlarının, kaynaklardan farklı radyal mesafelerde karşılaştırılması (Düz çizgiler BrachyDose programından elde edilen doz dağılımlarını, kesikli çizgiler ise TPSDose43 programından hesaplanan doz dağılımlarını temsil etmektedir).

BrachyDose ve TPSDose43 ile hesaplanan doz değerleri arasında, kaynağa yakın radyal mesafelerde gözle görülebilir farklılıkların meydana geldiği, kaynaktan 0.3 cm' den büyük radyal mesafelerde ise bu farklılıkların ortadan kalktığı görülmektedir. Kaynaktan yaklaşık 1 cm' den uzak mesafelerde MC ile hesaplanan doz değerlerinin TPSDose43 ile hesaplanan değerlere yakın sonuçlar verdiği

gözlenmektedir. Bu durum, iki değer arasında 1 cm' den uzak mesafeler için anlamlı bir farklılığın olmadığı sonucunu ortaya koymaktadır.

#### 4.4. Tedavi Planlaması Senaryoları

Gerçeğe uygun olarak düşünülen bir meme brakiterapisi için örnek bir hastaya ait CT verileri kullanılarak, 3DSlicer programında oluşturulan doku eşdeğeri 3-boyutlu matematiksel bir fantom modelinde ve tüm voksellerin su olarak kabul edildiği aynı sınır değerlere sahip bir fantomda, microSelectron-v1 <sup>192</sup>Ir yüksek doz hızlı brakiterapi kaynağına ait doz hesaplamaları için farklı senaryolar düşünülerek bir dizi simülasyon çalışması yapılmıştır. EGSnrc tabanlı BrachyDose MC doz hesaplama işlemlerinde ortam farklılıklarının ve voksel boyut değerlerinin oluşturacağı etkiyi incelemek amacıyla, su ve doku ortamlarında üç farklı voksel boyutu için, aynı planlama koşulları altında doz hesaplamaları yapılmıştır. Bu iki ortam için hesaplanmış doz değerleri arasındaki farklılıklar, doz hacim histogramları (DVH), klinik dozimetrik parametreler, izodoz çizgileri ve yüzde doz farkları karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Bir meme hastası için yapılması planlanan MC simülasyon çalışmalarında, hastaya ait anatominin ve doku bileşimlerinin BrachyDose kod sisteminde tanımlanabilmesi amacıyla, hasta anatomisine eşdeğer olan bir geometrinin vokselize edilmiş matematiksel bir fantom olarak tasarlanabilmesi gerekmektedir. Bu çalışma için ele alınan örnek hasta geometrisinin, 3DSlicer programı yardımıyla simülasyon işlemlerine aktarılması sağlanmıştır. CT görüntülerinden kesimleme yapılarak oluşturulan vokselize edilmiş bir geometride var olan materyal cinsi ve kütle yoğunluğu değişkenleri, CT kalibrasyon eğrisi kullanılarak elde edilmiştir. TG-186 raporunda her bir organ için tanımlanmış doku bileşimleri ve yoğunluk değerleri Tablo 4.25' te verilmektedir. Doku materyal bilgilerinin dahil edildiği 3-boyutlu ızgara yapısındaki vokselize geometri ortamında, kaynaktan yayınlanan radyasyon parçacıklarının simülasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Simülasyon çalışması için hazırlanan ve doku ataması yapılmış olan organ kesit görüntüleri Şekil 4.97' de gösterilmektedir. Ancak, hesaplama verimliliğini artırmak amacıyla, fantom modeli aksiyel, sagittal ve koronal kesit görüntüleri dikkate alınarak, x, y ve z yönlerinde yeniden boyutlandırılmış ve ilgilenilen bölge (ROI), Şekil 4.98' de gösterildiği gibi belirlenmiştir. Şekil 4.99' da, doku atamasının yapıldığı bir dizi aksiyel kesit

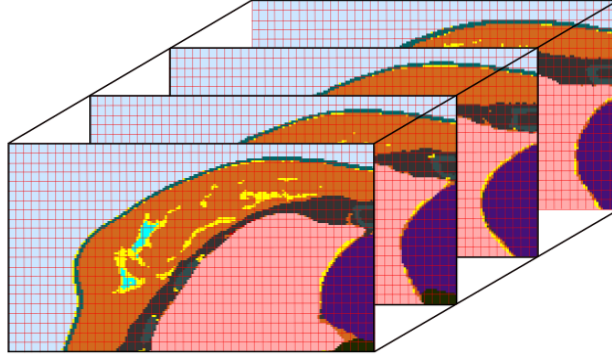
görüntülerinden oluşmuş 3-boyutlu vokselize fantom modelinin temsili görüntüsü verilmektedir.



**Şekil 4.97.** BrachyDose MC simülasyon çalışmaları için hazırlanan organ kesit görüntüleri.



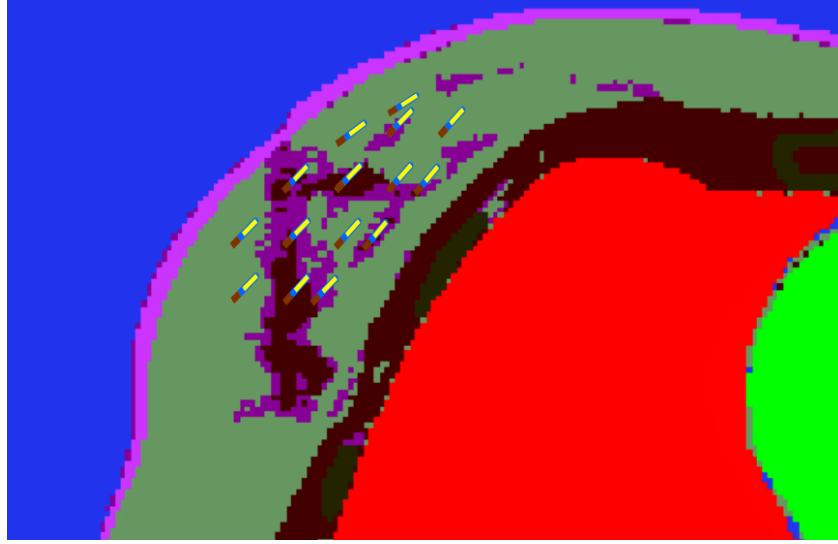
**Şekil 4.98.** BrachyDose MC simülasyon çalışması için belirlenen ilgilenilen bölge (ROI).



**Şekil 4.99.** BrachyDose MC simülasyon çalışmaları için, her bir voksele doku ataması yapılarak oluşturulmuş vokselize fantom modelinin temsili görüntüsü.

Bu tez çalışmasında, Multikateter intertisyel brakiterapi yöntemi düşünülerek yapılan planlama çalışmalarında kaynak bekleme pozisyonları, radyoterapi sonrası yapılması planlanan meme brakiterapi uygulamalarında, hasta için reçete edilecek doz değerinin yaklaşık 34 Gy olduğu ifade edilen literatür çalışmaları [93] dikkate alınarak belirlenmiştir. Bu çalışmada doz hesabının yapılacağı ilgilenilen bölge, sağ göğsün merkezine yakın ve kaynak bekleme noktalarından farklı keyfi olarak tanımlanmıştır. Belirlenen kaynak bekleme noktaları, hastanın tüm meme dokusuna ait hacim ve şekil değişikliklerine göre kişiden kişiye değişebileceği için, burada düşünülen planlama çalışması başka bir hasta için uygulandığında, hesaplanan doz değerlerinde birtakım farklılıklar gözlenecektir.

Hastaya özgü bir fantom modeli kullanılarak, meme bölgesi için belirlenmiş 34 Gy' lik dozun, planlanan hedef hacmin en az %90' nını kapsayacağı en uygun tedavi planını oluşturmak amacıyla, radyoaktif kaynağının pozisyon sayısı ve kaynak bekleme lokasyonları üzerine birçok planlama çalışması yapılmıştır. Bu planlama çalışmaları ilk olarak TG-43 formülasyonu dikkate alınarak optimize edilmiştir. Çeşitli planlama senaryoları sonucunda, tek bir microSelectron-v1 <sup>192</sup>Ir brakiterapi kaynak modeli için 15 farklı bekleme noktası belirlenmiştir. Kaynağın bekleme pozisyonlarına ait temsili görüntüsü Şekil 4.100' de gösterilmektedir. Her bir kaynak bekleme pozisyonunun aralığı yaklaşık 1 cm olarak ayarlanmıştır.



**Şekil 4.100.** Hastanın anatomik yapısı dikkate alınarak oluşturulmuş vokselize bir fantom modelinde, kaynağa ait 15 farklı bekleme pozisyonunun temsili görüntüsü.

Bu tez çalışmasında, simülasyonda kullanılacak voksel boyut değerinin, su ve doku ortamlarında yapılan doz hesaplamaları üzerindeki etkisini incelemek amacıyla, 3 farklı voksel boyutu ele alınmıştır.  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  olarak taranan CT görüntülerinden kesimleme işlemi ile oluşturulan grid tabanlı fantom modeli ayrıca,  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksellere dönüştürülmüştür. Hazırlanan 3-boyutlu vokselize fantomlar,  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  voksel boyutu için yaklaşık olarak  $2 \times 10^6$  voksel,  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  voksel boyutu için yaklaşık olarak  $4 \times 10^5$  voksel ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  voksel boyutu için yaklaşık olarak  $25 \times 10^4$  voksel oluşmuştur. Oluşturulan bu geometrik fantom modellerinde, ortam değişkeninin su ve doku olması durumuna göre doz hesaplamaları için ayrı simülasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. Her bir simülasyon çalışması  $1 \times 10^8$  foton kullanılarak yapılmıştır. Klinik uygulamalarda tek bir kaynak modeli için belirlenmiş olan bekleme pozisyonlarında doz hesabı ayrı ayrı yapılmaktadır. Bu tez çalışmasında, simülasyon çalışmaları için kullanılan BrachyDose MC kodu içerisinde, HDR kaynak modelleri için tanımlı olan çalışma modu ile klinik uygulamadaki aynı işlem gerçekleştirilmiştir.

EGSnrc kullanıcı kodu BrachyDose ile yapılan simülasyon çalışmalarında doz hacim histogramları (DVH), üç boyutlu tedavi planlamalarında hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin elde edilmesini sağlaması bakımından önemlidir. Bu sebeple, doz hesaplamaları yapıldıktan sonra DVH tabanlı analizler dozimetrik



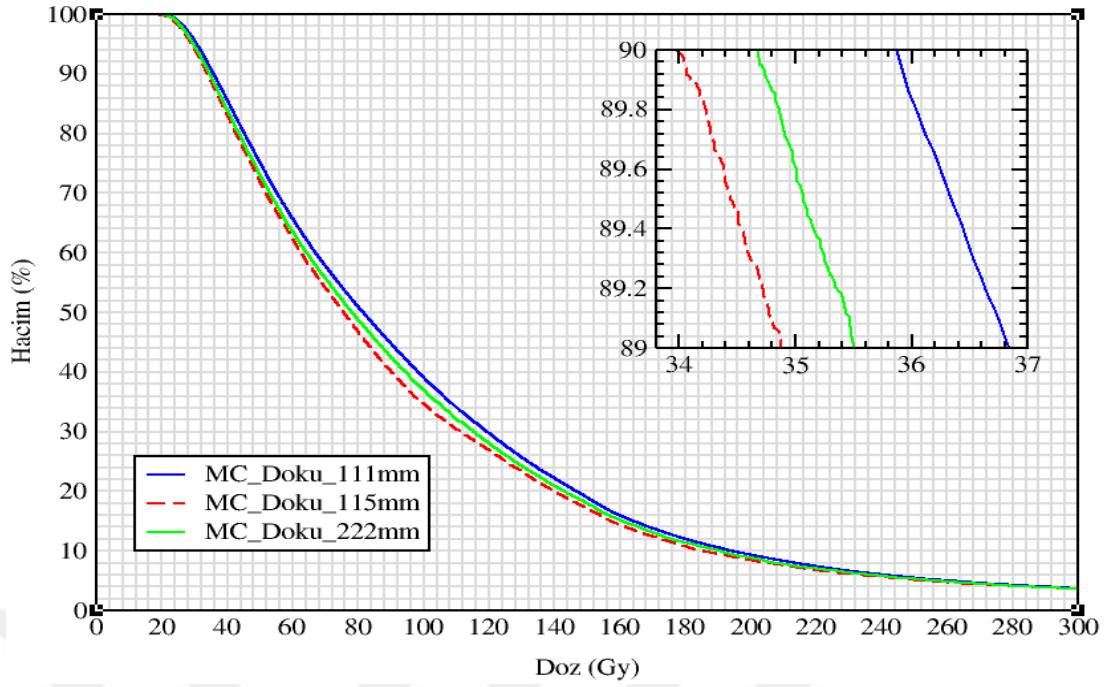
değerlendirme amaçlı kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında su ve doku ortamı için üç farklı voksel büyüklüğü kullanılarak elde edilen DVH grafikleri Şekil 4.101-Şekil 4.102’ de gösterilmektedir. Hedef hacme verilecek doz değerinin hesaplandığı planlama çalışmasının doğruluğunu değerlendirmek amacıyla, hedef hacmin %90’ nını kapsayan minimum doz değeri ( $D_{90} = 34Gy$ ), reçete edilen dozun %100’ ünü ve %150’ sini alan hacim (sırasıyla  $V_{100}$  ve  $V_{150}$ ) ve doz homojen indeksi (DHI) [99] gibi klinik dozimetrik parametreler incelenmiştir. Doz homojen indeksi;

$$DHI = 1 - \frac{V_{150}}{V_{100}} \quad (4.4)$$

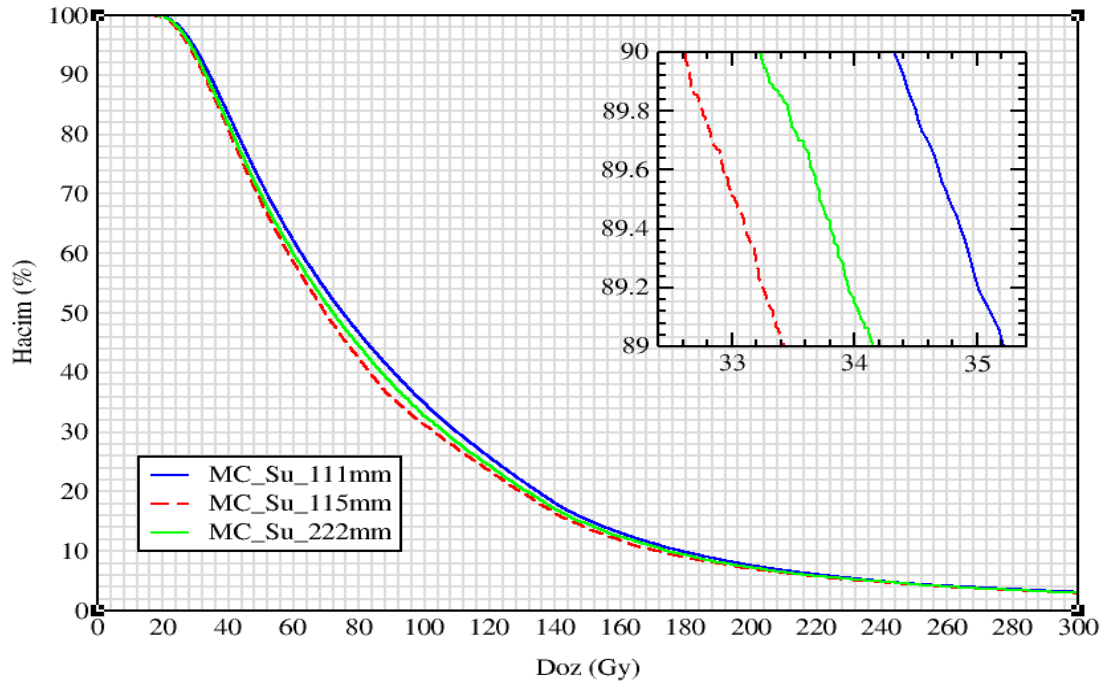
denklem 4.4 ile verilmektedir. Planlanan hedef hacim için reçete edilen dozun homojenliğini değerlendiren bu nicelik, doz hacim grafikleri kullanılarak hesaplanabilmektedir. Ayrıca, doku ve su ortamlarında tüm  $^{192}Ir$  kaynak modelleri için oluşturulmuş izodoz grafikleri ve doz dağılım desenleri, voksel boyut değerleri de dikkate alınarak ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir.

**Tablo 4.25.** TG-186 raporunda verilen doku materyal tanımları ve kütle yoğunlukları [8].

DOKULAR	% Kütle											Kütle Yoğunluğu gcm <sup>-3</sup>
	H	C	N	O	Na	P	S	K	Cl	Ca	Mg	
Prostat	10.5	8.9	2.5	77.4	0.2	0.1	0.2	0.2	-	-	-	1.04
Yağ	11.4	59.8	0.7	27.8	0.1	-	0.1	-	0.1	-	-	0.95
Meme Bezi	10.6	33.2	3.0	52.7	0.1	0.1	0.2	-	0.1	-	-	1.02
Erkek için Yumuşak Doku	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	1.03
Kadın için Yumuşak Doku	10.6	31.5	2.4	54.7	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	-	-	1.02
Cilt	10.0	20.4	4.2	64.5	0.2	0.1	0.2	0.1	0.3	-	-	1.09
Kortikal Kemik	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	-	-	22.5	0.2	1.92
Göz Merceği	9.6	19.5	5.7	64.6	0.1	0.1	0.3	-	0.1	-	-	1.07
Akciğer (şişirilmiş)	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	-	-	0.26
Karaciğer	10.2	13.9	3.0	71.6	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2	-	-	1.06
Kalp	10.4	13.9	2.9	71.8	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2	-	-	1.05
Su	11.2	-	-	88.8	-	-	-	-	-	-	-	1.00



**Şekil 4.101.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ ,  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ 'lük üç voksel boyutu kullanılarak doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması.



**Şekil 4.102.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ ,  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ 'lük üç voksel boyutu kullanılarak su ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması.

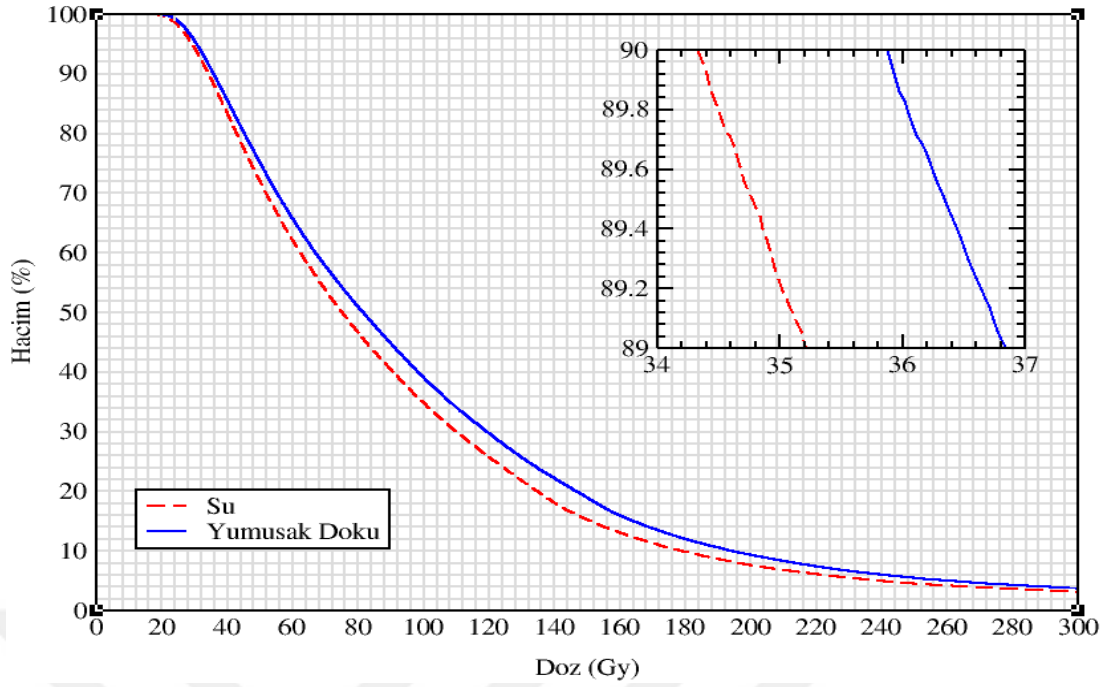
**Tablo 4.26.** microSelectron-v1 kaynağı için 3 farklı voksel büyüklüğü kullanılarak doku ortamında elde edilen doz-hacim grafiklerinden elde edilen klinik dozimetrik parametreler.

