

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DÜŞÜK DOZ HIZLI (I-125, Pd-103) BRAKİTERAPİ
KAYNAKLARININ GEOMETRİSİNDEKİ DEĞİŞİKLİKLERİN DOZ
DAĞILIMINA ETKİSİNİN EGSnrc MONTE CARLO KODU
KULLANILARAK İNCELENMESİ**

Berkay CAMGÖZ

Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Bilim Kodu:

Sunuş Tarihi:

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mehmet N. KUMRU

Bornova-İZMİR

Berkay CAMGÖZ tarafından Doktora tezi olarak sunulan “Düşük Doz Hızlı (I-125, Pd-103) Brakiterapi Kaynaklarının Geometrisindeki Değişikliklerin Doz Dağılımına Etkisinin Egsnrc Monte Carlo Kodu Kullanılarak İncelenmesi” başlıklı bu çalışma E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile E.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve Öğretim Yönergesi'nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve 14/3/2008 tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği/oyçokluğu ile başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri:

İmza

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Mehmet N. KUMRU
Raportör Üye : Yard. Doç. Dr. Müslim Murat SAÇ
Üye : Prof. Dr. Perihan ÜNAK
Üye : Prof. Dr. Mustafa BAKAÇ
Üye : Doç. Dr. Serap EREEŞ

ÖZET**DÜŞÜK DOZ HIZLI (I-125, Pd-103) BRAKİTERAPİ
KAYNAKLARININ GEOMETRİSİNDEKİ
DEĞİŞİKLİKLERİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
EGSnrc MONTE CARLO KODU KULLANILARAK
İNCELENMESİ**

CAMGÖZ, Berkay

Doktora Tezi, Nükleer Bilimler Anabilim Dalı
Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mehmet N. KUMRU

Mart 2008, 163 sayfa

LDR brakiterapi kaynakları kanser tedavisinde oldukça yaygın kullanılmaktadır. Gerek mevcut kaynaklar gerekse yeni üretilen kaynaklar çoğunlukla simülasyon metodları ile incelenmektedir. Bugüne kadar bunlar hakkında pekçok veri elde edilmiştir. Doz hesaplarında istatistiki hata kaynakları ortaya konmakla birlikte bazı faktörlerin buna katkısı henüz netlik kazanmamıştır.

Kaynakların geometrilerinde olabilecek değişikliklerin doz üzerindeki etkisini açıkça ortaya koyan yeterli düzeyde çalışma bulunmamaktadır. Oysaki hata kaynakları içinde geometri etkileri önemli yer tutmaktadır. Bu çalışmada birbirinden oldukça farklı geometrilerde üç ticari kaynak modellenmiştir; kullanılan Amersham Model 6711 ¹²⁵I, Theragenic 200 ¹⁰³Pd ve ImagynSeed ¹²⁵I kaynakları birbirinden çok farklı geometrileri ile geometri etkilerinin tüm brakiterapi kaynakları için geçerli olduğunu sınaama imkanı tanımıştır.

bunların uygulamalarda meydana gelebilecek geometri değişimleri saptanarak su fantomunda hesaplamalar gerçekleştirilmiştir. Geometrisi değişen kaynaklar ile elde edilen veriler, bu alanda kabul edilen orjinal kaynaklar kullanılarak elde edilen değerlerle kıyaslanmıştır. Neticede geometri değişimlerinin doz üzerinde önemli etkileri olduğu ortaya konmuştur. Her ticari kaynağa ait geometri değişimlerinin ve dozdaki değişim oranlarının birlikte verilmesi gerekliliği önerilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Brakiterapi, radyoterapi, Monte Carlo Simülasyonu

ABSTRACT**INVESTIGATION OF EFFECT OF GEOMETRICAL
VARIATIONS OF LOW DOSE RATE (I-125, Pd-103)
BRACHYTHERAPY SOURCES ON DOSE
DISTRIBUTION USING EGSnrc MONTE CARLO CODE**

CAMGÖZ, Berkay

Phd Thesis in Nuclear Sciences
Supervisor: Prof. Dr. Mehmet N. KUMRU

March 2008, 163 pages

LDR brachytherapy sources are widely used for cancer treatments. Generally current sources and new designed sources are researched by using simulation methods. So far large amount of data have been acquired about these sources. However contribute of some factors to statistical deviations are not known well although statistical errors have been commonly calculated

There is no sufficient data to explain detailed effects of probable geometrical variations on dose values. Whereas geometrical effects are momentous in error sources. In this study, three commercial brachtherapy sources which have different geometrical properties have been modelled in simulation code. Amersham Model 6711 ^{125}I , Theragenic 200 ^{103}Pd and ImagynSeed ^{125}I sources were used to examine the mentioned effects are efficient for all geometries of the sources. Geometrical variations have been designed in variant

sources and dose calculated in water phantom. Acquired data from variant sources have been normalised to data of original sources. At last , it was shown that geometrical effect are important on dose distribution. It is offered that geometrical variations and variation fractions of dose should be given with every brachytherapy sources