<i>Voksel Boyutları</i>	<i>D<sub>90</sub></i>	<i>V<sub>100</sub></i>	<i>V<sub>150</sub></i>	<i>DHI</i>
1.0 x 1.0 x 1.0 mm <sup>3</sup>	36	39	19	0.52
1.0 x 1.0 x 5.0 mm <sup>3</sup>	34	35	17	0.51
2.0 x 2.0 x 2.0 mm	35	37	18	0.52

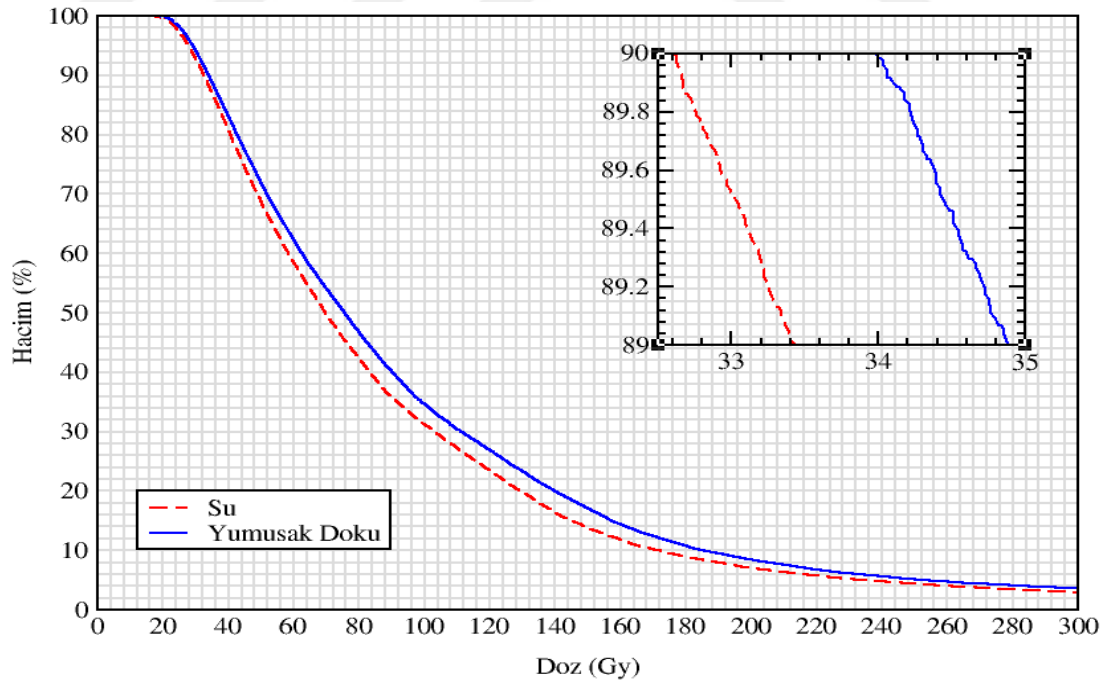
**Tablo 4.27.** microSelectron-v1 kaynağı için 3 farklı voksel büyüklüğü kullanılarak su ortamında elde edilen doz-hacim grafiklerinden elde edilen klinik dozimetrik parametreler.

<i>Voksel Boyutları</i>	<i>D<sub>90</sub></i>	<i>V<sub>100</sub></i>	<i>V<sub>150</sub></i>	<i>DHI</i>
1.0 x 1.0 x 1.0 mm <sup>3</sup>	34	35	15	0.56
1.0 x 1.0 x 5.0 mm <sup>3</sup>	33	31	14	0.56
2.0 x 2.0 x 2.0 mm	33	33	15	0.55

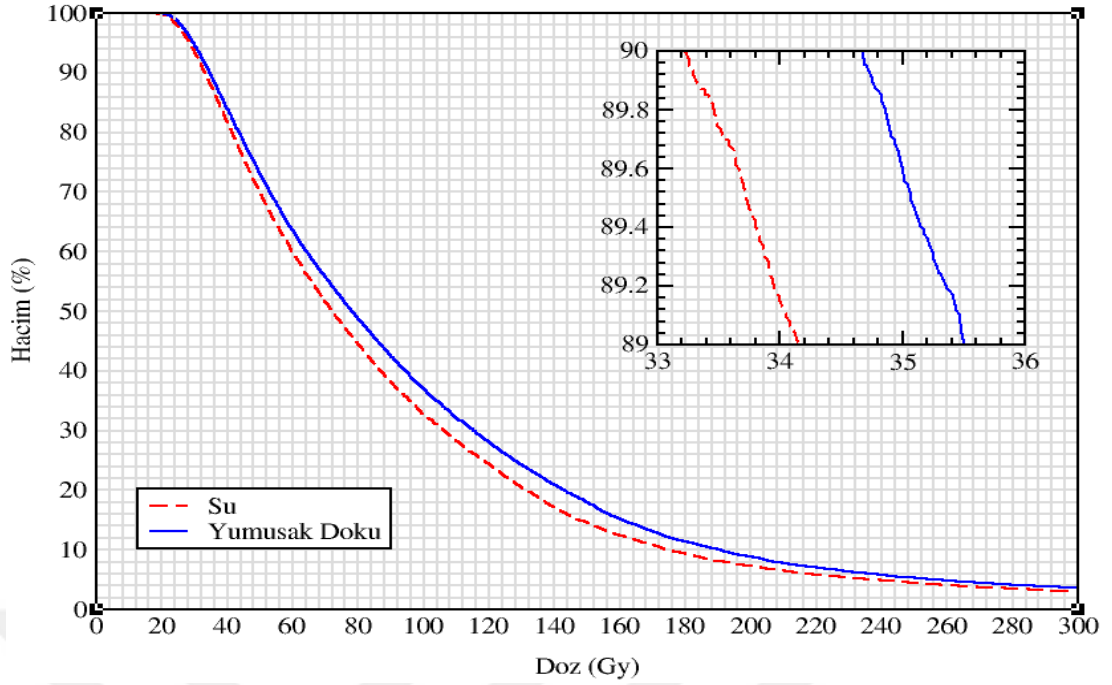
Şekil 4.101' de doku ortamı için elde edilen DVH grafiklerinden, planlanan hedef hacmin %90' nını kapsayan doz değerlerinin, 1.0x1.0x1.0 mm<sup>3</sup>, 1.0x1.0x5.0 mm<sup>3</sup> ve 2.0x2.0x2.0 mm<sup>3</sup>'lük voksel boyutları için sırasıyla 36 Gy, 34 Gy ve 35 Gy olarak hesaplandığı görülmektedir. Tablo 4.26' da, üç farklı voksel boyutu için doku ortamında hesaplanan D<sub>90</sub>, V<sub>100</sub>, V<sub>150</sub> ve doz homojen indeks (DHI) değerleri verilmektedir. 0 ile 1 arasında olması beklenen doz homojen indeks değeri, doku ortamı için yaklaşık 0.52 olarak hesaplanmıştır. Tablo 4.27' de verilen klinik dozimetrik parametreler, su ortamı için üç farklı voksel boyutu kullanılarak hesaplanmış olup, Şekil 4.102' de gösterilen DVH grafiklerinden elde edilmiştir. D<sub>90</sub> değerleri, 1.0x1.0x1.0 mm<sup>3</sup>, 1.0x1.0x5.0 mm<sup>3</sup> ve 2.0x2.0x2.0 mm<sup>3</sup>'lük voksel boyutları için sırasıyla 34 Gy, 33 Gy ve 33 Gy olarak bulunmuştur. Doz homojen indeks değerleri ise yaklaşık olarak 0.56 değerinde hesaplanmıştır. Her bir voksel büyüklüğü için su ve doku ortamlarında elde edilen doz hacim grafikleri, ortam değişkenine bağlı olarak doz değerlerinde oluşabilecek farklılıkları incelemek amacıyla karşılaştırmalı Şekil 4.103-4.105' de gösterilmektedir.



**Şekil 4.103.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük vöksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması.



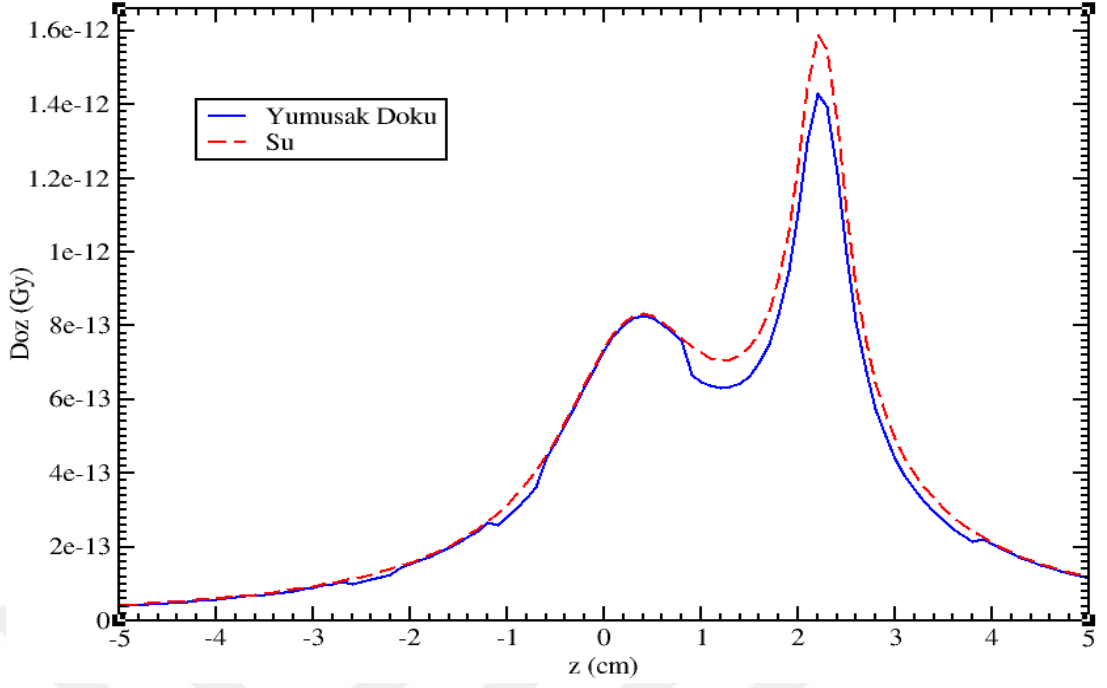
**Şekil 4.104.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük vöksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması.



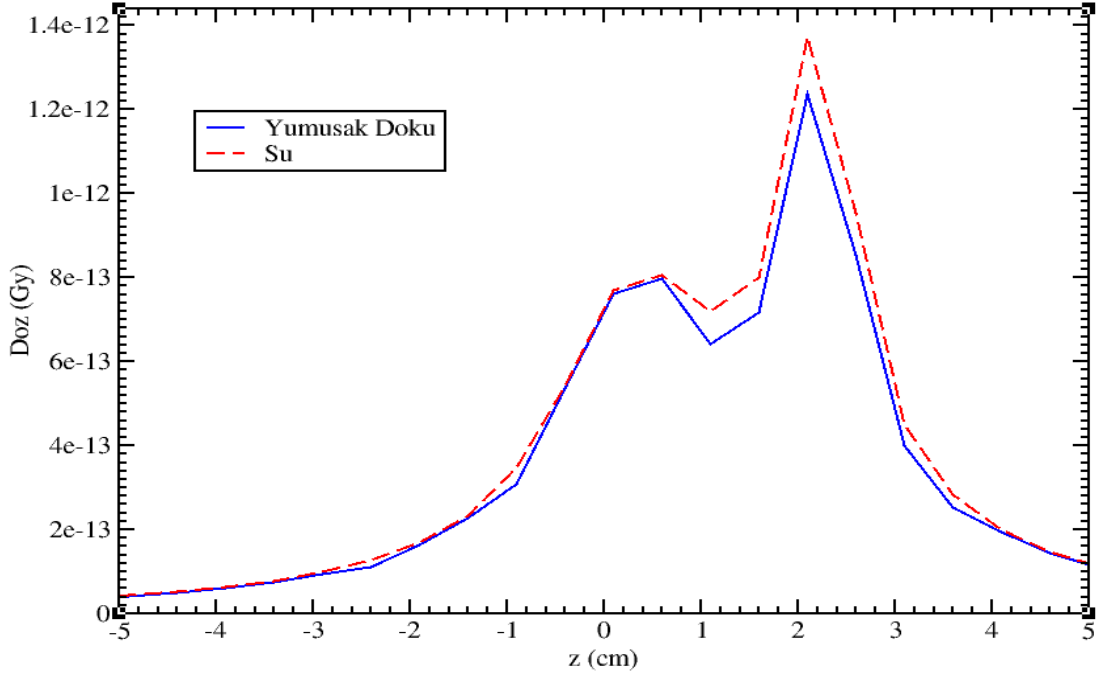
**Şekil 4.105.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük vöksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamında elde edilen Doz Hacim Grafiklerinin (DVH) karşılaştırılması.

Şekil 4.103-4.105 incelendiğinde, aynı planlama koşulları altında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ ,  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  vöksel boyutları için su ve doku ortamlarında hesaplanan  $D_{90}$  değerleri arasındaki farkın %4 civarında olduğu görülmektedir.

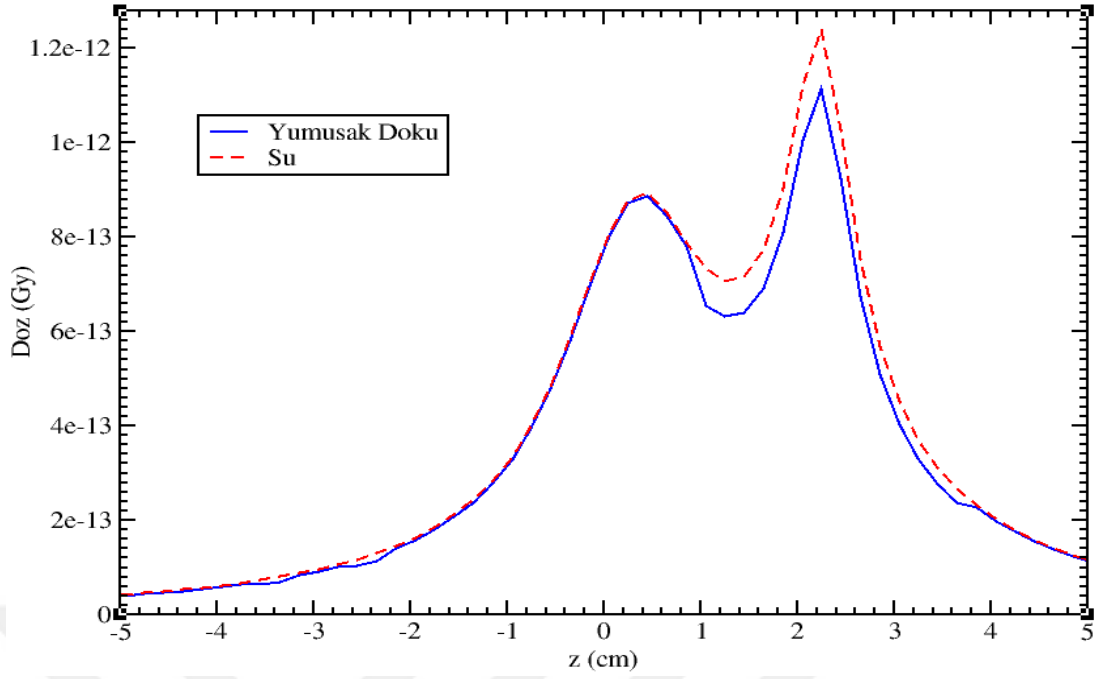
3 farklı vöksel boyutu için, doku ve su ortamlarında ayrı ayrı hesaplanan doz değerlerinden elde edilen doz dağılım profillerinin karşılaştırılması olarak gösterimi Şekil 4.106-4.108’ de verilmiştir. Doz profilinin alındığı nokta, kaynak bekleme pozisyonlarından farklı olarak rastgele tanımlanmıştır. Homojen olmayan gerçek doku ortamlarının lineer zayıflatma katsayılarının sudan farklı olması nedeniyle, doz profilinin alınacağı nokta için transvers eksen üzerinde radyal değişime bağlı olarak doku ve su ortamlarında elde edilen değerler arasında gözle görülür bir farklılık gözlenmektedir. Şekil 4.106-4.108 incelendiğinde, doz değerlerinin kaynakların bekleme pozisyonlarına yakın mesafelerde maksimum olduğu, kaynak bekleme konumlarından uzaklaştıkça minimum olduğu görülmektedir.



**Şekil 4.106.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamlarında z ekseninden alınan doz dağılım profilleri.



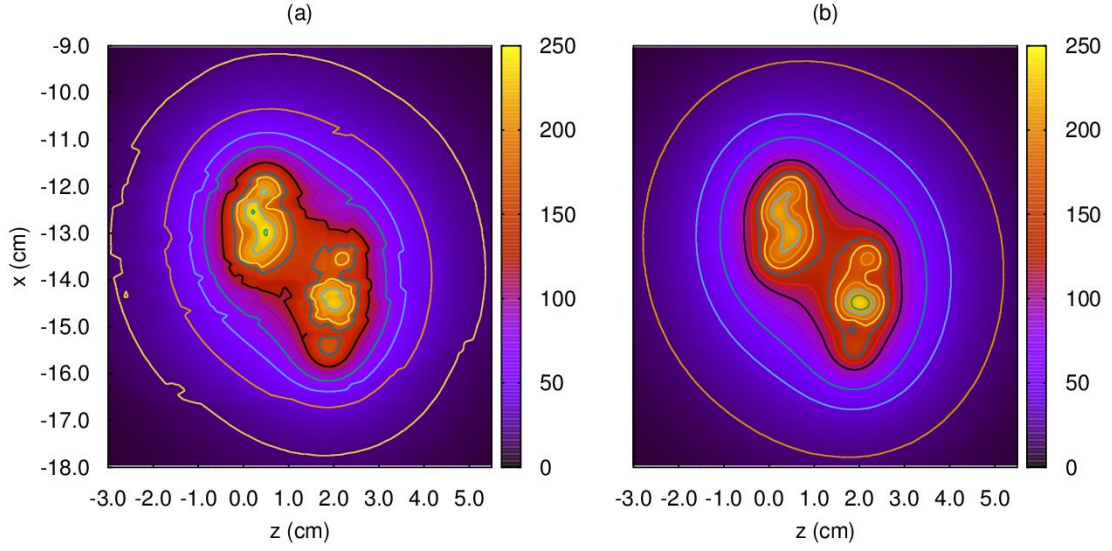
**Şekil 4.107.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamlarında z ekseninden alınan doz dağılım profilleri.