Keywords: Brachytherapi, Radiotherapy, Monte Carlo Simulation

TEŞEKKÜR

Doktora çalışmam boyunca ihtiyaç duyduğum imkanları sağlayıp, profesyonel bir yönlendirme yapan, bu çalışmanın ortaya çıkmasında önemli katkıları ve yardımları olan, bilgi, tecrübe ve görüşlerini benimle paylaşan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Mehmet N. KUMRU'ya içten teşekkürlerimi sunarım

Enstitü imkanlarını, uygun bir çalışma ortamı sağlayan ve yapıcı görüşleri ve tecrübesi ile her türlü imkan ve kolaylığı sağlayan Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü Sayın Prof. Dr. Meral ERAL'e, Nükleer Bilimler Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Güngör YENER'e, alanındaki bilgilerini paylaştığım görüşleri ile beni yönlendiren Sayın Prof. Dr. Perihan ÜNAK'a, çalışma boyunca gereken metaryeli sağlayan, mesleki bilgi, tecrübe ve görüşlerini benden esirgemeyen, çalışmanın gelişiminde önemli katkıları olan, C.B.Ü. Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Öğretim üyesi Sayın Gültekin YEĞİN'e teşekkür ederim.

Çalışma sırasında tecrübelerinden yararlandığım, çalışma ortamımın verimli olmasında katkıları olan, aynı ofisi paylaştığım Sayın Doç. Dr. Turgay KARALI'ya. Manevi desteklerinden dolayı Yard. Doç. Dr. Müslim SAÇ'a ve Teknisyen Süleyman ERKUT'a ve enstitü çalışanlarına teşekkür ederim

Hayatımın her anında yanımda olup bana maddi ve manevi destek olan, Sevgili eşim YASEMIN'e, oğlum AYBERK'e, anne ve babama sonsuz teşekkürlerimi sunarım

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	V
ABSTRACT.....	VII
TEŞEKKÜR.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XIV
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	XXXIII
1.GİRİŞ.....	1
1.1. Genel Bilgiler.....	2
1.1.1. Radyoterapi.....	2
1.1.2. Radyasyon Tedavisi Uygulamaları.....	2
1.1.3. Brakiterapi.....	4
1.1.4. Brakiterapide Klinik Sınıflandırmalar.....	7
1.1.5. Brakiterapi Kaynakları.....	9
1.1.6. Düşük Doz Hızlı (Ldr) Kaynaklar.....	10
1.1.7. Dozimetri.....	11

1.1.7.1. AAPM Tg-43 Raporu.....	11
1.1.7.2. Doz Hesaplama Geometrisi.....	12
1.1.7.3. Dozimetrik Karakteristikler.....	13
1.1.7.4. External Radyoterapi İle Brakiterapinin Karşılaştırılması.....	15
1.1.7.5. Deneysel Brakiterapi Çalışmaları.....	16
1.1.7.6. Bilgisayar Tabanlı Brakiterapi Çalışmaları.....	18
1.1.7.7. Simülasyon Prensibi	18
1.1.7.8. Monte Carlo Simülasyonu Ve EGSnrc Kodu.....	19
1.1.7.9. Foton Madde Etkileşimlerinin Teorisi.....	22
1.2. Amaç Ve Kapsam.....	32
2. LİTERATÜR ÖZETİ.....	37
3. METARYEL VE METOD.....	39
3.1. Çalışma Süreci.....	40
3.2. ¹²⁵ I Kaynağı.....	47
3.3. ¹⁰³ Pd Kaynağı.....	49
3.4. Egsnrc-Mp Kod Sistemi İle Simülasyon.....	51

3.4.1. Silindirik Modelleme.....	52
3.4.2. Fantom Modellenmesi.....	57
3.5. Egs-Mg Çoklu Geometri Kodu İle Simülasyon	58
3.5.1. Kaynak İçindeki Parçaların Hareketi.....	63
3.5.2. Kaynak İçindeki Parçaların Hareketinin Etkileri.....	69
3.6. Simülasyon Sonrası Hesaplama Yöntemleri.....	72
4. BULGULAR.....	74
4.1. Fantom Boyutunun Etkisi	75
4.2. Küçük Mesafelerde Radyal Doz Fonksiyonu.....	76
4.3. ^{125}I İçin Anizotropi Fonksiyonlarının Hesabı.....	78
4.4. Mono Enerji Ve Spektrum Etkisi.....	84
4.5. Radyoaktif Bölgenin Yarıçap Değişiminin Doza Etkisi.....	88
4.6. Sıfır Derecede, Z Ekseninde Doz Hesabı.....	90
4.7. ^{103}Pd Kaynağı.....	91
4.8. ^{103}Pd İçin Farklı Uzaklıklarda Z Eksenine Paralel Noktalarda Doz Hesabı.....	92

4.9. ^{103}Pd İçin Sıfır Derecedeki Anizotropi Fonksiyonunun Hesabı...	97
4.10. Radyoaktif Materyalinin Toplam Doza Diferansiyel Etkileri....	99
4.11. İkinici Aşama alışmalar.....	105
4.11.1. Egs-Mg oklu Geometri Paketi İle Simülasyon.....	105
4.11. 2. Kaynak Elemanlarının Hareketinin Doz zerine Etkileri.....	105
4.11.3. Kaynakların Ve Bileşenlerinin Boyutlarındaki Değişimin Doz zerindeki Etkileri.....	119