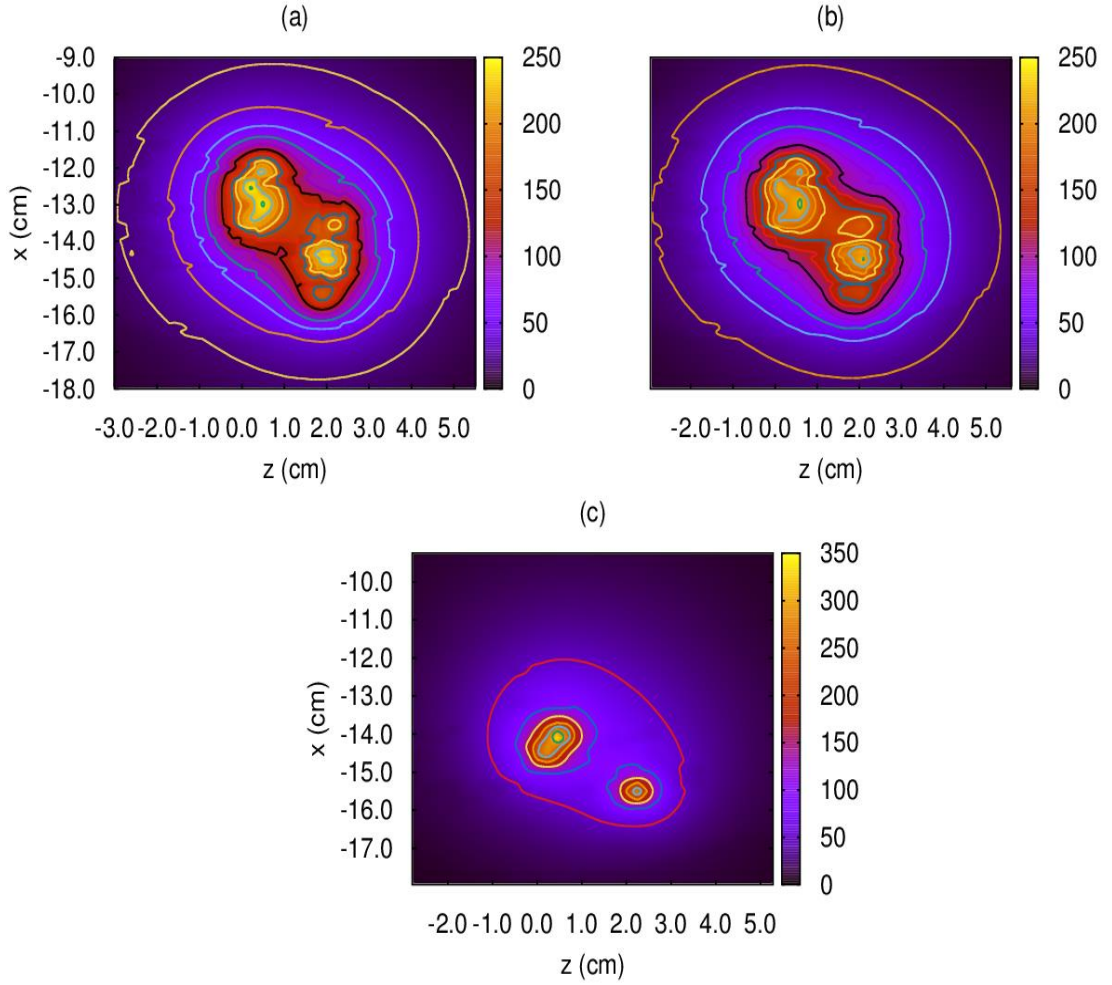
**Şekil 4.108.** microSelectron-v1  $^{192}\text{Ir}$  kaynağı için  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak su ve doku ortamlarında z ekseninden alınan doz dağılım profilleri.

Heterojen doku ve homojen su fantomlarında, HDR  $^{192}\text{Ir}$  kaynak modelleri için elde edilen izodoz çizgileri, Şekil 4.109-4.126' da sagittal kesit üzerinde gösterilmektedir. TG-43 hesaplamalarında hasta geometrisinin ve doku materyallerinin dikkate alınmaması nedeniyle su ve doku ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak elde edilen izodoz çizgileri arasındaki farklılıklar, microSelectron-v1 kaynak modeli için Şekil 4.109(a)-4.109(b)' de görülmektedir. Şekil 4.109(a) incelendiğinde, farklı doku materyallerinin mevcut olduğu heterojen ortamdaki izodoz çizgilerinde farklı saçılma ve zayıflama koşullarından dolayı dalgalı bir görünüm sergilenmekteyken, Şekil 4.109(b)' de her bir dokunun suya eşdeğer olması sebebiyle böyle bir durum görülmemektedir. Doku ortamında microSelectron-v1 kaynak modeli için hesaplanan doz değerlerinden elde edilen izodoz çizgileri, Şekil 4.110(a)' da  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  voksel boyutları için, Şekil 4.110(b)' de  $1 \times 1 \times 5 \text{ mm}^3$  voksel boyutları için ve Şekil 4.110(c)' de  $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$  voksel boyutları için sunulmuştur. Şekil 4.111-4.126 incelendiğinde, microSelectron-v1 kaynak modelinin dışında diğer  $^{192}\text{Ir}$  kaynak modelleri için elde edilen izodoz çizgilerinde de, doku ortamında spesifik hasta tarafından alınan gerçek organ dozlarının, suda hesaplanan değerlerden farklı olduğu görülmektedir. Tüm kaynak modelleri için doku ortamında  $1 \times 1 \times 5 \text{ mm}^3$  voksel boyutları kullanılarak elde edilen izodoz çizgilerinin kaynak modellerindeki boyutsal farklılıklara göre değişmediği gözlenmektedir.

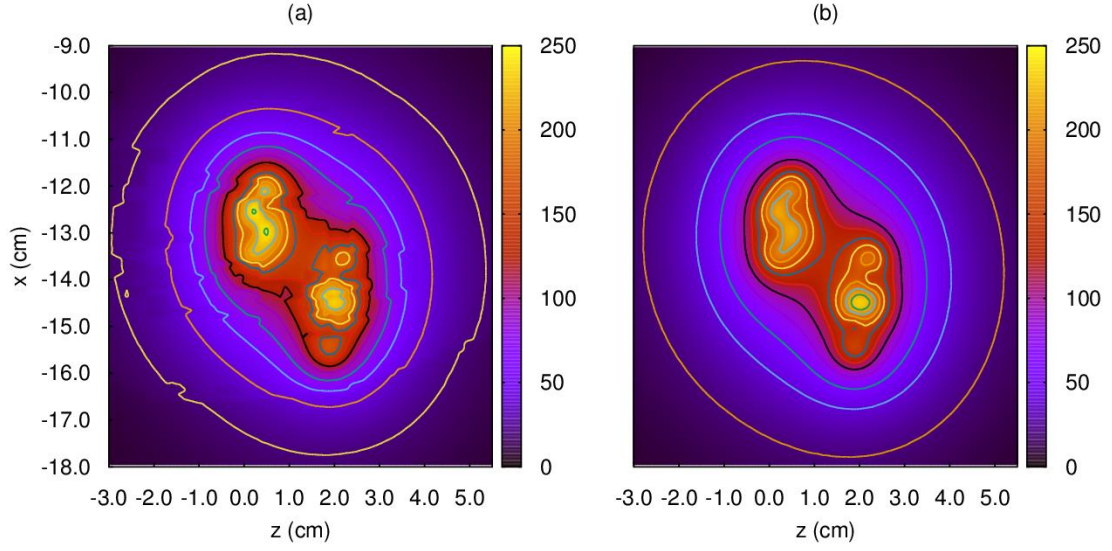




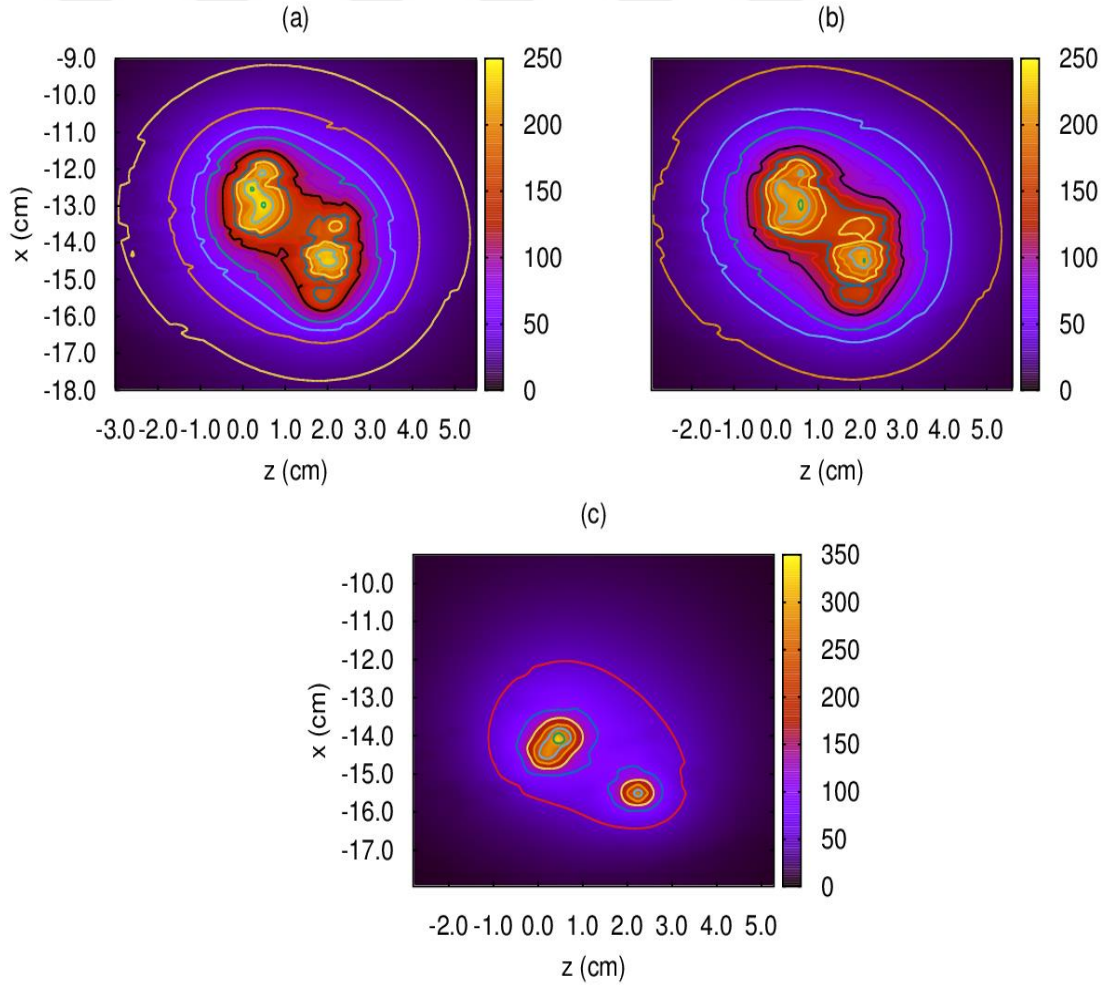
**Şekil 4.109.** microSelectron-v1 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



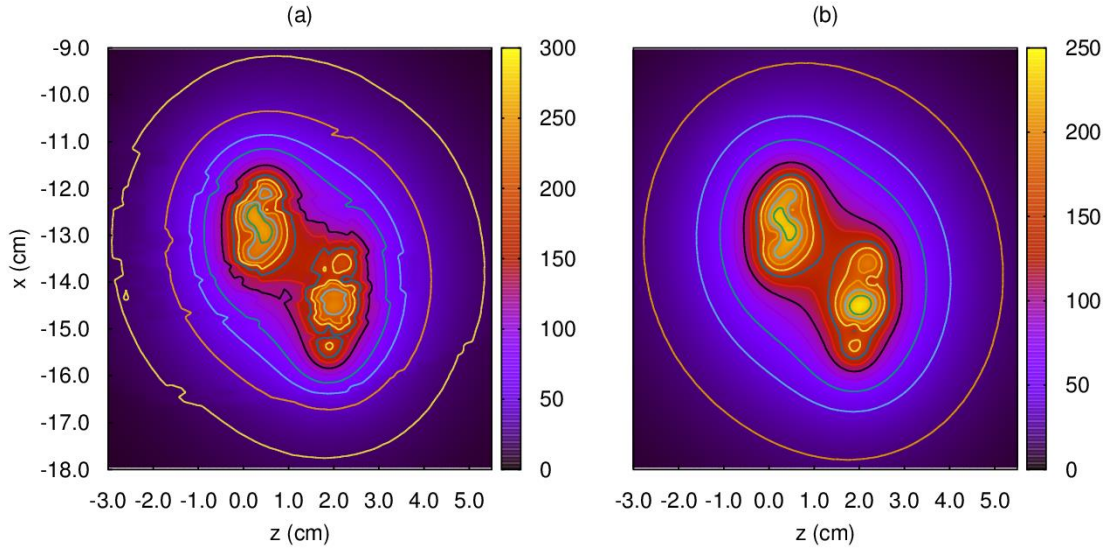
**Şekil 4.110.** microSelectron-v1 HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



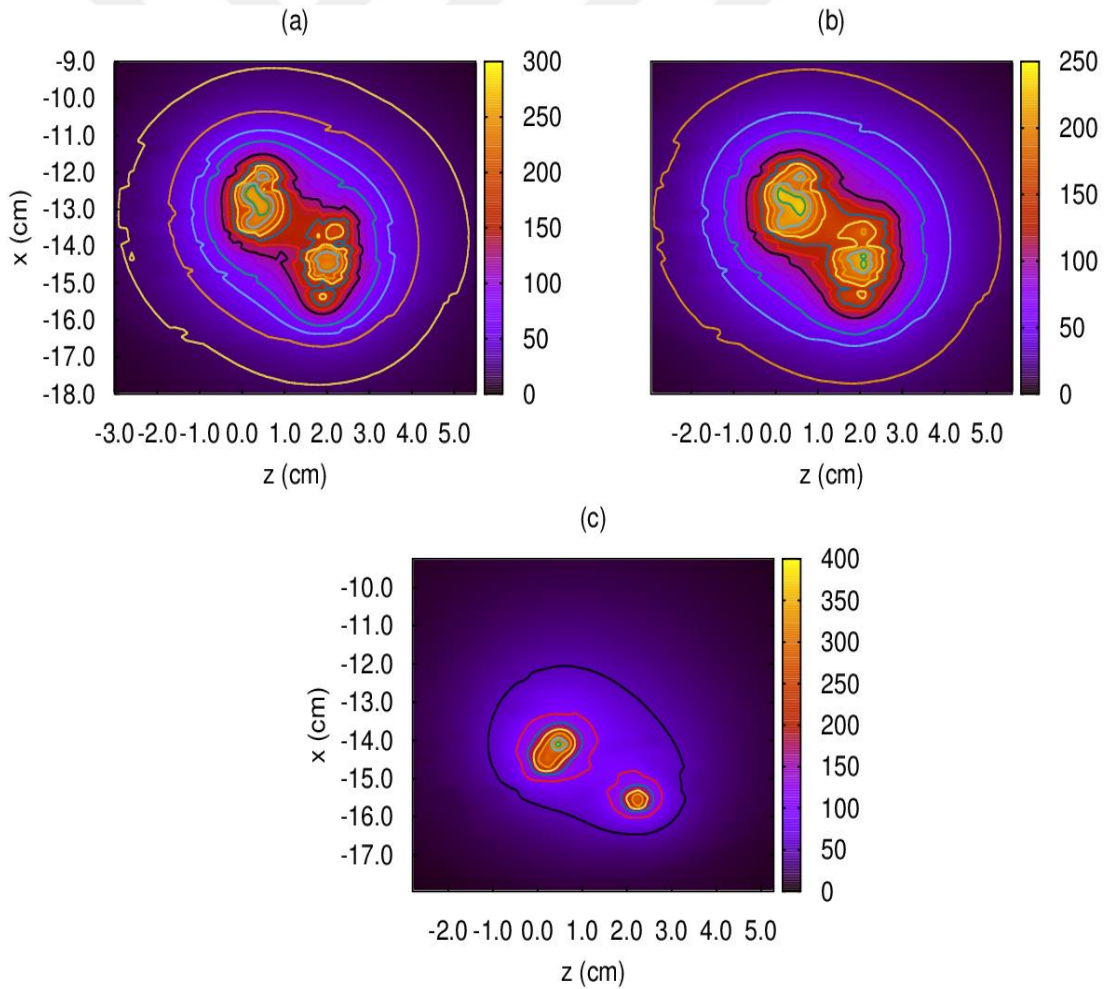
**Şekil 4.111.** microSelectron-v2 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



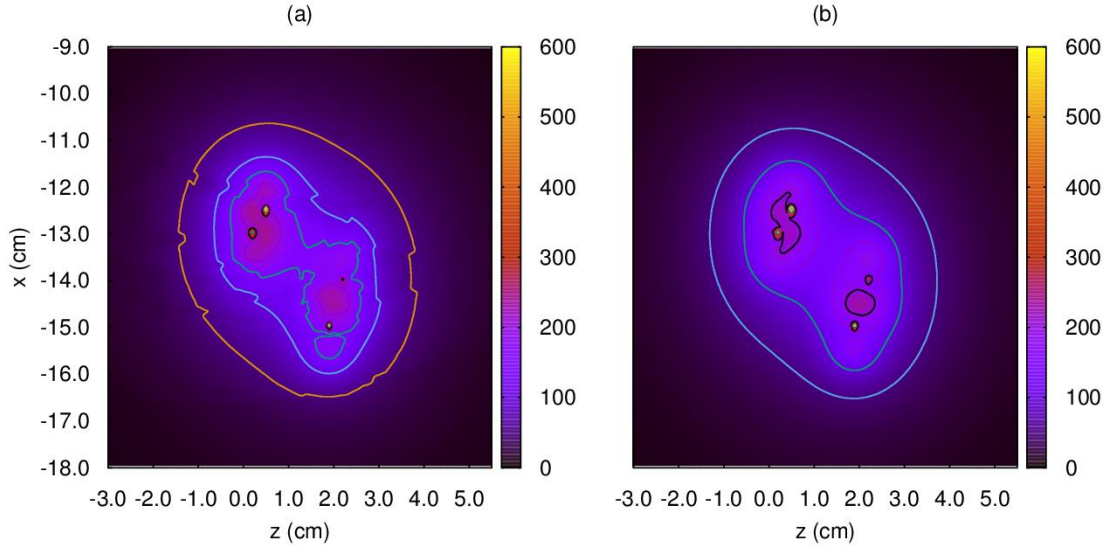
**Şekil 4.112.** microSelectron-v2 HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



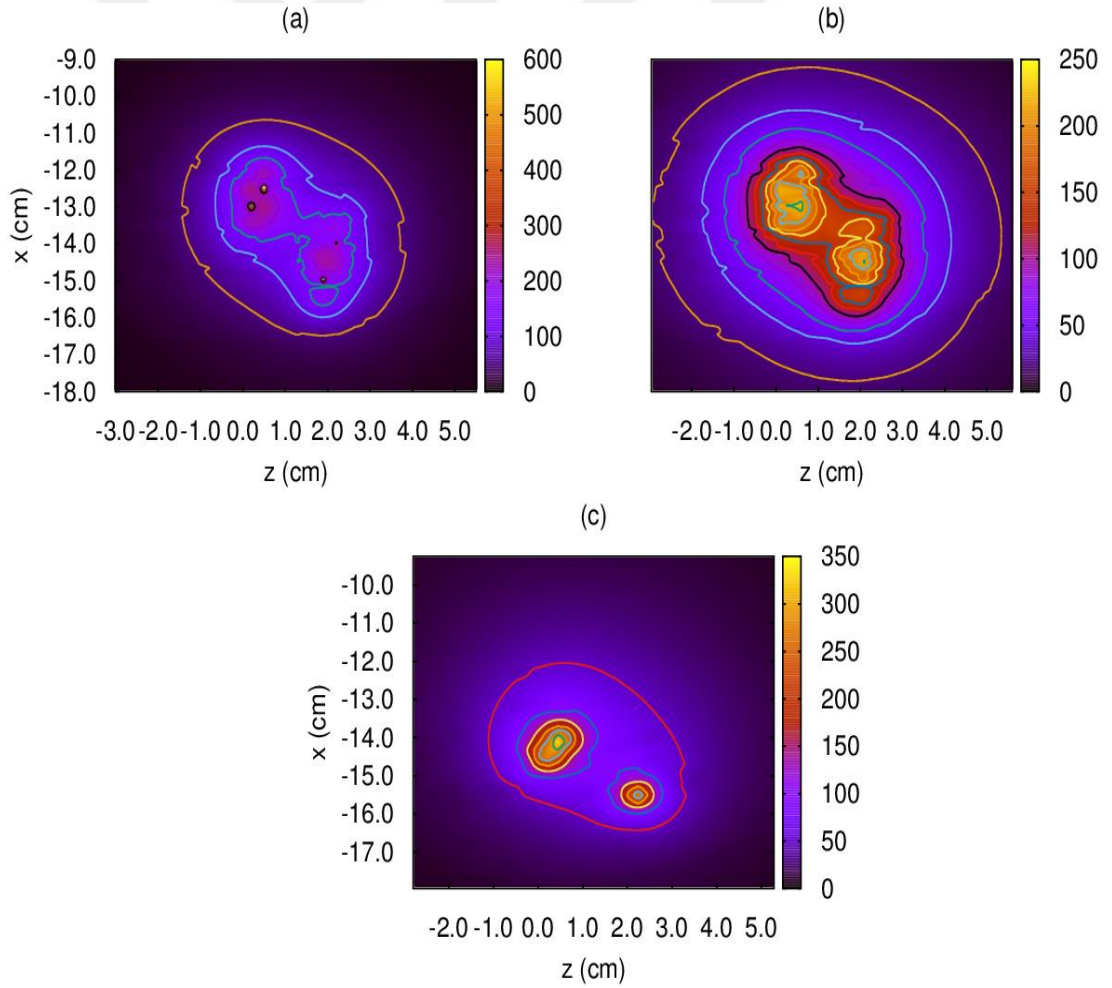
**Şekil 4.113.** VariSource VS2000 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