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
1.1. Doz hesaplama geometrisi: referans noktası $P(r_0, \theta_0)$ kaynak dik eksenini üzerinde yer almakta ve $P(r, \theta)$ eksenlerin oluşturduğu düzlemde herhangi bir noktadır. Eksenlerin orjinde çizgisel kaynak bulunmaktadır.....	12
1.2. Genel kaynak ve hesaplama geometrisi orjinde silindirik bir kaynak bulunmaktadır. θ_1, θ_2 açıları ve r vektörü P noktasının yerini belirlemektedir.	14
1.3. İkincil fotonların dağılımının temsili. İkincil fotonlar ve parçacıklar önceden hesaplanamaz bir şekilde rastgele olarak yol alırlar	19
1.4. EGSnrc programının çalışma şeması. Bu şemada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır.	21
1.5. Compton saçılması için Feynman diyagramı.	24
1.6. TG-43 Raporunda Geometri belirsizliklerinin ele alındığı bölümden alıntı.	33

- 1.7. Gerçek Pd (ProstaSeed) brakiterapi kaynaklarının X-ray ile film üzerine alınmış görüntüleri. 36
- 3.1 Fotonun madde içerisinde etkileşimler arası olası yolunun gösterimi. (Kesikli çizgiler ikincil elektronların oluşabileceği alanı göstermektedir). 41
- 3.2 I-125 kaynağının radyasyon yayıcı kısmı 10'a bölündü. Her birinden gelen kısmi dozlar bu metotla hesaplandı. Radyoaktif materyalin boyu 3mm her birinin kalınlığı 0.3mm olan bölmeler tasarlandı. Eksen üzerine [-0.15, -0.12], [-0.12, -0.09], [-0.09, -0.06], [-0.06, -0.03], [-0.03, 0], [0, 0.03], [0.03, 0.06], [0.06, 0.09], [0.09, 0.12], [0.12, 0.15] noktalarına yerleştirilen kaynak bölümleri toplamda [-0.15, 0.15] üzerindedir. (birimler cm'dir)..... 45
- 3.3 Model 6711 kaynağının geometrik bölmelendirilmesinin ve marker üzerine konumlanmasının 3 boyutlu gösterimi..... 45
- 3.4 Kaynak civarında doz hesaplamak için geometri yaklaşımı. 0.05, 0.5 ve 1cm mesafelerdeki noktalarda doz hesaplanmıştır. (silindirik kaynağın ve onu çevreleyen silindirik su ortamının R,X eksenlerinin düzleminde kesiti, Z eksenini bu düzleme diktir ve silindir geometrinin

ekseni Z ile çakışıktır).....	47
3.5 ^{125}I izotopunun bozunma şeması.....	49
3.6 ^{103}Pd için bozunma şeması.....	52
3.7 Silindirik koordinatta geometri tasarım yöntemi. Merkezleri Z ekseninde olan silindir yüzeyler ve Z eksenini dik kesen düzlem yüzeyler ile sınırlandırılmış hacimler elde edilmektedir. Yatay ve dikey çizgiler birlikte Z eksenini etrafında döndürüldüğünde silindirik hacimler oluşacaktır.....	54
3.8 Silindirik geometride bölümlendirilmiş silindirik hacim elemanlarının numaralandırılma sistematiği. Şekil 14 temel alınmaktadır.	54
3.9 EGSnrc geometri modelleme prensibi: geometri dizaynının 3B gösterimi, silindir ve düzlem kesitleri kombinasyonu ile bölge sınırlandırılmaktadır.	55
3.10 Hacim elemanı silindir halkanın oluşturulmasının iki boyutlu gösterimi. Şekil 14 ve şekil 15 te bahsedilen tasarım metodunda doz hesaplama hacimleri oluşturulur. Buna göre kesiti dikdörtgen olan halkalar oluşturulur. Bir	

P noktasını içine alan bu halkaların kesiti hazim elemanını temsil etmektedir. P noktası aslında ϕ (Z eksenine dik vektörün R üzerinde taradığı açı) açısına bağlı olarak bir çemberdir. Halka kesiti içinde nokta olarak alınır. Halka içine gelen tüm doz sanki halkanın kesitinde imiş gibi kabul edilir. Δz ve Δr halkaların boyutlarıdır..... 56

3.11 Hacim elemanının sınırlarının hesaplanması. Merkezi Z ekseninde olan halkaların kesiti P noktasını içine alan bir kübik hacimi temsil eder. Δr ve Δz , P noktasının koordinatlarına eklenerek bir hacim elde edilir. Bu oldukça küçük bir kesitte olmalıdır..... 57

3.12 Birinci aşama hesaplamalarda kullanılan Model 6711 kaynağının geometrisi, silindir kesiti, geometrik ölçüleri ve içerdiği malzemeler. 57

3.13 [R, Z] silindirik koordinatlarda üç boyutlu silindir fantom. Simülasyonda, fantoma su materyalinin özellikleri atanmaktadır..... 58

3.14 Doz bölgelerinin üç boyutlu resmi. Silindirik radyal doz bölgeleri kaynağı çevreleyen halkalar ile temsil edilmektedir..... 58

- 3.15 Açısal dağılımlı doz bölgelerinin üç boyutlu resmi. Silindirik radyal doz bölgeleri kaynağı çevreleyen halkalar ile temsil edilmektedir. Bu halkalar içine aldıkları $P(r,\theta)$ noktalarının konumuna göre yerleşirler..... 59
- 3.16 Birbirinden bağımsız modellenen geometrilere ait bir kombinasyonunun üç boyutlu bir örneği. Elemanların bölünmüş hacim parçaları diğer elemanın hacim parçalarını bölmemektedir..... 59
- 3.17 Model 6711 kaynağının kesiti..... 60
- 3.18 Thera Seed kaynağının kesiti..... 60
- 3.19 Imagyn Seed kaynağının kesiti..... 61
- 3.20 Kübik fantom ve vokseller. Toplam fantom, kartezyen koordinatta eksenlere dik düzlemlerle kesilerek istenen bölgede istenen hacimde doz hesaplama bölgesi oluşturulmaktadır..... 62
- 3.21 Model 6711 kaynağının kesiti: a* boyuna kesiti, b* enine kesiti. (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.) (ID: 2090)..... 64

3.22	Thera200 kaynağının kesiti: a* boyuna kesiti, b* enine kesiti. (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.) (ID: 2200).....	66
3.23	Imagyn Seed kaynağının kesiti: a* boyuna kesiti, b* enine kesiti. (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.) (ID:2110).....	67
4.1	[0.05cm – 1cm] aralığında 6711 Model ¹²⁵ I kaynağı için hesaplanan radyal doz fonksiyonu.....	77
4.2	Küçük mesafelerden uzak mesafelere kadar geniş aralıkta Model 6711 için hesaplanan radyal doz fonksiyonu.	78
4.3	r = 2cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	81
4.4	r = 3cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	82
4.5	r = 4cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	82
4.6	r = 5cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	84

4.7	R=2 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 değerleri ile karşılaştırılması.	85
4.8	R=3 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 değerleri ile karşılaştırılması.	86
4.9	R=4 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 değerleri ile karşılaştırılması.	86
4.10	R=5 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 değerleri ile karşılaştırılması.	88
4.11	TheraSeed 200 için hesaplanan radyal doz fonksiyonlarının TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	91
4.12	Z eksenine paralel farklı radyal noktaların dağılımı.....	92
4.13	R=0.1cm'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesince b: kaynak boyunu aşan noktalarda).....	93
4.14	R=0.5cm'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesince b: kaynak boyunu aşan noktalarda).....	94

4.15	R=1cm'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesince b: kaynak boyunu aşan noktalarda).....	95
4.16	R=2cm'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesince b: kaynak boyunu aşan noktalarda).....	96
4.17	Pd-103 için sıfır derecede anizotropi fonksiyonu hesaplama geometrisi.....	97
4.18	Pd-103 için 0 derecede hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerinin literatür değeri (Mainegra et al. 2000) ile karşılaştırılması.....	99
4.19	$\theta=10$ derece için kısmi doz değişimi.....	100
4.20	$\theta=20$ derece için kısmi doz değişimi.....	100
4.21	$\theta=30$ derece için kısmi doz değişimi.....	101
4.22	$\theta=40$ derece için kısmi doz değişimi.....	101
4.23	$\theta=50$ derece için kısmi doz değişimi.....	102

4.24	$\theta=60$ derece için kısmi doz değişimi.....	102
4.25	$\theta=70$ derece için kısmi doz değişimi.....	103
4.26	$\theta=80$ derece için kısmi doz değişimi.....	103
4.27	2092 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	105
4.28	2094 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	106
4.29	2096 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	106
4.30	2098 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	107
4.31	2100 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	107
4.32	2092 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	108
4.33	2094 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090	

	kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	108
4.34	2096 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	109
4.35	2098 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	109
4.36	2100 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	110
4.37	2102 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	110
4.38	2220 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	111
4.39	2230 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	112
4.40	2240 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	112
4.41	2220 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	113

4.42	2230 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	113
4.43	2240 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	114
4.44	3001 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	115
4.45	3002 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	116
4.46	3003 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	116
4.47	3001 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	117
4.48	3002 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	117
4.49	3003 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	118
4.50	2060 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090	

	kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	119
4.51	2064 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	120
4.52	2065 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	120
4.53	2066 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	121
4.54	2069 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	121
4.55	2071 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	122
4.56	2074 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	122
4.57	2076 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	123
4.58	2077 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	123

4.59	2060 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	124
4.60	2064 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	124
4.61	2065 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	125
4.62	2066 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	125
4.63	2069 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	126
4.64	2071 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	126
4.65	2074 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	127
4.66	20676 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	127
4.67	2077 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090	

	kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	128
4.68	2250 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	129
4.69	2253 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	130
4.70	2257 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	130
4.71	2258 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	131
4.72	2261 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	131
4.73	2265 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	132
4.74	2268 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	132
4.75	2272 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	133

4.76	2273 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	133
4.77	2274 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	134
4.78	2277 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	134
4.79	2281 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	135
4.80	2250 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	136
4.81	2253 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	136
4.82	2257 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	137
4.83	2258 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	137
4.84	2261 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200	

	kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	138
4.85	2265 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	138
4.86	2268 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	139
4.87	2272 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	139
4.88	2273 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	140
4.89	2274 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	140
4.90	2277 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	141
4.91	.2281 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	141
4.92	2310 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	142