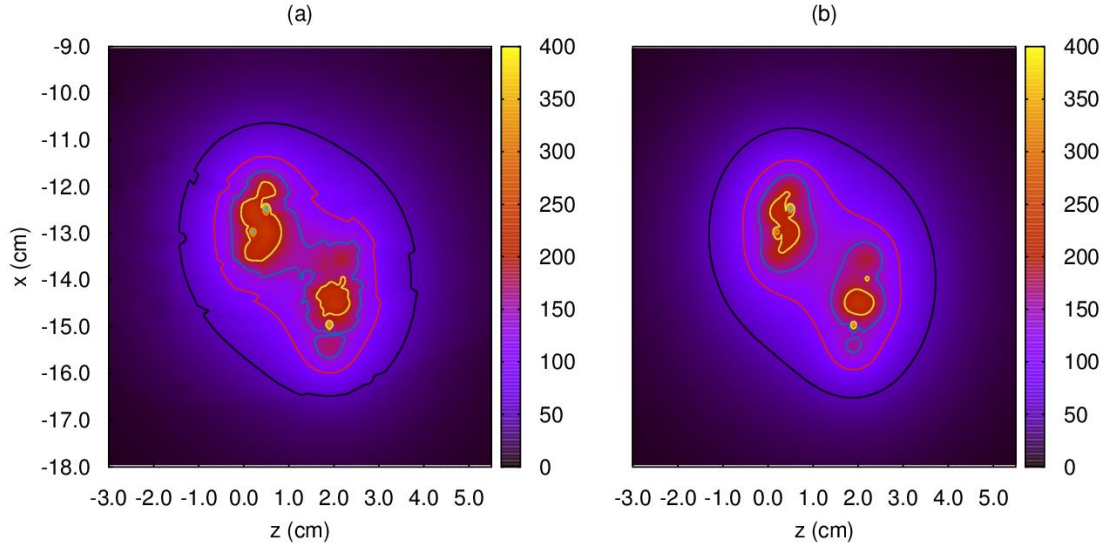
**Şekil 4.114.** VariSource VS2000 HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



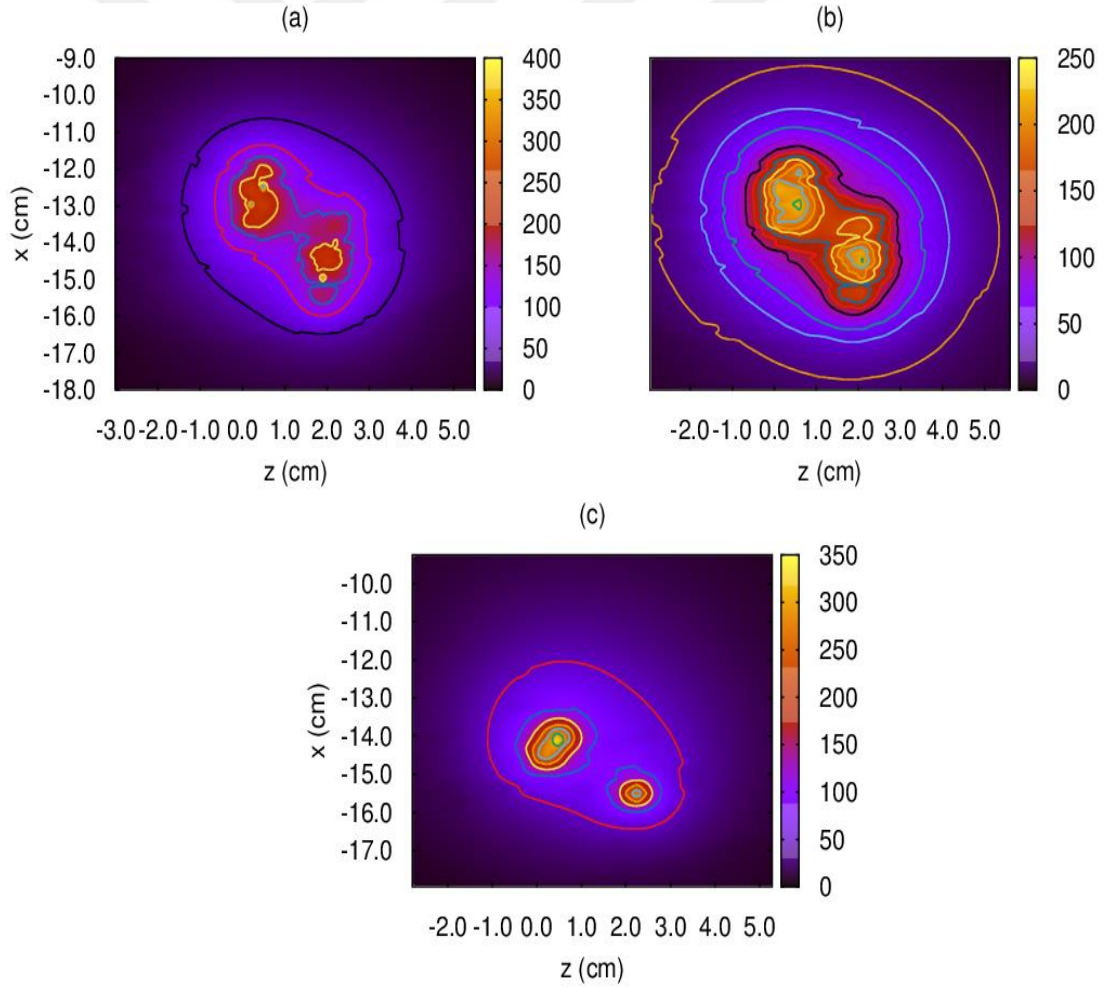
**Şekil 4.115.** GammaMed 12i HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



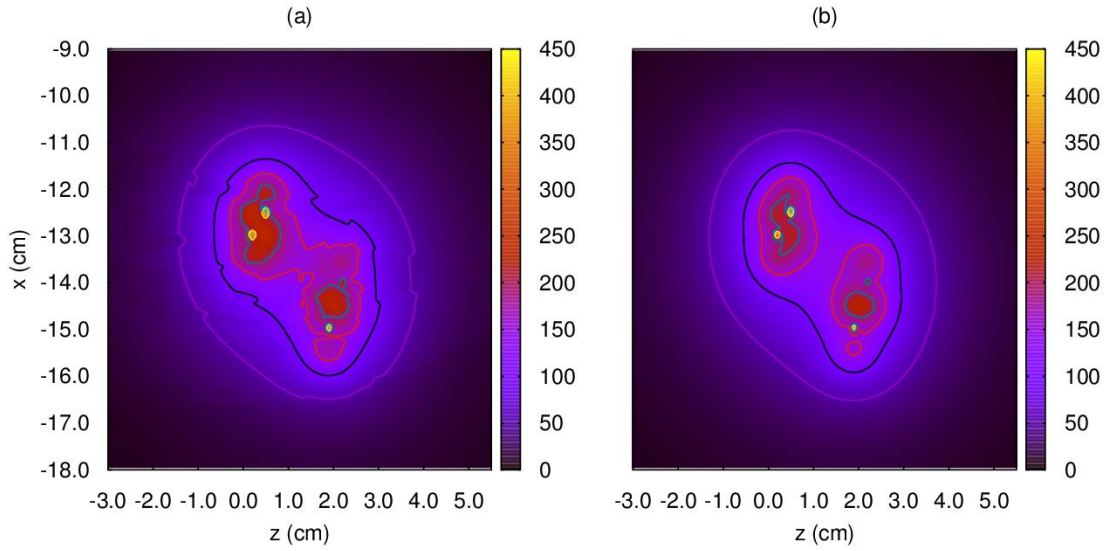
**Şekil 4.116.** GammaMed 12i HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



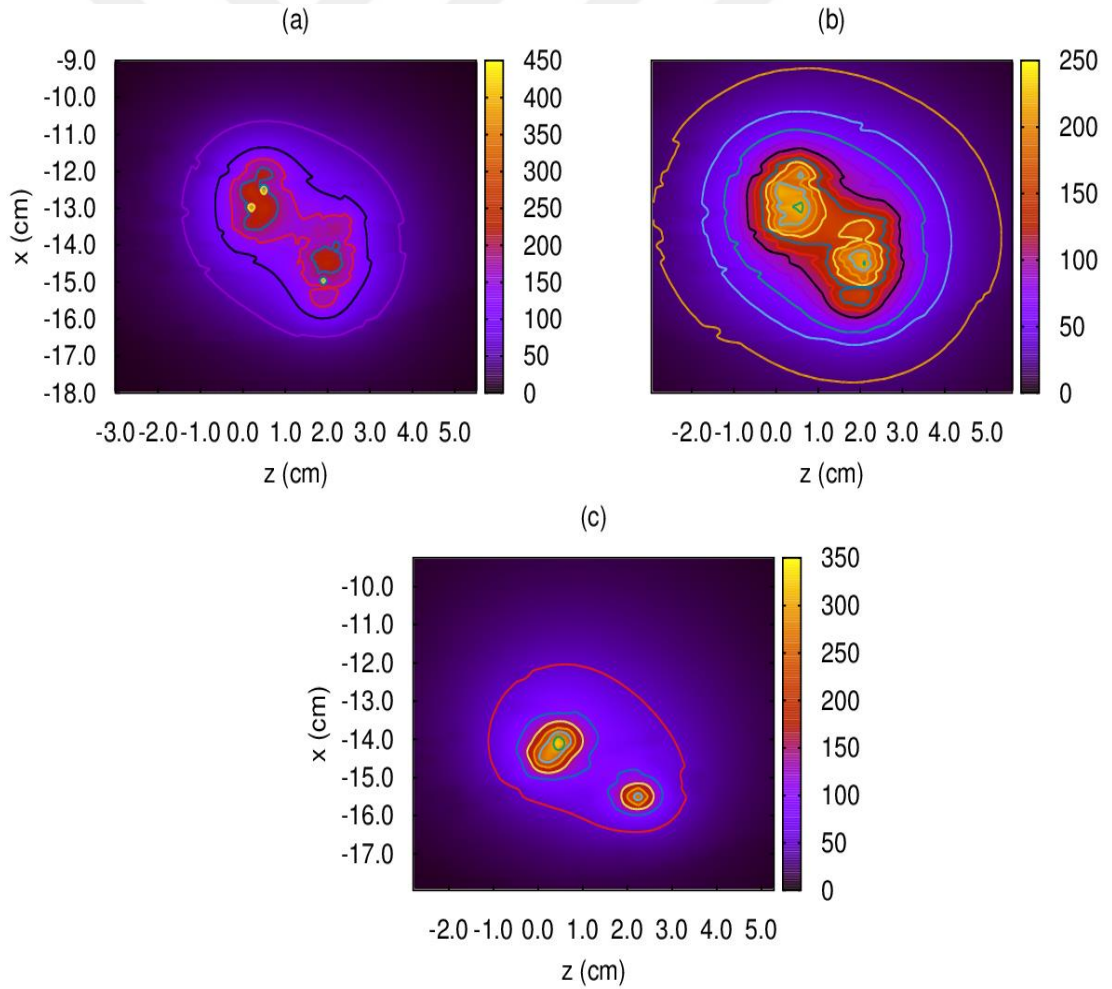
**Şekil 4.117.** GammaMed Plus HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



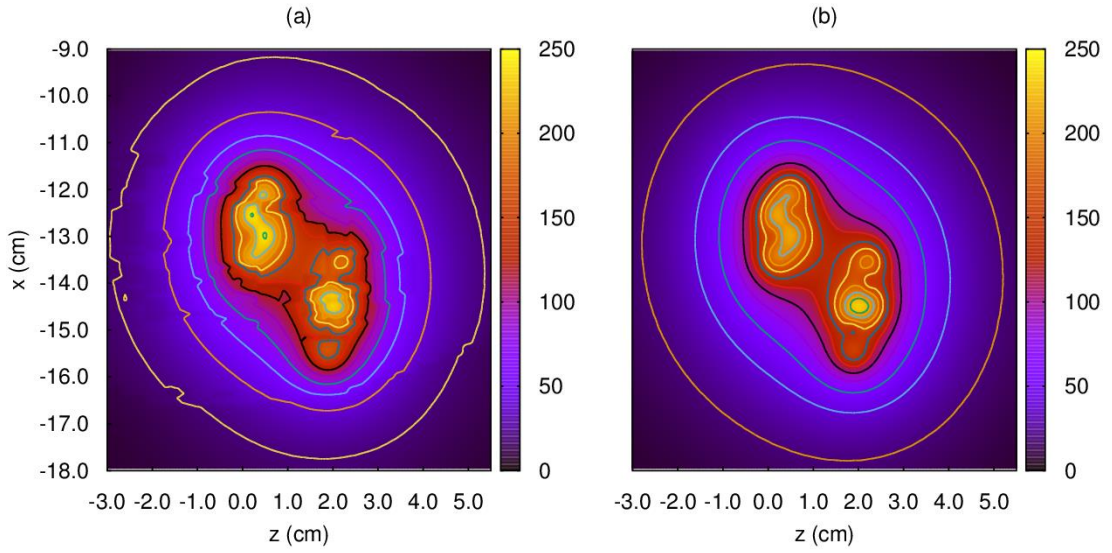
**Şekil 4.118.** GammaMed Plus HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



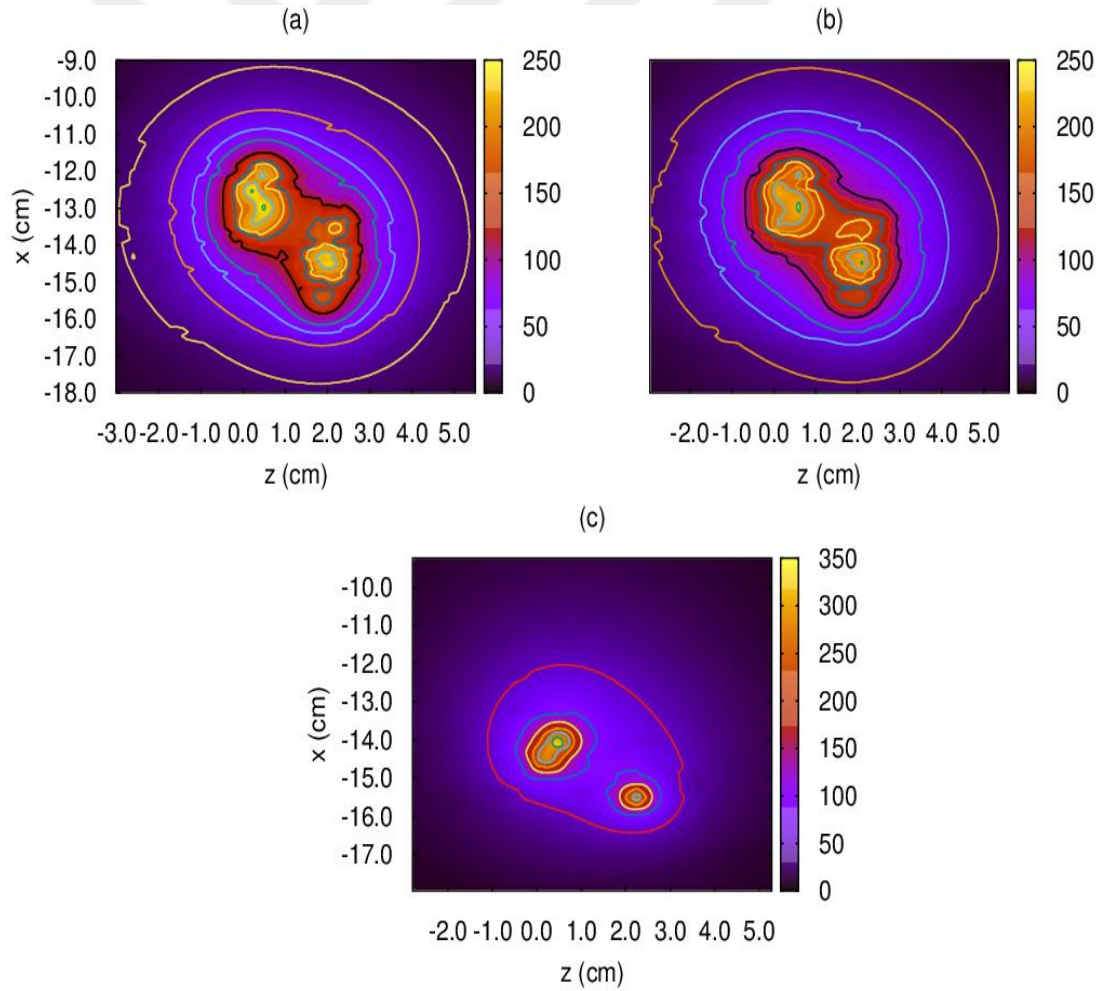
**Şekil 4.119.** Bebig GI192M11 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



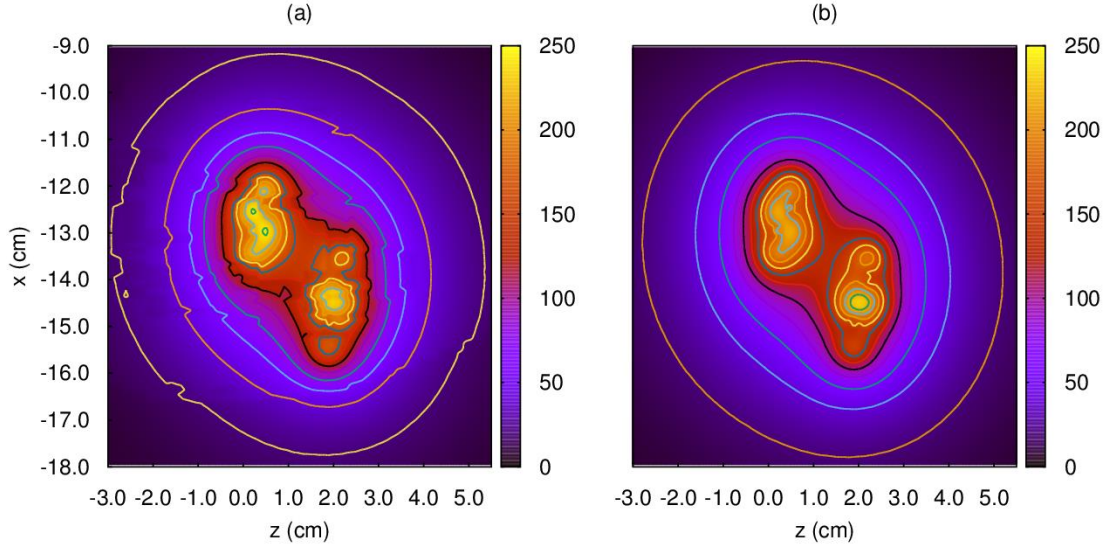
**Şekil 4.120.** Bebig GI192M11 HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



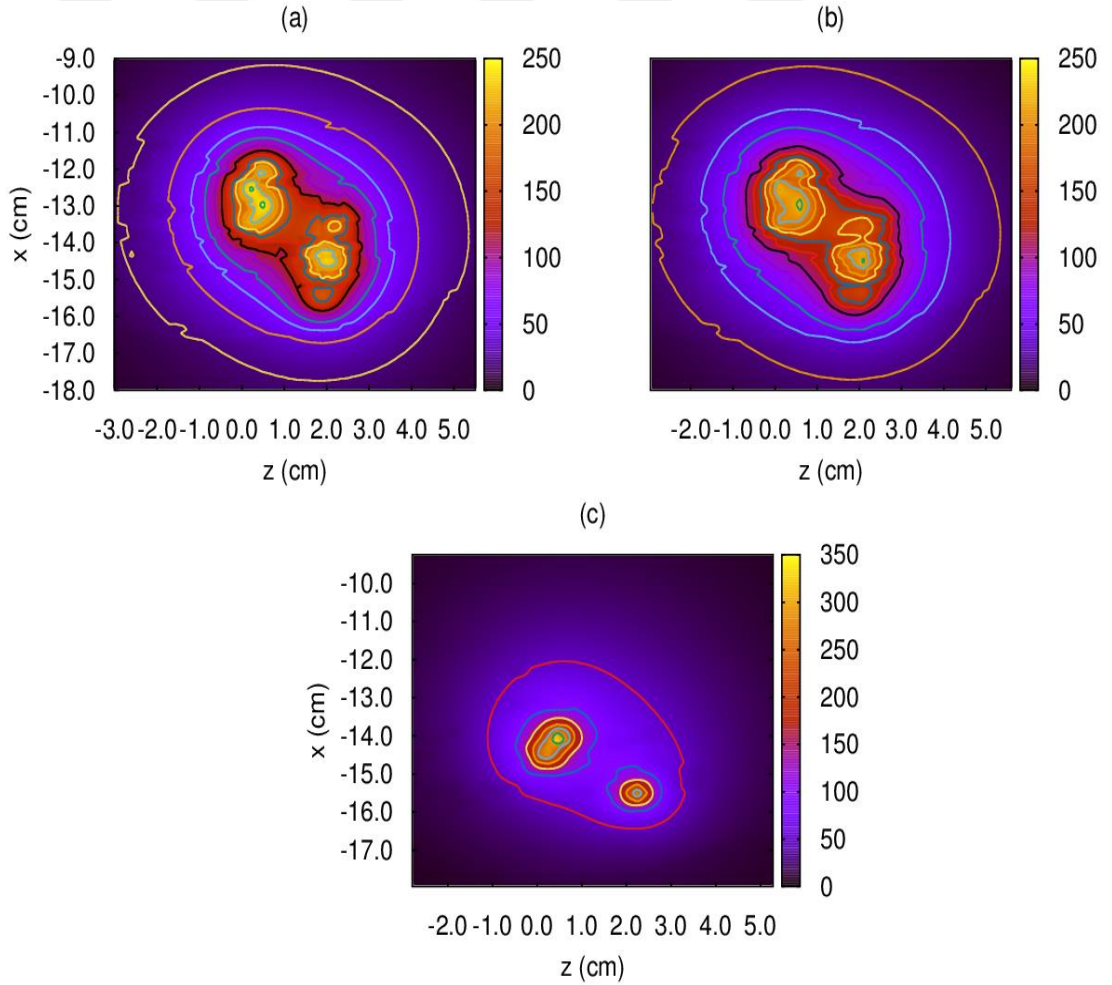
**Şekil 4.121.** M19 HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



**Şekil 4.122.** M19 HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.

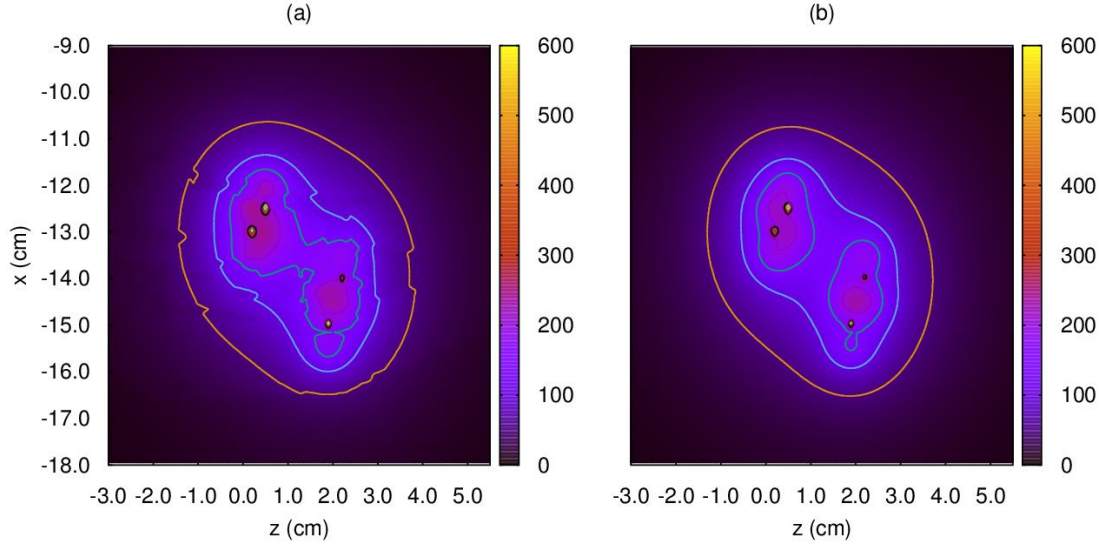


**Şekil 4.123.** Flexisource HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.

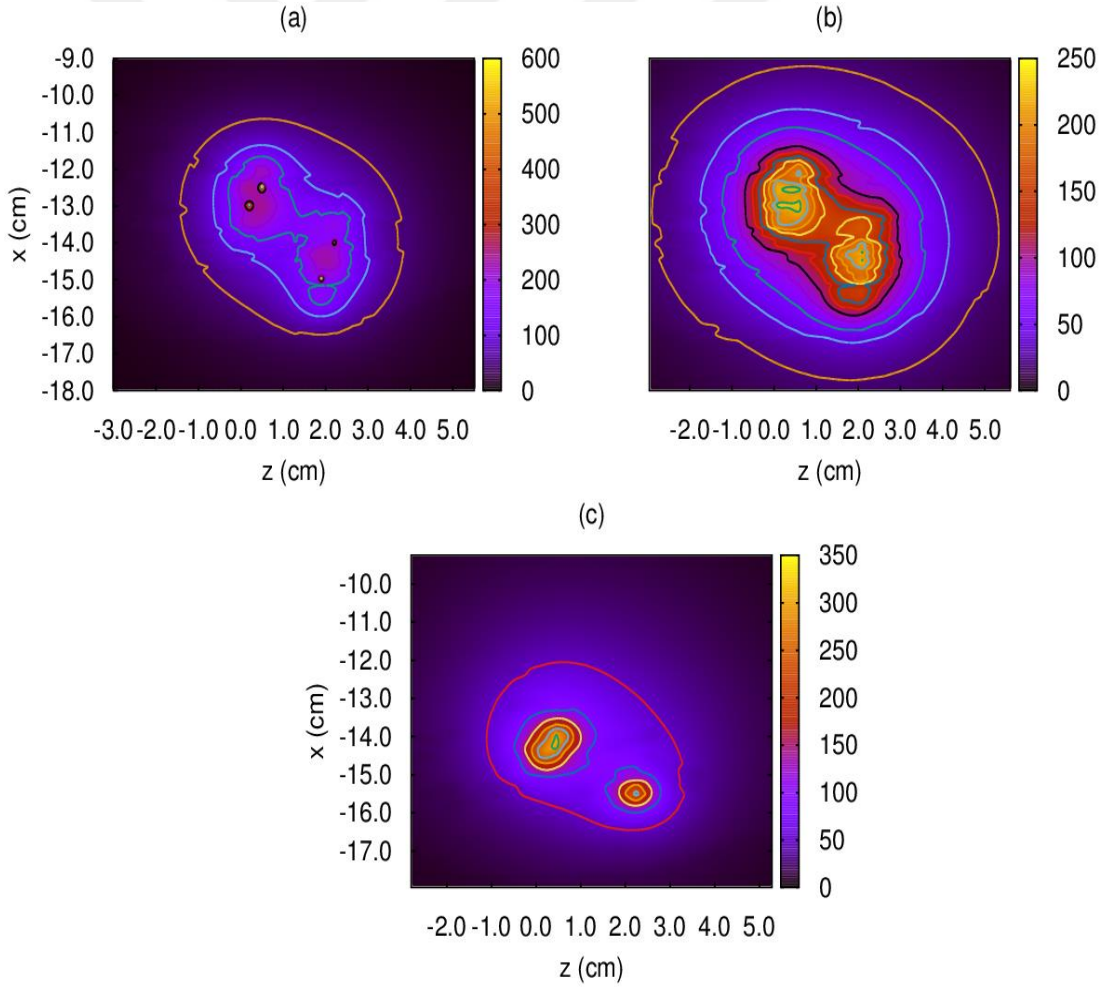


**Şekil 4.124.** Flexisource HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.



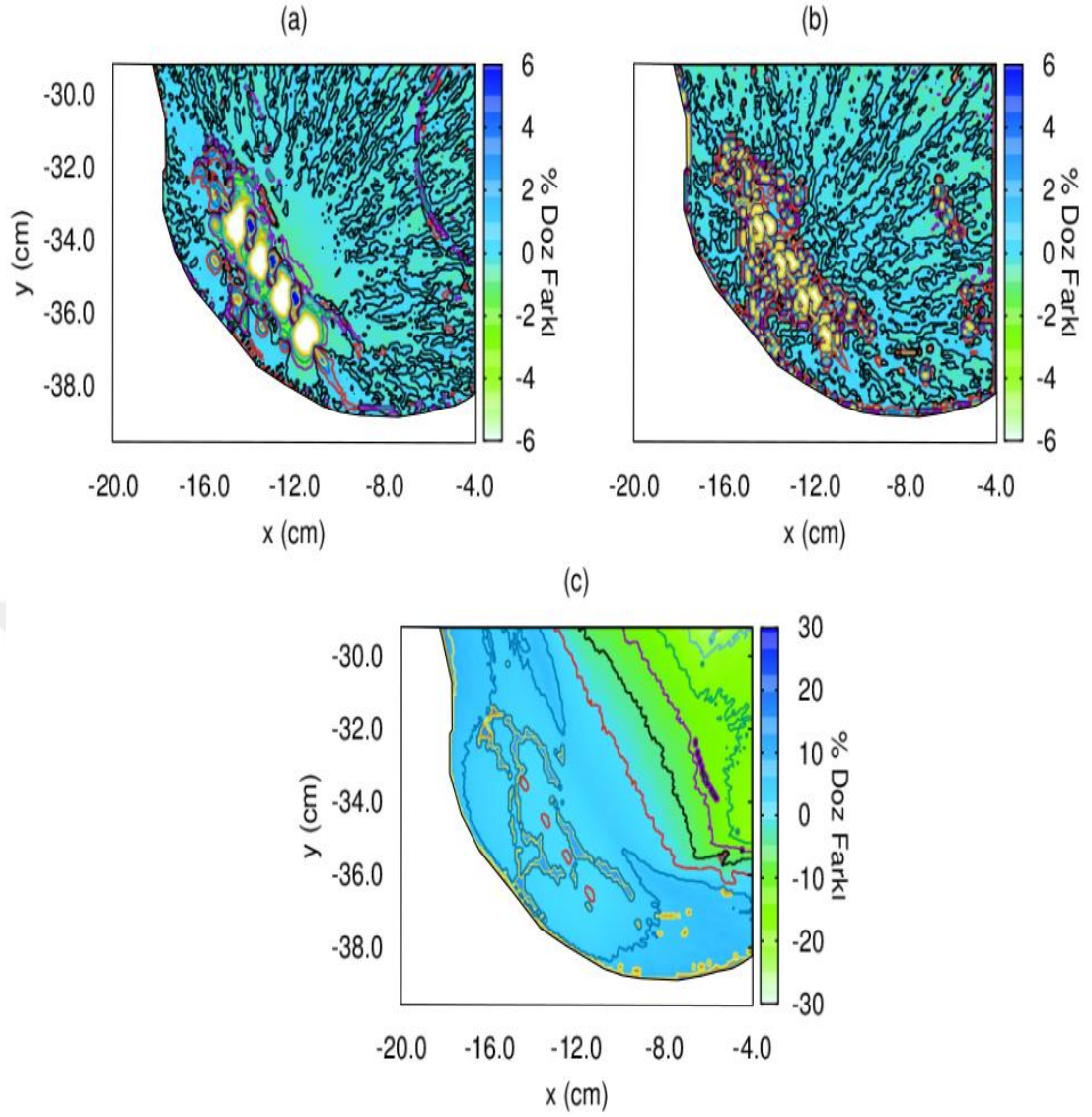


**Şekil 4.125.** Buchler HDR kaynağı için (a) doku ve (b) su ortamlarında  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.

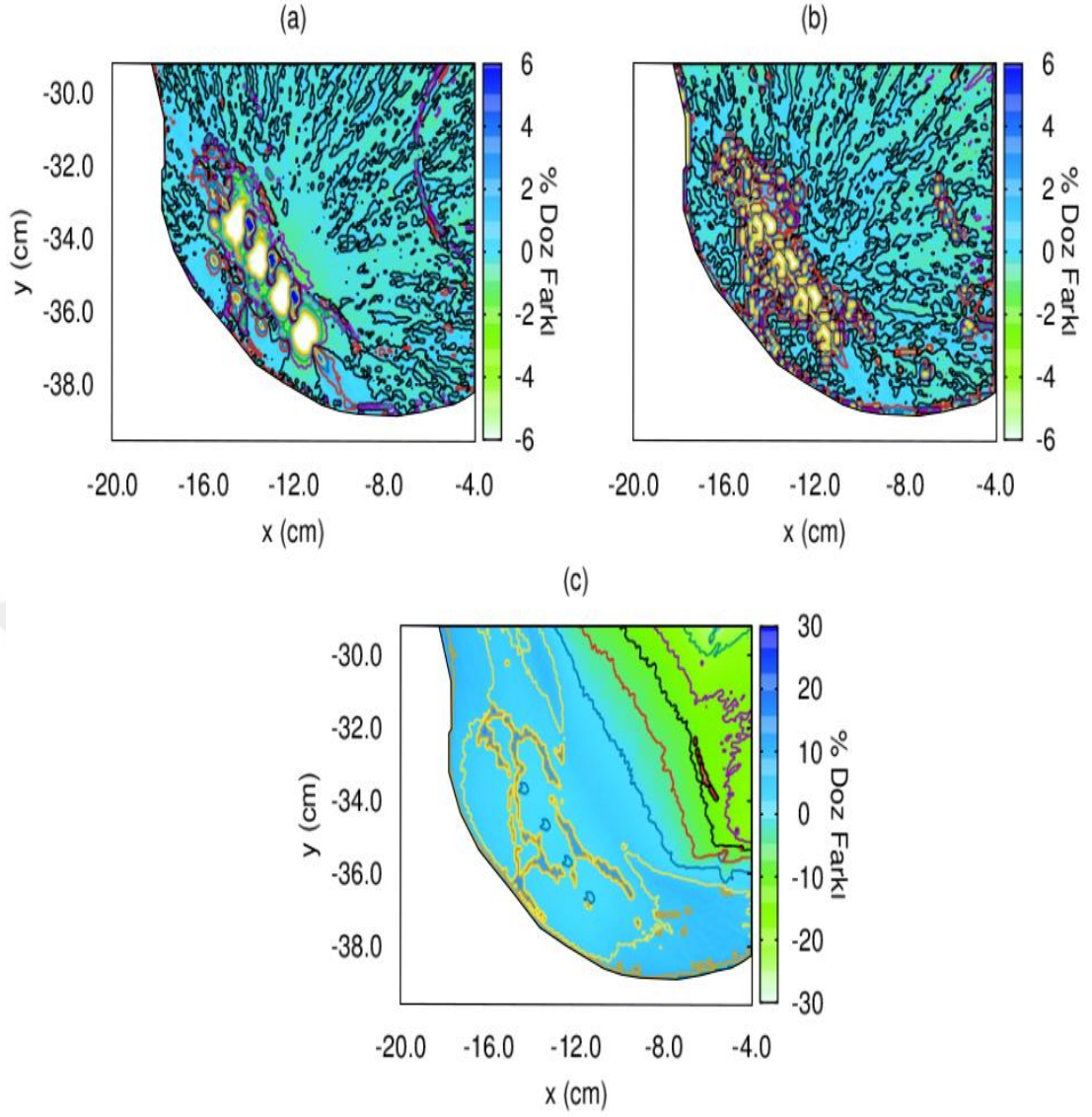


**Şekil 4.126.** Buchler HDR kaynağı için doku ortamında (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ , (b)  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  ve (c)  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz dağılım desenleri.