4.93	2311 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	143
4.94	2312 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	143
4.95	2320 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	144
4.96	2328 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	144
4.97	2329 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	145
4.98	2330 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	145
4.99	2331 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	146
4.100	2332 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	146
4.101	2333 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110	

	kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	147
4.102	2310 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	148
4.103	2311 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	148
4.104	2312 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	149
4.105	2320 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	149
4.106	Şekil 2328 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	150
4.107	2329 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	150
4.108	2330 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	151
4.109	2331 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu.....	151

- 4.11 2332 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110
kaynağının doz değerlerine normalizasyonu..... 152
- 4.111 2333 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110
kaynağının doz değerlerine normalizasyonu..... 152

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Brakiterapi implantlarının değişik tipleri.....	8
1.2 Brakiterapi uygulamaları sınıflandırması.....	8
1.3 Brakiterapi uygulamalarının kaynak yüklemesine göre sınıflandırması.....	9
1.4 Brakiterapi uygulamaları – doz hızı sınıflandırması.....	9
1.5 LDR brakiterapi kaynaklarının mevcut ticari modelleri.....	10
1.6 Model 6711 kaynağı için yapılan boyut farklılıkları ölçümleri.....	35
3.1 Geometri faktörleri	41
3.2 ^{125}I için spektrum değerleri.....	47
3.3 ^{103}Pd için bozunma çizelgesi.....	49
3.4 Model 6711 Kaynağı için parçaların olası hareketleri.....	64
3.5 Model 6711 kaynağına ait varyasyon kaynakların kesitleri..	65
3.6 Theragenic 200 Kaynağı için parçaların olası hareketleri.....	66
3.7 Theragenic 200 kaynağına ait varyasyon kaynakların kesitleri.....	67
3.8 Imagyn Seed Kaynağı için parçaların olası hareketleri.....	68
3.9 Imagyn Seed kaynağına ait varyasyon kaynakların kesitleri.....	68
3.10 Model 6711 kaynağına ait varyasyonların geometrik	

- değerleri. Herbir varyasyona bir ID numarası atanmıştır..... 70
- 3.11 Theragenic 200 kaynağına ait varyasyonların geometrik değerleri. Herbir varyasyona bir ID numarası atanmıştır..... 70
- 3.12 Imagyn Seed kaynağına ait varyasyonların geometrik değerleri. Herbir varyasyona bir ID numarası atanmıştır..... 71
- 4.1 Model 6711 kaynağı için hesaplanan Radyal doz fonksiyonu değerleri. Çizelgede TG-43'te verilen değerler ile kıyaslama yapılmıştır..... 74
- 4.2 Rayleigh saçılmasının ihmal edildiği durumda radyal doz fonksiyonlarının farklı fantom genişliklerindeki değerlerinin 30cm genişliğindeki fantom için elde edilen değerlerine oranları (doz hesabındaki hatalar % 0.1– 0.2, R:silindir yarıçapı, Z: silindir boyu. $g_R(r)$: R yarıçaplı fantom içinde kaynaktan r kadar uzakta radyal doz fonksiyonu)..... 75
- 4.3 Rayleigh saçılmasının hesaba katıldığı durumda radyal doz fonksiyonlarının farklı fantom genişliklerindeki değerlerinin 30cm genişliğindeki fantom için elde edilen değerlerine oranları (doz hesabındaki hatalar % 0.1– 0.2, R:silindir yarıçapı, Z: silindir boyu. $g_R(r)$: R yarıçaplı fantom içinde kaynaktan r kadar uzakta radyal doz

fonksiyonu).....	75
4.4 [0.05 cm – 1 cm] aralığında kaynak kapsülü civarında 6711 Model için hesaplanan radyal doz fonksiyonu değerleri.....	76
4.5 [0.05 cm – 7 cm] aralığında 6711 Model ¹²⁵ I kaynağı için hesaplanan radyal doz fonksiyonu.....	77
4.6 6711 Model ¹²⁵ I kaynağı için hesaplanan F(r,θ) anizotropi fonksiyonu değerleri.....	79
4.7 6711 Model ¹²⁵ I kaynağı için TG-43 raporundaki F(r,θ) anizotropi fonksiyonu değerleri.....	79
4.8 r = 2 cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	80
4.9 r = 3 cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	81
4.10 r = 4 cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	83
4.11 r = 5 cm için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	83

4.12	R=2 için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(2,\theta)$	84
4.13	R=3 için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(3,\theta)$	85
4.14	R=4 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(4,\theta)$	86
4.15	R=5 için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(5,\theta)$	87
4.16	Kaynaktan r uzaklıktaki noktalarda farklı kaynak yarıçapları için elde edilen doz değerlerinin orijinal kaynak için elde edilen verilere oranı (D_r/D_R : r :değişken yarıçap, R : ilk yarıçap değeri).....	89
4.17	Kaynaktan r uzaklıktaki noktalarda farklı kaynak yarıçapları için hesaplanan radyal doz fonksiyonu değerleri.....	89
4.18	$\theta=0'$ da dozun uzaklıkla değişimi ve hesaplardaki hata oranları. R ; iç kaynak yarıçapıdır.....	90
4.19	TheraSeed 200 için hesaplanan Radyal Doz fonksiyonlarının TG-43 verileri ile karşılaştırılması.....	91

4.20	$\theta=0$ 'da $[0,Z]$ üzerindeki noktalarda ^{103}Pd için dozun bileşenleri.....	98
------	---	----

1.GİRİŞ

Bu çalışmada, radyoterapinin özel bir şekli olan brakiterapide kullanılan LDR (düşük doz hızlı) kaynakların geometrilerinde meydana gelebilecek değişimlerin doz üzerindeki etkileri Monte Carlo simülasyonu ile incelenmiştir.

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

Çalışmada simülasyon metodu ile ^{125}I ve ^{103}Pd radyoizotoplarını içeren LDR kaynaklara ait parametreler incelenmiş, bazı yöntemler geliştirilmiş, bu brakiterapi kaynaklarının geometrilerinde meydana gelebilecek değişimlerin doz hesapları üzerindeki etkileri incelenmiş ve bazı öneriler getirilmiştir.

1.1. Genel Bilgiler

1.1.1. Radyoterapi

Radyoterapi, kanserli hücreleri bir şekilde radyasyona maruz bırakarak yapılan bir tümör tedavisidir. Tümörün hangi safhada olduğuna ve bulunduğu bölgeye göre farklı metodlar izlenmektedir. Radyasyonun biyolojik sistemler üzerindeki hasar verici etkisi kanserli hücrelerin yok edilmesinde kullanılmaktadır. Bununla birlikte tümör bölgesinde bir miktar sağlıklı doku da radyasyona maruz kalmakta ve zarar görebilmektedir. Radyoterapideki bilimsel çalışmaların bir kısmı da bu konu üzerine yoğunlaşmaktadır ki konu canlı hayatı olduğundan bu mesele önem arz etmektedir

1.1.2. Radyasyon Tedavisi Uygulamaları

Dış (Eksternal) radyasyon Tedavisi: Radyoaktif kaynağın yayınladığı radyasyonun bir demet halinde dışarıdan kanserli bölgeye yöneltilmesi ile uygulanan bir tedavi şeklidir. Bu yöntemde en çok ^{60}Co radyoizotopu ve LINAC (lineer hızlandırıcı)'lar kullanılmaktadır

İç (İnternal) Radyasyon Tedavisi: Bu tedavi şekliyle radyoizotoplar, damar içi (intravenöz) olarak verilir veya mesane, prostat gibi bir bölgeye enjekte edilir. Sistemik tedavinin en sık kullanılan tiplerinden biri tiroid kanserinde kullanılan radyoaktif iyodun ^{131}I 'tur. ^{89}Sr ise kemik metastazlarının tedavisi için kullanılmaktadır.

İntrakaviter Radyoterapi: Bu metodun en sık kullanımı alanı jinekolojik tümörlerdir. Özel dizayn edilmiş uygulayıcılar genel, spinal veya lokal anestezi ile uterusu yerleştirilir. Bu aplikatörler içine gerekli sayıda radyoaktif çekirdekleri içeren plastik bir tüp yerleştirilir. Kaynaklar ve uygulayıcılar 48–72 saat yerinde bırakılır. İstenen doza erişildiğinde uygulayıcı ve kaynak çıkarılır.

İnterstisyel Radyasyon Tedavisi: Brakiterapi adı da verilen bu metotta radyasyon kaynakları doğrudan tümöre ve onu çevreleyen yapılara yerleştirilir. En çok baş–boyun tümörlerinde, meme ve prostat kansinomalı hastalarda kullanılır. Kalıcı implant ile ^{125}I gibi küçük radyoaktif tohumların hasta organa yerleştirilir. Örneğin ^{125}I çekirdekleri prostat kansinomu için kullanılır. Haftalar ve aylar içinde implant içindeki radyoaktif kaynak spesifik bir dozda radyasyonu tümöre verir. Çıkarılabilir implant ise içeriden radyasyon tedavisinin en sık kullanılan şeklidir. Genel anestezi altında yapılan operasyonla iğneler tümöre yerleştirilir. Yerleştirmeden sonra iğneler içinden teflon tüpler geçirilir ve tüpler orada bırakılarak iğneler çıkartılır. Operasyon sonlandırılır ve sonradan yükleme (afterloading) denen işlemlerle küçük radyoaktif çekirdekler tüplerin içine yerleştirilir. Bilgisayarlı tedavi planlamasıyla her çekirdeğin spesifik gücü seçilebilir. Böylece belirli bir sürede tümöre istenen doz verilmiş olur (Faiz, 1984).

1.1.3. Brakiterapi

Temelde brakiterapi radyokaktif bir kaynağın tümör hacmi içerisine tek veya çoklu olarak yerleştirilmesi ile yapılan radyasyon tedavisidir.

Brakiterapi (bazen Curie Terapi ya da Endo Curi Terapi olarak adlandırılır (Faiz, 1984)). Kapsül içine alınmış kısa mesafede etkili olan düşük enerjili radyasyonun kanser tedavisinde kullanılmasıdır. Brakiterapinin de kendi içinde türleri bulunmaktadır.