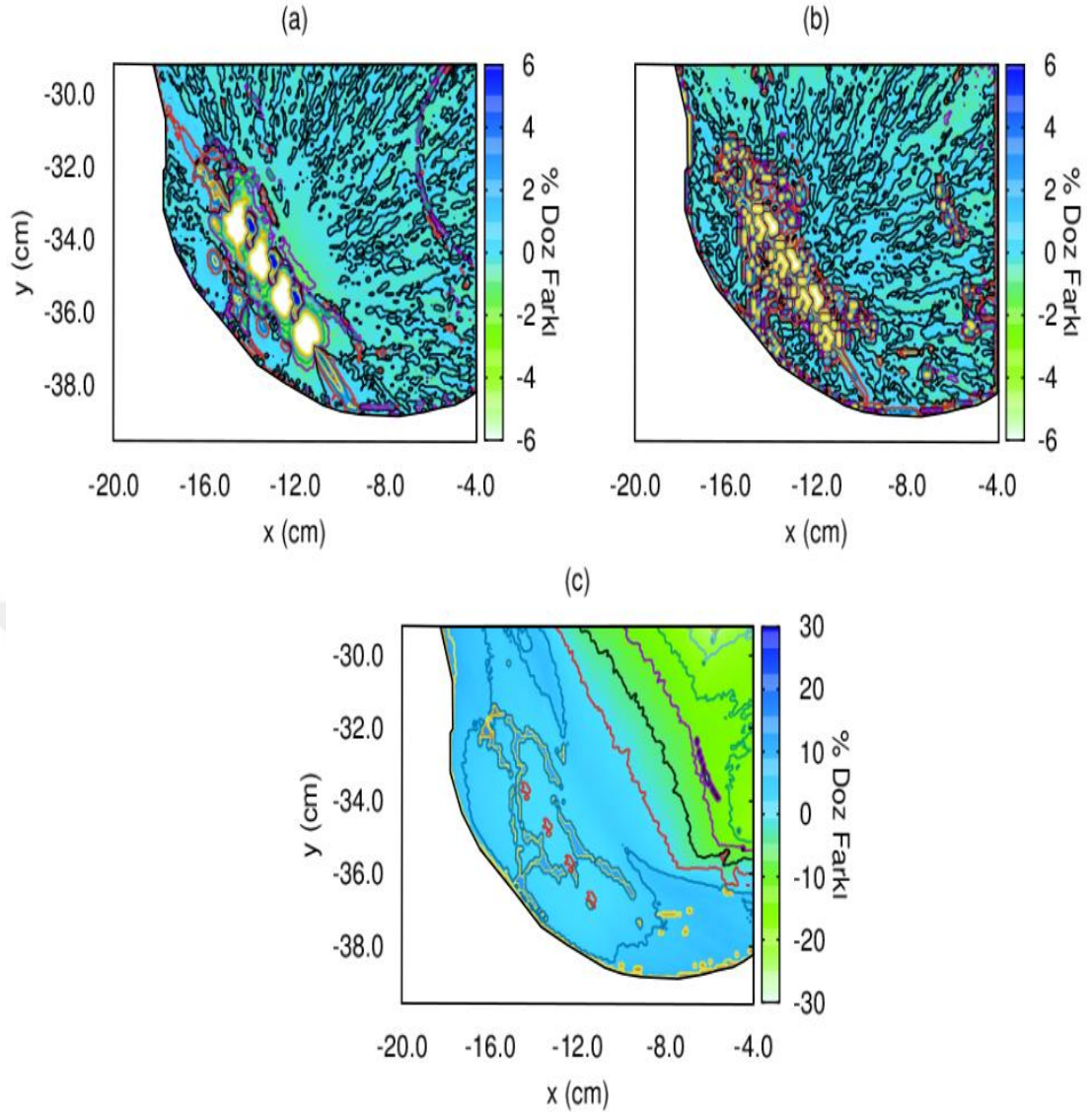
Şekil 4.127-4.135’ de, gerçek bir meme hastasına ait CT görüntülerinden oluşturulan vokselize edilmiş bir hesaplama modelinde, aynı intertisyel meme brakiterapi planı için üç farklı voksel boyutu kullanılarak, bu çalışmada ele alınan tüm <sup>192</sup>Ir kaynak modelleri için yapılan MC doz hesaplama sonuçları arasındaki yüzde doz farkı sunulmaktadır. microSelectron-v1 kaynağı için Şekil 4.127(a)’ da, doku materyallerinin her bir voksele atandığı heterojen bir ortamda 1x1x5 mm<sup>3</sup> ve 1x1x1 mm<sup>3</sup> boyutları için elde edilen MC sonuçları arasındaki yüzde doz farkı  $\left( D_{MC\_Doku(1x1x5mm^3)} / D_{MC\_Doku(1x1x1mm^3)} - 1 \right)$  gösterilmektedir. Kaynak bekleme pozisyonlarına yakın olan noktalarda  $\pm \%6$ ’ ya varan farklılıklar söz konusu iken, kaynaktan uzak olan doku ortamları için iki voksel boyutu arasında  $\pm \%2$ ’ lik bir farkın olduğu görülmektedir. Şekil 4.127(b)’ de, doku ortamı için, 2x2x2 mm<sup>3</sup> ve 1x1x1 mm<sup>3</sup> lük voksel boyutları kullanılarak hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı  $\left( D_{MC\_Doku(2x2x2mm^3)} / D_{MC\_Doku(1x1x1mm^3)} - 1 \right)$  gösterilmektedir. Su ve doku ortamları için yapılan MC hesaplamaları sonucunda aynı voksel boyutu için elde edilen yüzde doz farkı  $\left( D_{MC\_Su(1x1x1mm^3)} / D_{MC\_Doku(1x1x1mm^3)} - 1 \right)$  Şekil 4.127(c)’ de verilmektedir. Su ortamında kaynaktan uzak olan bölgelerde hesaplanan dozun, doku ortamı için hesaplanana göre yaklaşık olarak %20 daha az tahmin edildiği, kaynak bekleme noktalarına yakın bölgelerde ise su ortamında hesaplanan doz değerlerinin doku ortamında hesaplanan değerlerden yaklaşık olarak %10 daha fazla tahmin edildiği gözlenmiştir.



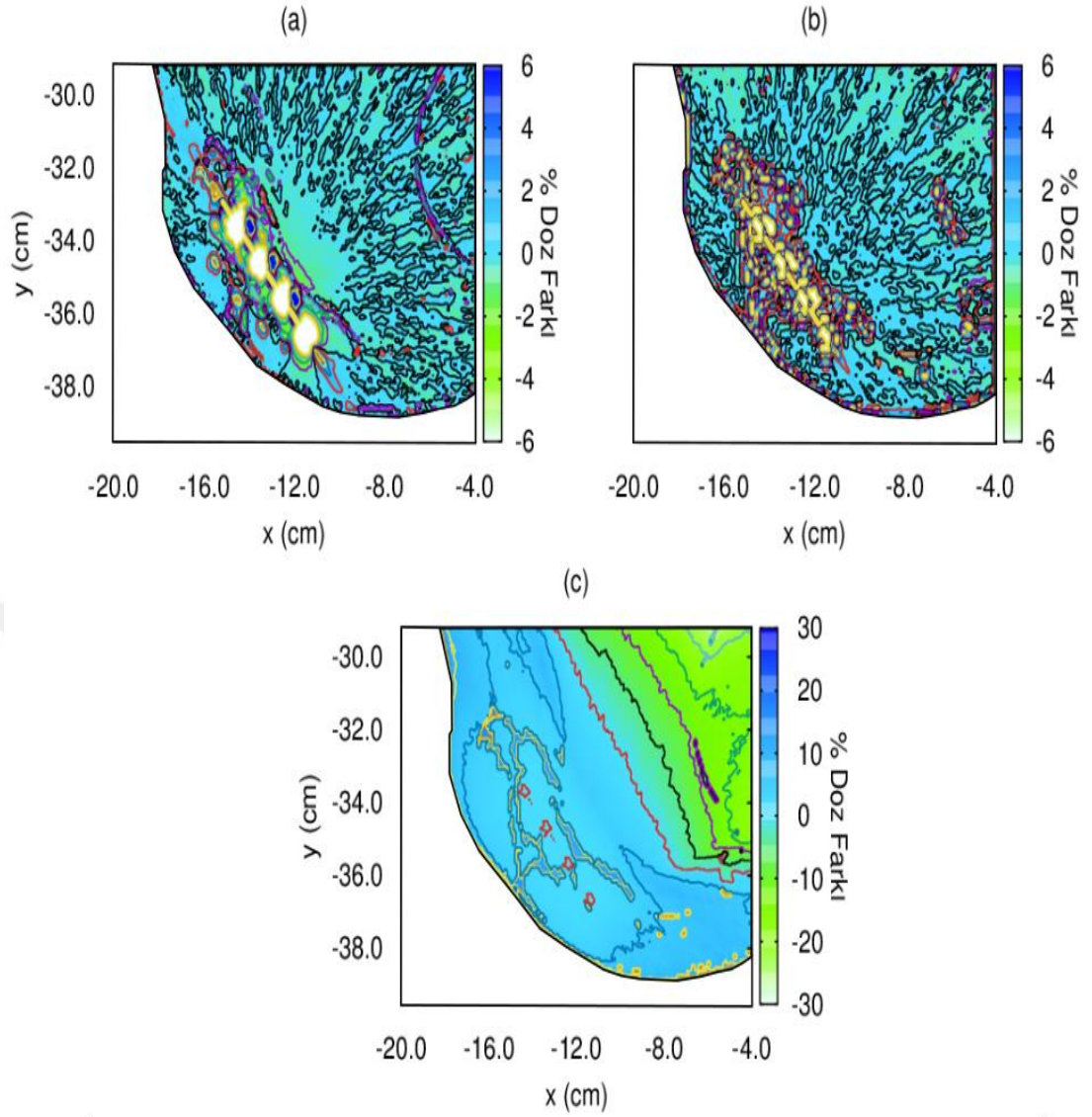
**Şekil 4.127.** microSelectron-v1 HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.



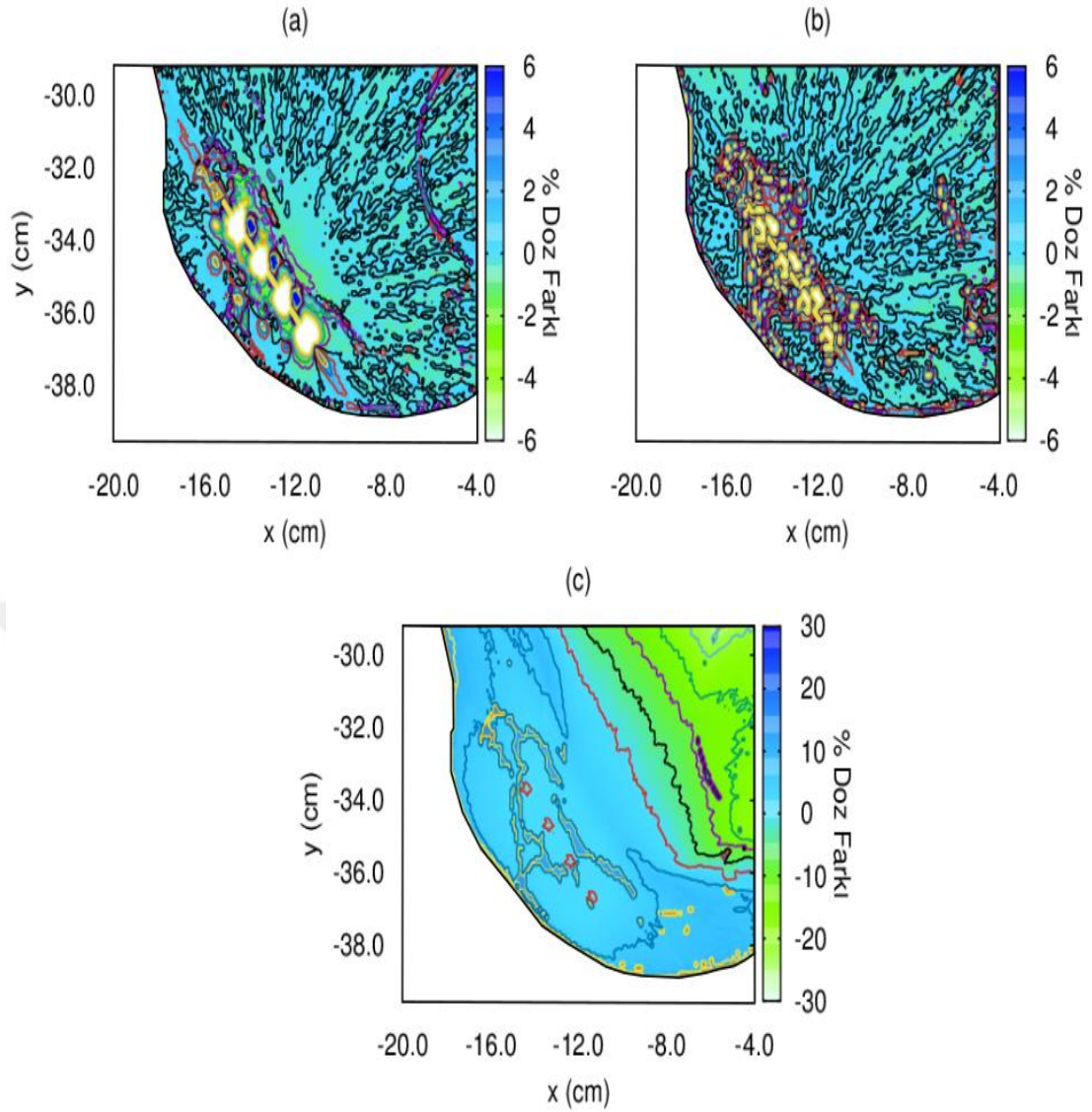
**Şekil 4.128.** microSelectron-v2 HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.



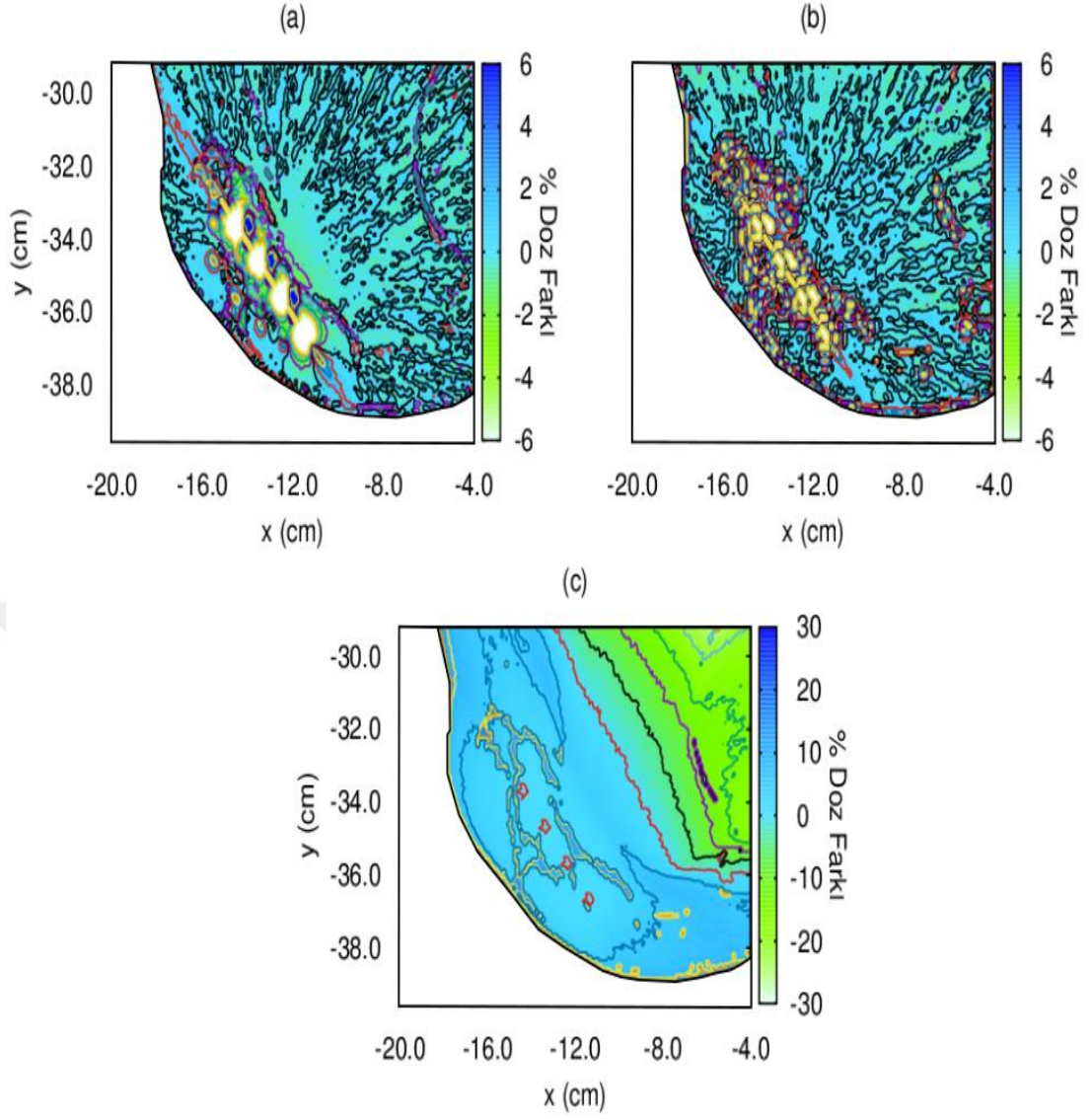
**Şekil 4.129.** VariSource VS2000 HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.