İnterstisyel Brakiterapi: Bir hedef doku hacmi içine radyoizotop implantasyonu gerçekleştirilir ve hedef hacim bünyesinde yüksek güçte bir radyasyon vermek mümkün olur. İnterstisyel implantlar ya daimi ya da geçicidir. Daimi olarak yerleştirilen radyoizotopların, genellikle gün mertebesinde kısa yarı ömürleri ve düşük radyasyon enerjileri vardır ve dolayısıyla sınırlı bir doku bünyesinde veya kısa bir zaman sürecinde dozun çok az bir yüzdesini verirler. Geçici olarak yerleştirilen radyoizotopların aylar ve yıllar itibariyle yarı ömürleri uzun olup radyasyon enerjileri sıklıkla 100keV in üzerindedir ve genellikle toplumu radyasyona maruz bırakmamak veya implant çevresindeki normal dokuları olması gerekenden fazla ışınlamaması için implantın birkaç gün içinde çıkarılması gerekir. İmplant için kullanılan radyoizotopik materyal tohum, iğne, tel ve şerit gibi çeşitli şekillerde olabilir. Tohumlar özel dizayn edilmiş enjeksiyon tabancalarıyla yerleştirilir. Tohumlar aynı zamanda tümör içine ipe bağlı olarak naylon şeritler içine yerleştirilir. İnterstisyel implantlar

ya radyoizotopun direkt implantasyonu ile ya da sonradan yükleme tekniği kullanılarak yapılır. Sonradan yükleme ile içi boş çelik iğneler lezyon içine yerleştirilir. Daha sonra plastik tüpler iğnelerin içine yerleştirilir. Arkasından iğneler plastik tüpleri lezyon içinde bırakarak çekilir. Başarılı bir implant düzenlemesi yapılıncaya radyoaktif izotop rehber plastik tüplerin içine, ucu ipli olarak sokulur ve tüplerin uçlarında metal düğmeli olarak bağlanır.

Daimi implant olarak kullanılan tipik radyoizotoplar ^{198}Au ve ^{125}I 'tir. ^{198}Au in yarı ömrü sadece 2,7 gündür. Bu sebeple dozun % 50'si ilk 2,7 günde verilir. İmplant yerleşimini takibeden 2 haftadan az bir sürede (yaklaşık 5 yarı ömür) Au^{198} implantları implant esnasındaki aktivitelerinin % 5'inde azına düşerler. Bu kısa yarı ömür ^{198}Au 'i daimi implant için yararlı bir radyoizotop yapar. ^{125}I in daha uzun bir yarı ömrü vardır (Yaklaşık 60 gün). Ancak 2cm doku yarı değer tabakalı çevre doku tarafından hızla absorbe edilen düşük enerjili radyasyon salar. Bu sebepten dolayı ^{125}I in düşük radyasyon enerjisi onu daimi implantlar için önemli bir radyoizotop yapar. Tipik bir geçici implantasyon izotopu da ^{192}Ir 'dir. Yarı ömrü 74 gün olan rölatif olarak yüksek enerjili (300–612keV) gamma radyasyonu verir. Hedef hacme ^{192}Ir , teller şeklinde direkt olarak uygulanabilir ve o hacme önceden belirlenen dozu vermek için gerekli zaman süresince orada bırakılır. ^{192}Ir genellikle şerit şeklinde, sonradan yükleme tekniği ile de uygulanabilir (Faiz, 1984).

İntrakaviter Brakiterapi: İntrakaviter brakiterapi özellikle uterin ve servikal karsinomlar gibi jinekolojik kanserlerde sıklıkla kullanılır. Özel içi boş aplikatörler uterin kanal içine yerleştirilir. Radyografik olarak uygulayıcıların uygun yerleşimi doğrulandıktan sonra uygulayıcılar bir radyoizotop ile sonradan yüklenir. ^{137}Cs , 662 keV gibi yüksek enerji ve 33 yıl gibi uzun bir yarı ömürle intrakaviter olarak sık kullanılan bir radyoizotoptur. Bunlar genellikle düşük doz hızlı kaynak (LDR) olarak kullanılır. ^{60}Co radyoizotopu ise aynı amaçlı olarak HDR yani yüksek doz hızlı kaynak olarak kullanılır. Gerek ^{137}Cs gerekse ^{60}Co intrakaviter uygulamasında, uygulamanın daimi olmadığı göz önüne alınmalı ve ışınlamayı sınırlamak için önlemler alınmalıdır. Bunlar, günümüzde birçok radyoterapi merkezinde intrakaviter brakiterapide ^{226}Ra 'nın yerini almış olup, uzaktan kumandayla, sonradan yükleme teknikleriyle rutin kullanımda yerini almıştır (Faiz, 1984).

Tedavi Planlaması: Radyasyon onkologları, normal dokuya verilen dozu en aza indirirken indirirken tümörün alacağı dozu en yüksek miktara çıkarmayı amaçlarlar. Tümörler sıklıkla derin yerleşimli veya normal dokulara yakın olduklarından özelleştirilmiş tedavi planlamalarının geliştirilmesi gerekmektedir. Bunu gerçekleştirmek için gerçek tedaviye başlamadan önce bir tedavi simülasyonu ve tedavi oturumu gerçekleştirilir. Bu oturum sırasında teknisyen ve fizikçiler tedavi planını oturtmada radyasyon onkoloğuna yardımcı olurlar. Alan büyüklüğü, tedavi radyasyonunun sayısı, ışın yönü ve ışın modifiye ediciler gibi birçok değişken göz önüne alınmalıdır.