**Şekil 4.130.** GammaMed 12i HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.

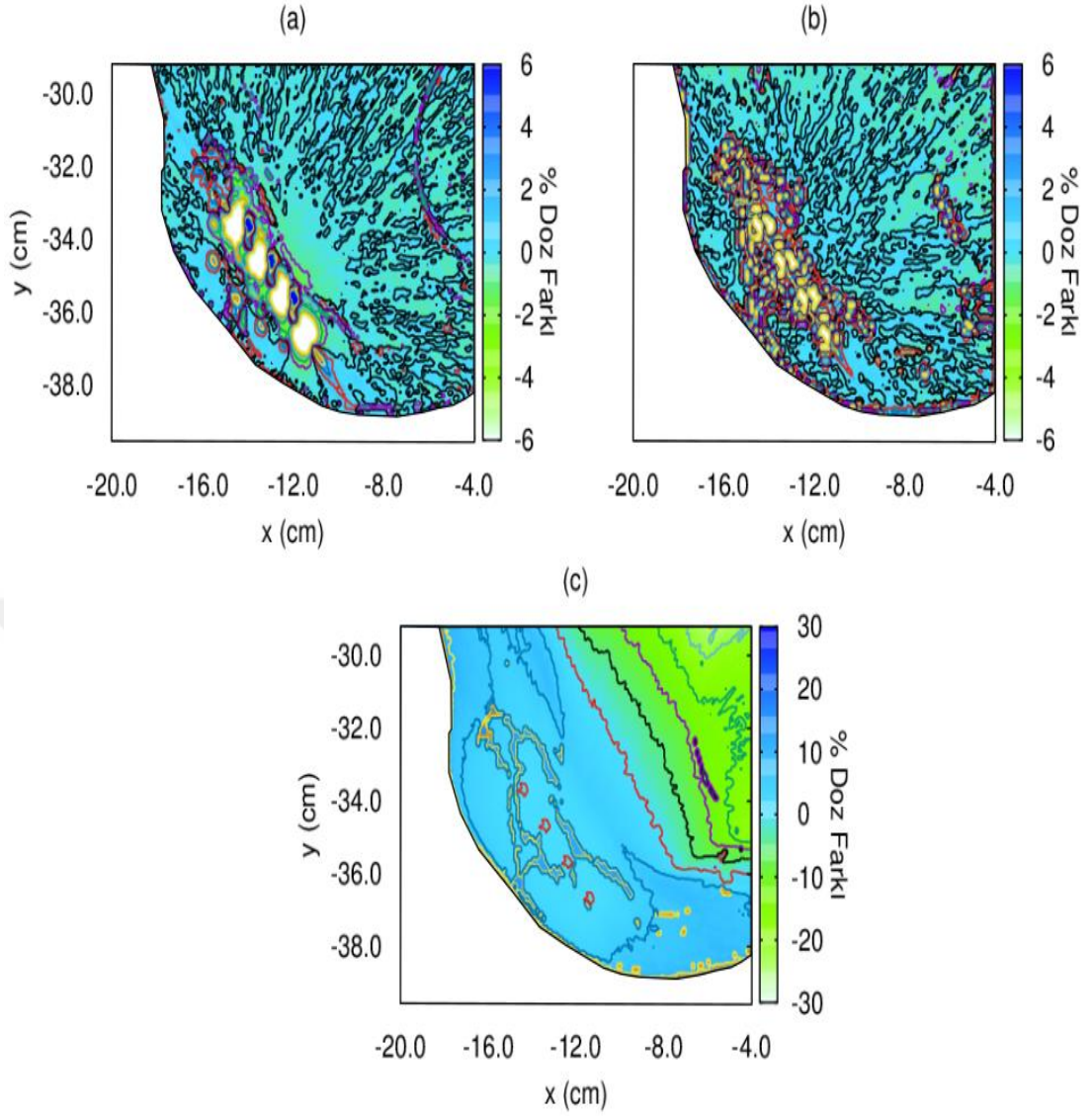


**Şekil 4.131.** GammaMed Plus HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.

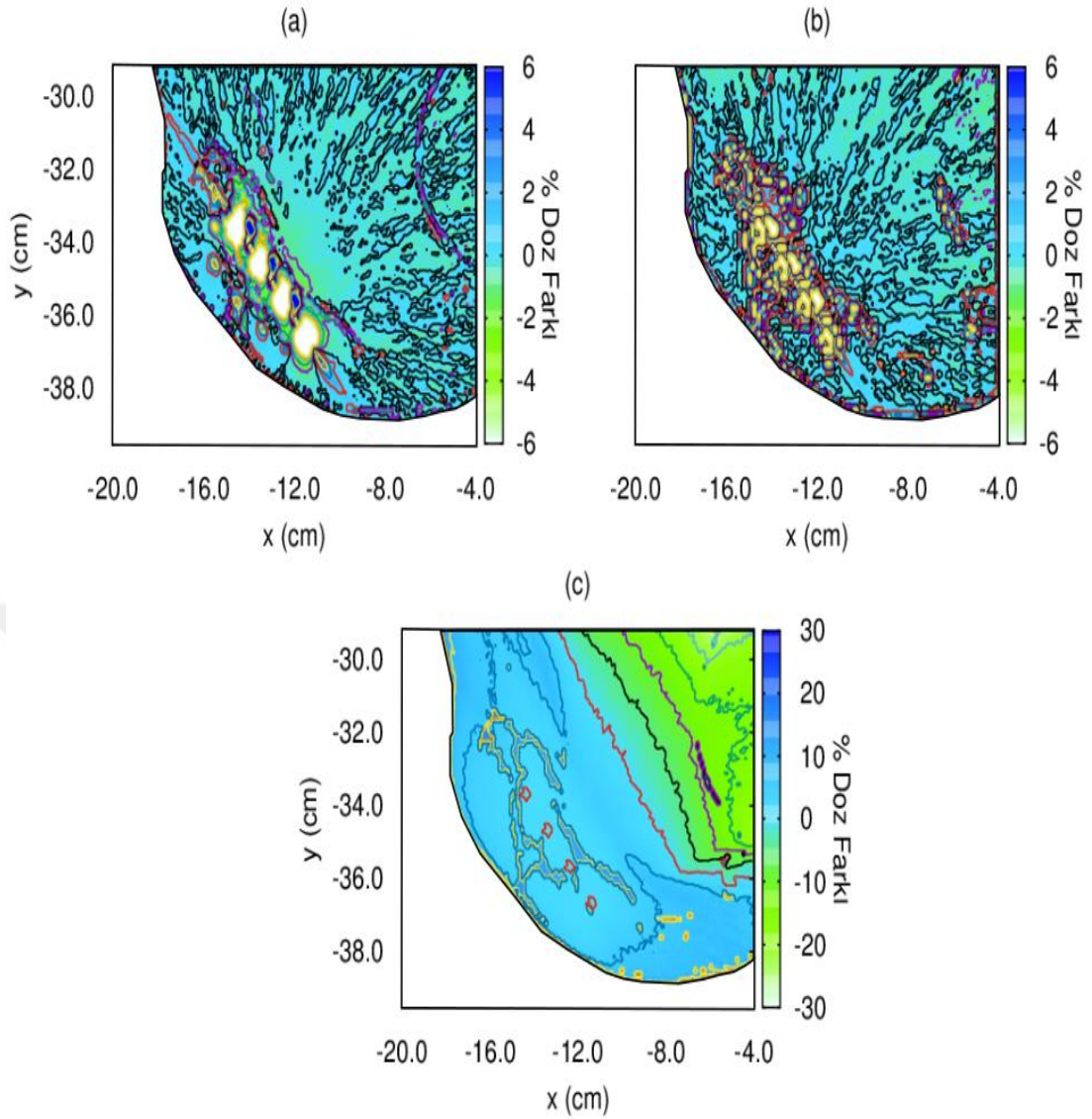


**Şekil 4.132.** Bebig HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.

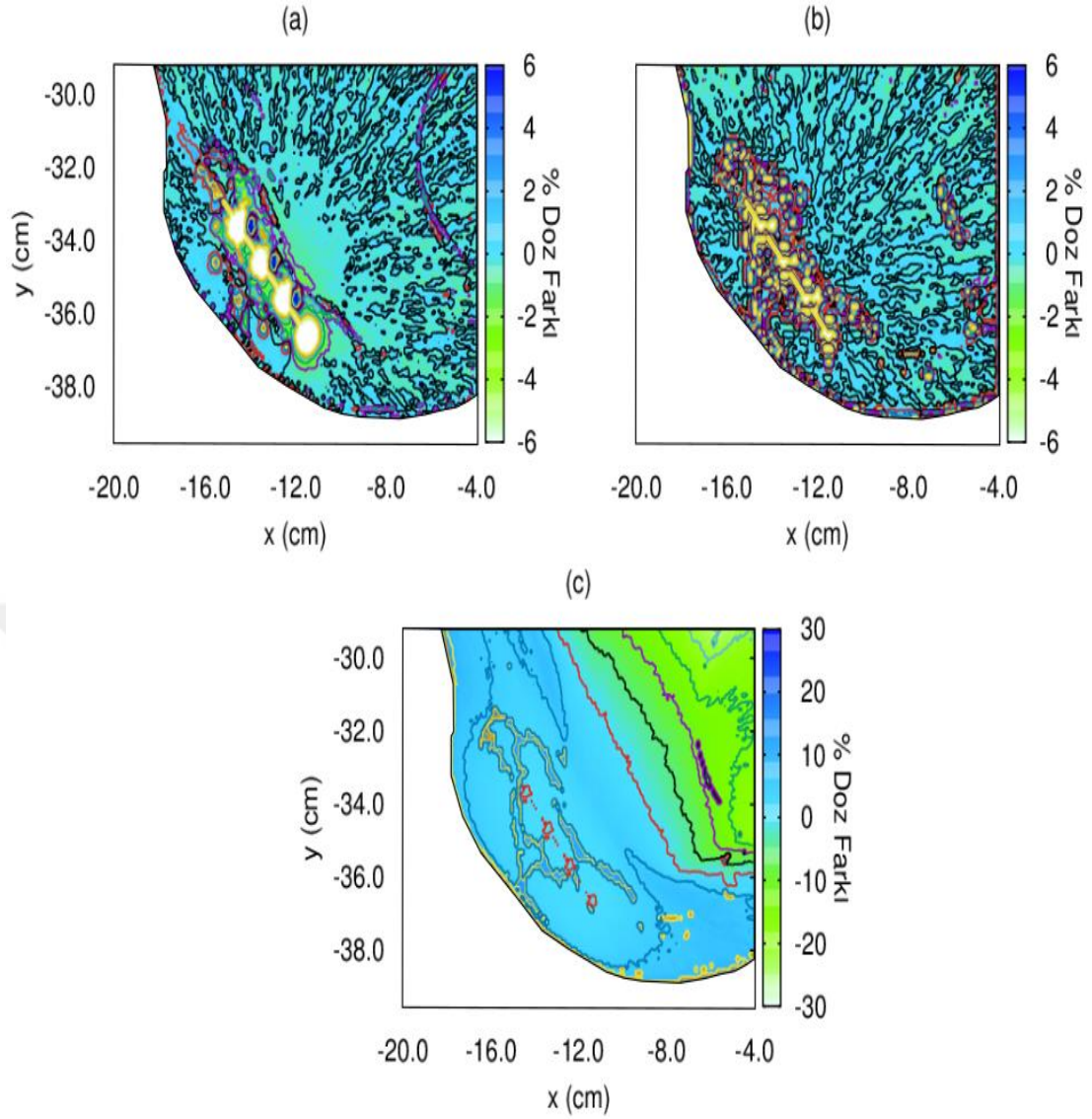




**Şekil 4.133.** M19 HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.



**Şekil 4.134.** Flexisource HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.



**Şekil 4.135.** Buchler HDR kaynağı için hastaya ait hedef hacmin aksiyel kesiti üzerinde (a)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $1.0 \times 1.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları için doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı, (b)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  ve  $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutları kullanılarak doku ortamında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkı ve (c)  $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$  lük voksel boyutu kullanılarak doku ve su ortamlarında hesaplanan doz değerleri arasındaki yüzde doz farkının uzaysal dağılımının renk haritası şeklindeki temsilleri.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Model tabanlı doz hesaplama algoritmaları için yayınlanan AAPM TG-186 raporunda, farklı tedavi alanları için MBDCAs ile daha ayrıntılı klinik veriler elde edilinceye kadar klinik reçetelerin TG-43 formülasyonuna dayalı olması gerektiği ve tedavi planlama sistemlerinde kullanılan kaynaklara ait uzlaşmış TG-43 dozimetrik veri kümelerinin yeniden üretilmesi önerilmektedir. Bu tez çalışması,  $^{192}\text{Ir}$  HDR brakiterapi doz hesaplama yöntemlerinde belirsizliğe neden olan faktörlerin, doz değerlerinde oluşturacağı farklılıkların incelenmesi ve literatürde karşılık gelen sonuçlarla kıyaslanması üzerine üç aşamadan oluşmuştur.

Birinci aşamada; AAPM TG-229 raporunda ele alınan ve bu rapordaki bilgilere göre yeniden modellenen HDR  $^{192}\text{Ir}$  kaynak modelleri için, BrachyDose MC kodu ile hesaplanan doz hızı sabiti, radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu gibi dozimetrik veriler, her bir kaynak modeli için literatürde yapılmış diğer dozimetrik çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Elde edilen dozimetrik veri kümeleri, daha önceden kullandığımız veri kümelerine göre daha hassas hesaplanmış olması bakımından büyük bir öneme sahiptir.

- Tüm  $^{192}\text{Ir}$  HDR brakiterapi kaynak modelleri için hesaplanan doz hızı sabitlerinin, literatürde farklı metot ve yöntemler kullanılarak elde edilen doz hızı sabiti değerleriyle uyum içinde olduğu görülmektedir. Bu durum, doz hızı sabitinin, doz hesaplamalarında kullanılan fantom boyutuna bağlı olmadığını göstermektedir.

- Yapılan dozimetrik hesaplamalarda, microSelectron-v1, microSelectron-v2 ve VariSource VS2000 brakiterapi kaynak modelleri için, literatür çalışmalarında 30 cm çaplı küresel bir fantom kullanılarak hesaplanmış olan  $g(r)$  radyal doz fonksiyonları ile bu tez çalışmasında sınırsız bir fantom olarak kabul edilen 80 cm<sup>3</sup> lük kübik bir fantomda hesaplanan  $g(r)$  değerleri arasında, mevcut kaynaktan uzak mesafelerde ( $r > 2$ ) beklenildiği gibi fantom boyut etkisinden kaynaklanan bir farklılık gözlenmektedir. Fantom uçlarına yakın radyal mesafelerde, radyal doz fonksiyonu değerleri geri saçılmanın olmamasından dolayı sınırsız bir fantom için hesaplandan daha düşük değerlere sahiptir. Ancak, kaynaklara yakın mesafelerde fantom boyut etkisi hemen hemen ortadan kalkmaktadır. Bu nedenle  $r < 1$  cm' lik radyal mesafelerde bütün kaynaklar için yapılan karşılaştırmalar anlamlıdır.

- Her bir kaynak modeli için bu çalışmada hesaplanmış olan  $F(r,\theta)$  anizotropi fonksiyonu değerlerinin, literatürdeki diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyum içinde olduğu görülmektedir. Elde edilen anizotropi fonksiyonu değerleri, yaklaşık olarak  $40^\circ < \theta < 140^\circ$  aralığındaki kutup açılarında, radyal mesafeye ve kutup açısına kuvvetli bir bağlılık göstermezken, kaynak uzun eksenine yakın kutup açılarında kaynağın eğimli filtrasyonu nedeniyle, anizotropi fonksiyonu radyal mesafeye ve kutup açısına bağlı olarak önemli ölçüde değiştiği görülmüştür.

İkinci aşamada; TG-43 formülasyonundaki bazı parametrelerin değiştirilmesi sonucu, hasta dozuna etki edebilecek faktörlerin belirlenmesine yönelik çeşitli senaryolar üzerinde durularak, TPSDose43 hesaplamaları sonucunda elde edilen doz değerlerindeki farklılıklar incelenmiştir.

- HDR kaynaklarının enerji bölgesinde, nokta kaynak ve çizgi kaynak yaklaşımlarının uygulanabilirliği ile ilgili yapılan TPSDose43 çalışmaları sonucunda, özellikle kaynağa 0.5 cm' den daha yakın mesafelerde, çizgi kaynak yaklaşımının kullanılmasının daha uygun olacağı (hassasiyetinin yüksek olması sebebiyle), ancak 1 cm veya daha yüksek radyal uzaklıklarda her iki yönteminde uygulanabilir olduğu sonucuna varılmıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuçların, Williamson ve Li [15], Wang ve Sloboda [17] ve Thomadsen ve ark.'nın [70] elde ettikleri sonuçlarla uyum içerisinde olduğu görülmüştür.

- TPSDose43 programında, belli tolerans aralığında kaynağın aktif çekirdek boyutunun değiştirilmesi sonucu yapılan doz hesaplamalarında, aktif çekirdek uzunluğunun sadece transvers eksen üzerindeki radyal mesafelerde doz hızını etkilediği görülmüştür.

Üçüncü aşamada; her bir HDR  $^{192}\text{Ir}$  kaynak modeli için, CT tabanlı hasta anatomisine özgü oluşturulan heterojen bir doku ortamı ile her bir doku ortamının suya eşdeğer olduğu varsayılan homojen bir su ortamında, aynı simülasyon koşulları altında MC hesaplamaları yapılmıştır. Bu tez çalışmasında ele alınan tüm  $^{192}\text{Ir}$  HDR brakiterapi kaynak modelleri için, 3 farklı voksel boyutu kullanılarak elde edilen DVH grafikleri üzerinde voksel boyut etkisi, su ve doku ortamlarında ayrı ayrı değerlendirilmiştir.  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  vokselleri için elde edilen  $D_{90}$  değeri,  $1 \times 1 \times 5 \text{ mm}^3$  vokselleri için elde edilen  $D_{90}$  değerinden  $\sim\%5$  ve  $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$  vokselleri için elde

edilen  $D_{90}$  değerinden ~%3 daha büyük olarak bulunmuştur. Doz hacim grafiklerinden yararlanılarak elde edilen  $D_{90}$  değerleri, her bir voksel boyut değeri için doku ve su ortamlarında karşılaştırmalı olarak incelendiğinde, iki ortam arasında yaklaşık olarak %4' lk bir farkın oluştuğu görülmüştür.

Bu tez çalışması kapsamında elde edilen sonuçlar, hastanelerde kullanılan brakiterapi tedavi planlama sistemlerinde daha iyi doz tahmini yapılabilmesine ve bu sayede brakiterapi tedavisi alan hastaların sağ kalım oranlarının yükselmesine yardımcı olabilir. Ayrıca, bu tez çalışmasında 3-boyutlu ve birbirinden bağımsız olarak elde edilen tüm doku modelleri, farklı kanser türlerine ait birtakım incelemelerin yapılabilmesi amacıyla, MC simülasyon çalışmalarında kullanılmak üzere data verisi olarak kaydedilmiştir. Bu Şekilde, farklı hastalara ait CT görüntüleri kullanılarak oluşturulacak vokselize anatomik fantom modelleri ile yapılacak doz hesaplamalarında, doku bileşimine ve boyutuna bağlı olarak meydana gelebilecek farklılıkların, çeşitli tedavi planlama senaryoları geliştirilip incelenebilmesi öngörülmektedir.

## KAYNAKLAR

- 1 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. American Association of Physicists in Medicine. Medical Physics. 1995, 22(2), 209-234.
- 2 Rivard, M. J., Coursey, B. M., DeWerd, L. A., Hanson, W. F., Huq, M. S., Ibbott, G. S., Mitch, M. G., Nath, R., Williamson, J. F. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Medical Physics. 2004, 31(3), 633-674.
- 3 Rivard, M. J., Butler, W. M., DeWerd, L. A., Huq, M. S., Ibbott, G. S., Meigooni, A. S., Melhus, C. S., Mitch, M. G., Nath, R., Williamson, J. F. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. Medical Physics. 2007, 34(6), 2187-2205.
- 4 Pérez-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. Medical Physics. 2012, 39(5), 2904-2929.
- 5 Verhaegen, F., Seuntjens, J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. Physics in medicine and biology. 2003, 48(21), 107-164.
- 6 Palmer, A., Bradley, D., Nisbet, A. Physics-aspects of dose accuracy in high dose rate (HDR) brachytherapy: source dosimetry, treatment planning, equipment performance and in vivo verification techniques. Journal of Contemporary Brachytherapy. 2012, 4(2), 81-91.
- 7 Ghorbani, M., Salahshour, F., Haghparast, A., Moghaddas, T. A., Knaup, C. Effect of tissue composition on dose distribution in brachytherapy with various photon emitting sources. Journal of Contemporary Brachytherapy. 2014, 6(1), 54-67.
- 8 Beaulieu, L., Tedgren, A. C., Carrier, J. F., Davis, S. D., Mourtada, F., Rivard, M. J., Thomson, R. M., Verhaegen, F., Wareing, T. A., Williamson, J. F. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation. Medical Physics. 2012, 39(10), 6208-6236.
- 9 Zourari, K., Pantelis, E., Moutsatsos, A., Petrokokkinos, L., Karaiskos, P., Sakelliou, L., Georgio, E., Papagiannis, P. Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based <sup>192</sup>Ir brachytherapy treatment planning system. Part I: single sources and bounded homogeneous geometries. Medical Physics. 2010, 37(2), 649-661.
- 10 Zourari, K., Major, T., Herein, A., Peppas, V., Polgar, C., Papagiannis, P. A retrospective dosimetric comparison of TG43 and a commercially available MBDC for an APBI brachytherapy patient cohort. Physica Medica. 2015, 31, 669-676.
- 11 Terribilini, D., Vitzthum, V., Volken, W., Frei, D., Loessi, K., Veelen, B. V., Manser, P., Fix, M. K. Performance evaluation of a collapsed cone dose calculation algorithm for HDR Ir-192 of APBI treatments. Medical Physics. 2017, 44(10), 5475-5485.

- 12 DeWerd, L. A., Ibbott, G. S., Meigooni, A. S., Mitch, M. G., Rivard, M. J., Stump, K. E., Thomadsen, B. R., Venselaar, J. L. M. A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO. *Medical Physics*. 2011, 38(2), 782-801.
- 13 Landry, G., Rivard, M. J., Williamson, J. F., Verhaegen, F. Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy. Ed.: Hendee, W. R. CRC Press, New York, 2013, 334 s.
- 14 Li, Z., Das, R. K., DeWerd, L. A., Ibbott, G. S., Meigooni, A. S., Pérez-Calatayud, J., Rivard, M. J., Sloboda, R. S., Williamson, J. F. Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV. *Medical Physics*. 2007, 34(1), 37-40.
- 15 Williamson, J. F., Li, Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microSelectron pulsed and high dose-rate  $^{192}\text{Ir}$  sources. *Medical Physics*. 1995, 22(6), 809-819.
- 16 Daskalov, G. M., Löffler, E., Williamson, J. F. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. *Medical Physics*. 1998, 25(11), 2200-2208.
- 17 Wang, R., Sloboda, R. S. Monte Carlo dosimetry of the VariSource high dose rate  $^{192}\text{Ir}$  source. *Medical Physics*. 1998, 25(4), 415-423.
- 18 Karaiskos, P., Angelopoulos, A., Baras, P., Sakelliou, L., Sandilos, P., Dardoufas, K., Vlachos, L. A Monte Carlo investigation of the dosimetric characteristics of the VariSource  $^{192}\text{Ir}$  high dose rate brachytherapy source. *Medical Physics*. 1999, 26(8), 1498-1502.
- 19 Baltas, D., Giannouli, S., Garbi, A., ve ark. Application of the Monte Carlo integration (MCI) method for calculation of the anisotropy of  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy sources. *Physics in Medicine and Biology*. 1998, 43(6), 1783-1801.
- 20 Angelopoulos, A., Baras, P., Sakelliou, L., Karaiskos, P., Sandilos, P. Monte Carlo dosimetry of a new  $^{192}\text{Ir}$  high dose rate brachytherapy source. *Medical Physics*. 2000, 27(11), 2521-2527.
- 21 Ballester, F., Puchades, V., Lluch, J. L., Serrano-Andrés, A., Limami, Y., Pérez-Calatayud, J., Casal, E. Technical note: Monte-Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus  $^{192}\text{Ir}$  sources. *Medical Physics*. 2001, 28(12), 2586-2591.
- 22 Ballester, F., Pérez-Calatayud, J., Puchades, V., Lluch, J. L., Serrano-Andrés, M. A., Limami, Y., Lliso, F., Casal, E. Monte Carlo dosimetry of the Buchler high dose rate  $^{192}\text{Ir}$  source. *Physics in Medicine And Biology*. 2001, 46, N79-N90.
- 23 Granero, D., Pérez-Calatayud, J., Casal, E., Ballester, F., Venselaar, J. A dosimetric study on the Ir-192 high dose rate flexisource. *Medical Physics*. 2006, 33(12), 4578-4582.
- 24 Taylor, R. E., Rogers, D. W. O. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{169}\text{Yb}$  brachytherapy sources. *Medical Physics*. 2008, 35(11), 4933-4944.
- 25 Granero, D., Pérez-Calatayud, J., Ballester, F. Monte Carlo study of the dose rate distributions for the Ir2.A85-2 and Ir2.A85-1 Ir-192 afterloading sources. *Medical Physics*. 2008, 35(4), 1280-1287.
- 26 Granero, D., Vijande, J., Ballester, F., Rivard, M. J. Dosimetry revisited for the HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy source model mHDR-v2. *Medical Physics*. 2011, 38(11), 487-494.



- 27 Pérez-Calatayud, J., Granero, D., Ballester, F. Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies. *Medical Physics*. 2004, 31(7), 2075-2081.
- 28 Venselaar, J. L. M., van der Giessen, P. H., Dries, W. J. F. Measurement and calculation of the dose at large distances from brachytherapy sources: Cs-137, Ir-192, and Co-60. *Medical Physics*. 1996, 23(4), 537-543.
- 29 Karaiskos, P., Angelopoulos, A., Sakelliou, L., Sandilos, P., Antypas, C., Vlachos, L., Koutsouveli, E. Monte Carlo and TLD dosimetry of an  $^{192}\text{Ir}$  high dose-rate brachytherapy source. *Medical Physics*. 1998, 25(10), 1975-1984.
- 30 Pantelis, E., Papagiannis, P., Karaiskos, P., Angelopoulos, A., Anagnostopoulos, G., Baltas, D., Zamboglou, N., Sakelliou, L., The Effect of Finite Patient Dimensions and Tissue Inhomogeneities on Dosimetry Planning of  $^{192}\text{Ir}$  HDR Breast Brachytherapy: A Monte Carlo Dose Verification Study. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2005, 61(5), 1596-1602.
- 31 Granero, D., Perez-Calatayud, J., Pujades-Claumarchirant, M., Ballester, F., Melhus, C. S., Rivard, M. J. Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{137}\text{Cs}$ . *Medical Physics*. 2008, 35(11), 4872-4877.
- 32 Tedgren, A. C., Carlsson, G. A. Influence of phantom material and dimensions on experimental  $^{192}\text{Ir}$  dosimetry. *Medical Physics*. 2009, 36(6), 2228-2235.
- 33 Chandola, R. M., Tiwari, S., Kowar, M. K., Choudhary, V. Effect of inhomogeneities and source position on dose distribution of nucletron high dose rate Ir-192 brachytherapy source by Monte Carlo simulation. *Journal of Cancer Research ad Therapeutics*. 2010, 6(1), 54-57.
- 34 Hsu, S. M., Wu, C. H., Lee, J. H., Hsieh, Y. J., Yu, C. Y., Liao, Y. J., Kuo, L. C., Liang, J. A., Huang, D. Y. C. A Study on the Dose Distributions in Various Materials from an Ir-192 HDR Brachytherapy Source. *PLOS ONE*. 2012, 7(9), 10 s.
- 35 Wu, C. H., Liao, Y. J., Hsueh Liu, Y. W., Hung, S. K., Lee, M.S., Hsu, S. M. Dose Distributions of an  $^{192}\text{Ir}$  Brachytherapy Source in Different Media. *Hindawi*. 2014, 11 s.
- 36 Poon, E. S. Patient-specific dose calculation methods for high-dose-rate iridium-192 brachytherapy. McGill University, Department of Electrical and Computer Engineering, Montréal, 2009, 280 s. (Doktora Tezi).
- 37 Weeks, K. J. Monte Carlo dose calculations for a new ovoid shield system for carcinoma of the uterine cervix. *Medical Physics*. 1998, 25(12), 2288-2292.
- 38 Rivard, M. J., Venselaar, J. L. M., Beaulieu, L. The evolution of brachytherapy treatment planning. *Medical Physics*. 2009, 36(6), 2136-2153.
- 39 Ye, S. J., Brezovich, I. A., Shen, S., Duan, J., Popple, R. A., Pareek, P. N. *Medical Physics*. 2004, 31(7), 2097-2106.
- 40 Markman, J., Williamson, J. F., Dempsey, J. F., Low, D. A. On the validity of the superposition principle in dose calculations for intracavitary implants with shielded vaginal colpostats. *Medical Physics*. 2001, 28(2), 147- 155.
- 41 Hepel, J. T., Wazer, D. E. A comparison of brachytherapy techniques for partial breast irradiation. *Brachytherapy*. 2012, 11, 163-175.
- 42 Gaudreault, M., Reniers, B., Landry, G., Verhaegen, F., Beaulieu, L. Dose perturbation due to catheter materials in high-dose-rate interstitial  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy. *Brachytherapy*. 2014, 13, 627-631.

- 43 D'amours, M., Pouliot, J., Dagnault, A., Verhaegen, F., Beaulieu, L. Patient-Specific Monte Carlo-Based Dose-Kernel Approach For Inverse Planning in Afterloading Brachytherapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 2011, 81(5), 1582-1589.
- 44 Papagiannis, P., Pantelis, E., Karaiskos, P. Current state of the art brachytherapy treatment planning dosimetry algorithms. *The British Journal of Radiology*. 2014, 87(1041), 20 s.
- 45 Moura, E. S., Micka, J. A., Hammer, C. G., Culberson, W. S., DeWerd, L. A., Rostelato, M. E. C. M., Zeituni, C. A. Development of a phantom to validate high-dose-rate brachytherapy treatment planning systems with heterogeneous algorithms. *Medical Physics*. 2015, 42(4), 1566-1574.
- 46 Peppas, V., Pappas, E. P., Karaiskos, P., Major, T., Polgar, C., Papagiannis, P. Dosimetric and radiobiological comparison of TG-43 and Monte Carlo calculations in  $^{192}\text{Ir}$  breast brachytherapy applications. *Physica Medica*. 2016, 32, 1245-1251.
- 47 Rownd, J. Localization II: Volume Imaging Techniques and Accuracy for Brachytherapy Dosimetry. Joint AAPM/American Brachytherapy Society Summer School, 18-22 Temmuz, 2005, Seattle University (Bildiri Özetleri/Bildiriler Kitabı, 187-200).
- 48 Jin, G. H., Chen, L. X., Deng, X. W., Liu, X. W., Huang, Y., Huang, X. B., A comparative dosimetric study for treating left-sided breast cancer for small breast size using five different radiotherapy techniques: conventional tangential field, filed-in-filed, Tangential-IMRT, Multi-beam IMRT and VMAT. *Radiation Oncology*. 2013, 89(8), 8 s.
- 49 Reyes, E., Sosa, M., Gil-Villegas, A., Monzon, E. Monte Carlo characterization of the GammaMed HDR Plus Ir-192 brachytherapy source. *Biomedical Physics & Engineering Express*. 2016, 2(1), 9 s.
- 50 Pérez-Calatayud, J., Granero, D., Ballester, F. Radiotherapy and Brachytherapy. Ed.: Yves Lemoigne, Alessandra Caner, Springer, France, 2007, 256 s.
- 51 Rivard, M. J., Meigooni, A. S., Nath, R. , Comprehensive Brachytherapy. Ed.: Venselaar, J. L. M., Baltas, D., Meigooni, A. S., Hoskin, P. J., CRC Press, New York, 2013, 523 s.
- 52 Bozkurt, A. Radyolojik Uygulamalar için Monte Carlo. XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs, 2015, Trabzon .
- 53 Ulam, S., Metropolis, N. The Monte Carlo Method. *Journal of the American Statistical Association*. 1949, 44, 335-341.
- 54 Rogers, D. W. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Physics in Medicine and Biology*. 2006, 51(13), 287-301.
- 55 Kling, A., Barao, F., Nakagawa, M., Tavora, L., Vaz, P. Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle Transport Simulation and Applications. *Proceedings of the Monte Carlo 2000 Conference, 23-26 October, 2000, Lisbon (Bildiri Özetleri Kitabı, 189s)*.
- 56 Ben Saleh, S. M. Investigation of Uncertainties Associated with the MammoSite Breast Brachytherapy Technique: Monte Carlo Simulations and TLD Measurements. The University of Adelaide, Department of Physics, Australia, 2010, 193 s. (Doktora Tezi).

- 57 Baltas, D., Sakelliou, L., Zamboglou, N. The Physics of modern brachytherapy for oncology. Ed.: J. G. Webster, CRC Press/Taylor & Francis, Boca Raton, United States of America, 2007, 649 s.
- 58 Kawrakow, I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Medical Physics*. 2000, 27(3), 485-498.
- 59 Kawrakow, I., Rogers, D. W. O. 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.
- 60 Briesmeister, J. F. MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C, LA-12625-M. 2000, 790 s.
- 61 Salvat, F., Fernandez-Varea, J. M., Acosta, E., Sempau, J. Penelope-A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Organisation for Economic Co-Operation and Development-Nuclear Energy Agency Workshop, 5-7 Kasım, 2001, Issy les Moulineaux, France (Eğitim Kurs Notları, 234 s).
- 62 FLUKA. <http://www.fluka.org/fluka.php>. Erişim Tarihi: (06 Mayıs 2019).
- 63 Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., ve ark. GEANT4-a Simulation Toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*. 2003, 506(3), 250-303.
- 64 Nelson, W. R., Hirayama, H., Rogers, D. W. O. The EGS4 Code System, Report SLAC-265. Stanford Linear Accelerator Center. Stanford, California, 1985, 398s.
- 65 Allisy, A., Jennings, W. A., Kellerer, A. M., Müller, J.W., Rossi, H. H., Seltzer, S. M. Fundamental Quantities and Units for Ionising Radiation. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, os31(1), 20-23.
- 66 Attix, F. H. Introduction To Radiological Physics And Radiation Dosimetry. Wiley, New York, USA, 1986, 607 s.
- 67 Ballester, F., Granero, D., Pérez-Calatayud, J., Melhus, C. S., Rivard, M. J. Evaluation of high-energy brachytherapy source electronic disequilibrium and dose from emitted electrons. *Medical Physics*. 2009, 36(9), 4250-4256.
- 68 Baltas, D., Karaiskos, P., Papagiannis, P., Sakelliou, L., Loeffler, E., Zamboglou, N. Beta versus gamma dosimetry close to Ir-192 brachytherapy sources. *Medical Physics*. 2001, 28(9), 1875-1882.
- 69 Wang, R., Li, X. A. Dose characterization in the near-source region for two high dose rate brachytherapy sources. *Medical Physics*. 2002, 29(8), 1678-1686.
- 70 Thomadsen, B. R., Williamson, J. F., Rivard, M. J., Meigooni, A. S. Anniversary Paper: Past and current issues, and trends in brachytherapy physics. *Medical Physics*. 2008, 35(10), 4708-4723.
- 71 Yegin, G. A new approach to geometry modeling for Monte Carlo particle transport: An application to the EGS code system. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 211. 2003, 331-338.
- 72 Simon, N., Iridium-192 as a radium substitute. *American Journal Roentgenol*. 1965, 93, 170-178.
- 73 Daskalov, G. M., Löffler, M., Williamson, J. F. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. *Medical Physics*. 1998, 25(11), 2200-2208.

- 74 Graneo, D., Pérez-Calatayud, J., Ballester, F. Monte Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source. *Radiotherapy and Oncology*. 2005, 76, 79-85.
- 75 Medich, D. C., Munro III, J. J. Monte Carlo characterization of the M-19 high dose rate Iridium-192 brachytherapy source. *Medical Physics*. 2007, 34(6), 1999-2006.
- 76 Yegin, G., Rogers, D. W. O. A fast Monte Carlo code for multi-seed brachytherapy treatments including interseed effects. *Medical Physics*. 2004, 31, 1771 (abstract).
- 77 Taylor, R. E. P., Yegin, G., Rogers, D. W. O. Benchmarking BrachyDose: Voxel-based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters. *Medical Physics*. 2007, 34(2), 445-457.
- 78 Taylor, R. E. P., Rogers, D. W. O. An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters. *Medical Physics*. 2008, 35(9), 4228-4241.
- 79 Sutherland, J. G. H. Monte Carlo dose calculations for breast and lung permanent implant brachytherapy. Carleton University, Ottawa-Carleton Institute for Physics, Department of Physics, Ottawa, Canada, 2013, 171 s. (Doktora Tezi).
- 80 Ma, Y., Vijande, J., Ballester, F., Tedgren, A. C., Granero, D., Haworth, A., Mourtada, F., Fonseca, G. P., Zourari, K., Papagiannis, P., Rivard, M. J., Siebert, F. A., Sloboda, R. S., Smith, R., Chamberland, M. J. P., Thomson, R. M., Verhaegen, F., Beaulieu, L. A generic TG-186 shielded applicator for commissioning model-based dose calculation algorithms for high-dose-rate <sup>192</sup>Ir brachytherapy. *Medical Physics*. 2017, 44(11), 5961-5976.
- 81 Williamson, J. F. Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems. *Medical Physics*. 1987, 14(4), 567-576.
- 82 Duchemin, B., Coursol, N. "Reevaluation de l' <sup>192</sup>Ir", Technical Note LPRI/93/018. DAMRI, CEA. France, 1993.
- 83 Berger, M. J., Hubbell, J. H. XCOM: Photon Cross Sections on A Personal Computer, Report No. NBSIR 87-3597. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899, 1987, 32 s.
- 84 Yegin, G., Sariaydin, S. TPSDose43: A new TG-43 based dose calculation code for brachytherapy. *Physica Medica*. 2016, 32, 228-229.
- 85 Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S., Kikinis, R. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network, *Magnetic Resonance Imaging*, 2012, 30(9), 1323-1341.
- 86 3DSlicer. <https://www.slicer.org/>. Erişim Tarihi: (06 Mayıs 2019).
- 87 Gering, D. T. A System for Surgical Planning and Guidance using Image Fusion and Interventional MR. Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, 1999, 106 s. (Yüksek Lisans Tezi).
- 88 Mildenerger, P., Eichelberg, M., Martin, E. Introduction to the DICOM standart. *European Radiology*. 2002, 12(4), 920-927.
- 89 Siavashpour, Z., Aghamiri, M. R., Jaber, R., Dehghan-Manshadi, H. R., Sedaghat, M., Kirisits, C. Evaluating the utility of "3D Slicer" as a fast and independent tool to assess intrafractional organ dose variations in gynecological brachytherapy. *Brachytherapy*. 2016, 15(4), 514-523.

- 90 Cheng, G. Z., Estepar, R. S. J., Folch, E., Onieva, J., Gangadharan, S., Majid, A. Three-dimensional Printing and 3D Slicer: Powerful Tools in Understanding and Treating Structural Lung Disease. *Chest Journal*. 2016, 149(5), 1136-1142.
- 91 Pinter, C., Lasso, A., Wang, A., Jaffray, D., Fichtinger, G. SlicerRT: Radiation therapy research toolkit for 3D Slicer. *Medical Physics*. 2012, 39(10), 6332-6338.
- 92 Simmross-Wattenberg, F., Carranza-Herrezuelo, N., Palacios-Camarero, C., Casaseca-de-la-Higuera, P., Martin-Fernandez, M. A., Aja-Fernandez, S., Ruiz-Alzola, J., Westin, C. F., Alberola-Lopez, C. Group-Slicer: A collaborative extension of 3D-Slicer. *Journal of Biomedical Informatics*. 2005, 38(6), 431-442.
- 93 Mille, M. M., Xu, X. G., Rivard, M. J. Comparison of organ doses for patients undergoing balloon brachytherapy of the breast with HDR  $^{192}\text{Ir}$  or electronic sources using Monte Carlo simulations in a heterogeneous human phantom. *Medical Physics*. 2010, 37(2), 662-671.
- 94 Zourari, K., Pantelis, E., Moutsatsos, A., Sakelliou, L., Georgiou, E., Karaiskos, P., Papagiannis, P. Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy treatment planning system. Part III. Comparison to Monte Carlo simulation in voxelized anatomical computational models. *Medical Physics*. 2013, 40(1), 011712-1-011712-9.
- 95 Bridge, P., Tipper, D. J. *CT Anatomy for Radiotherapy*. M&K Update, London, 2011, 317 s.
- 96 Sutherland, J. G. H. Monte Carlo dose calculations for breast and lung permanent implant brachytherapy. Carleton University, Ottawa-Carleton Institute for Physics, Canada, 2013, 171 s.
- 97 Ellis, H., Logan, B. M., Dixon, A. K. *Human Sectional Anatomy. Atlas of body sections, CT and MRI images*. Ed.:Burrows, S., Hodder Arnold, London, 2007, 286 s.
- 98 Karaiskos, P., Sakelliou, L., Sandilos, P., Vlachas, L. Limitations of the point and line source approximations for the determination of geometry factors around brachytherapy sources. *Medical Physics*. 2000, 27(1), 124-128.
- 99 Wu, A., Ulin, K., Sternick, E. S. A dose homogeneity index for evaluating  $^{192}\text{Ir}$  interstitial breast implants. *Medical Physics*. 1988, 15(1), 104-107.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Sibel SARIAYDIN  
Doğum Yeri ve Yılı : Kütahya, 1980  
Medeni Hali : Bekar  
Yabancı Dili : İngilizce  
E-posta : sibel.sariaydin@cbu.edu.tr

### Eğitim Durumu

Lise : Kütahya Lisesi, 1997  
Lisans : Dumlupınar Üniversitesi, Fizik Bölümü, 2004  
Yüksek Lisans : Dumlupınar Üniversitesi, Fizik Bölümü, 2007

### Mesleki Deneyim

Manisa Celal Bayar Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü, 2011-(halen).

### Yayımları

#### Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler :

1. MANİSA, K., ATAV, U., SARIAYDIN, S. Equation of State of Asymmetric Nuclear Matter : a VMC Study. Cent. Eur. J. Phys. 2010, 8(4), 587-595.

#### Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiriler kitabında basılan bildiriler:

1. Yusuf A. R., Yegin, G., Sariaydin, S., Akan, Z., Yuksel, M. B. Development of a Geometry Verification System for Model Based Dose Calculation Algorithms in Brachytherapy Treatment. International Physics Conference At The Anatolian Peak (IPCAP), 25-27 February, 2016, Erzurum, TURKEY (sözlü sunum).
2. Yegin, G., Sariaydin, S. TPSDose43: A new TG-43 based dose calculation code for brachytherapy. Physica Medica: European Journal of Medical Physics. 2016, 32, 228-229.

3. SARIAYDIN, S., YEGİN, G. Yüksek Doz Hızlı Brakiterapi Kaynakları İçin TG-43 Parametrelerinin Monte Carlo Yöntemiyle Hesaplanması. Turkish Physical Society 30<sup>th</sup> International Physical Congress, 2-5 September, 2013, İstanbul, TURKEY (poster).
4. SARIAYDIN, S. YEGIN, G. AKKURT, I. Calculation of Mass Energy Absorption Coefficients for Various Materials Used in a Linear Accelerator Design. First International Workshop on TAC Light Sources, 4-6 Temmuz, 2011, Doğu Üniversitesi, İstanbul, TURKEY (poster).

**Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiriler kitabında basılan bildiriler:**

1. MANİSA, K., SARIAYDIN, S., ATAV, U. Asimetrik Nükleer Madde İçin Varyasyonel Monte Carlo Hesaplamaları, III. Nükleer Yapı Özellikleri Çalıştayı, 15-17 Kasım, 2006, Dumlupınar Üniversitesi, Fizik bölümü, KÜTAHYA (sözlü sunum).

**Projeler**

1. DPT2006K-120470 kodlu ve “Türk Hızlandırıcı Merkezi Teknik Tasarımı ve Test Laboratuvarları” adlı projede araştırmacı, 2011-2015.
2. 2012-074 no’ lu, “Yüksek Doz Hızlı Brakiterapi Kaynaklarının Monte Carlo Yöntemi İle Doz Belirsizlikleri Analizi”, Bilimsel Araştırma Projesinde araştırmacı, 2012-2014.
3. Proje No: 213E028, “Brakiterapi Tedavi Planlamasında Model Tabanlı Doz Hesaplama Algoritmalarının Kullanımı İçin Etkin Bir Doğrulama Yönteminin Geliştirilmesi”, adlı Tübitak projesinde araştırmacı, 2014-2016.