Onkoloğun en uygun tedavi planını seçebilmesi için bilgisayarlı doz dağılımları elde edilebilir. Normal dokuların ışınlanmasını önlemek için ışın demetine özel alaşım blokları dökümlenebilir. Kama filtre ve doku kompensatuvarları daha düzgün doz dağılımı elde etmek için radyasyon demetini değiştirmede kullanılabilir. Uygun hareket engelleyici ve tedavi alanlarının işaretlenmesi günlük tedavide uygun verim için gereklidir. Gündelik tedavi pozisyonunu kontrol etmede lazer kullanılır. Cilt dövmeleeri tedavi alanının devamlı tespitinde yararlı olabilir. Uygun hareket engelleyici için plastik veya diğere maddelerden yapılmış maskeler hastanın anatomisine uyacak şekilde hazırlanır. Günümüzde tedavi planlamaları gelişmiş bilgisayar programları ile 3 boyutlu olarak en hassas şekilde yapılabilmektedir. (Faiz 1984)

1.1.4. Brakiterapide Klinik Sınıflandırmalar

Brakiterapi, uygulamada farklılıklar göstermektedir. Tümörün konumuna ve durumuna göre pratikte ayrılan yöntemler brakiterapi türlerini oluşturmaktadır. Bunlar çizelge 1, 2, 3 ve 4'de görülmektedir.

Çizelge 1.1 Brakiterapi implantlarının değişik tipleri (Suntharalingam and Podgorsak 2005)

İmplant Tipi	Tanım
Intrakaviter	Kaynak, vücuttaki bir kaviteye tümör hacmine yakın olarak yerleştirilir.
Intersitial	Kaynaklar tümör içine cerrahi olarak yerleştirilir.
Yüzey	Kaynak doku yüzeyine konulur.
Intraluminal	Kaynaklar lümen içine yerleştirilir
Intraoperatif	Kaynaklar bir cerrahi operasyon sırasında hedef bölgeye yerleştirilirler.
Intravasküler	Tek bir kaynak dar yada geniş arterlere yerleştirilir

Çizelge 1.2. Brakiterapi uygulamaları sınıflandırması (Suntharalingam and Podgorsak 2005)

İmplant Tipi	Tanım
Geçici	Doz kısa periyotlarla verilir. İstenen doz elde edilince kaynak dokudan çıkartılır.
Kalıcı	Kaynak, radyonüklid tamamen bozununcaya kadar dokuda kalır.

Çizelge 1.3. Brakiterapi uygulamalarının kaynak yüklemesine göre sınıflandırması (Suntharalingam and Podgorsak 2005)

İmplant Tipi	Tanım
Aktif yükleme	Uygulama aparatı dokuya girerken radyoaktif kaynağı da taşır.
Sonradan yükleme	Radyoaktif kaynak uygulayıcı dokuya girdikten sonra yüklenir.

Çizelge 1.4. Brakiterapi uygulamaları – doz hızı sınıflandırması (Suntharalingam and Podgorsak 2005)

Doz Hızı	Doz noktasındaki nümerik doz hızı aralığı
Düşük doz hızı (LDR)	0.4 – 2 Gy/saat
Orta (MDR)	1- 12 Gy/saat
Yüksek doz hızı (HDR)	>12 Gy/saat

1.1.5. Brakiterapi Kaynakları

Brakiterapi kaynakları HDR ve LDR kaynaklar olarak ikiye ayrılır. HDR (yüksek doz hızlı) olan kaynakların aktiviteleri 10 Ci civarında iken LDR (düşük doz hızlı) kaynaklar 0,3–0,8 Ci gibi aktivite değerlerindedir.

En çok kullanılan brakiterapi kaynakları ^{192}Ir , ^{125}I ve ^{103}Pd radyonüklidleri ile üretilen kaynaklardır. ^{192}I genelde HDR kaynak

olarak, ^{125}I ve ^{103}Pd ise LDR kaynak olarak kullanılmaktadır. Tüm brakiterapi kaynakları en dışta koruyucu bir kılıf, bunun içinde yer alan radyoaktif materyalden oluşmaktadır.

1.1.6. Düşük Doz Hızlı (LDR) Kaynaklar

Düşük doz hızlı kaynaklar ^{125}I ve ^{103}Pd kaynaklarıdır. Bunların farklı aktivitelerde ve farklı fiziksel şekillerde olan ticari modelleri mevcuttur. Çizelge 5’de bu modeller ve bu modellerde kullanılan farklı aktivite alternatifleri görülmektedir.

Çizelge 1.5. LDR brakiterapi kaynaklarının mevcut ticari modelleri (Rivard et al., 2004),

Üretici Firma ve kaynak modeli	Radyoaktif Materyal
Amersham 6702	I-125
Amersham 6711	I-125
Best Industries 2301	I-125
NASI MED 3631	I-125
Bebig/Theragenics I25	I-125
Imagyn IS-12501	I-125
Theragenics 200	Pd-103
NASI MED 3633	Pd-103

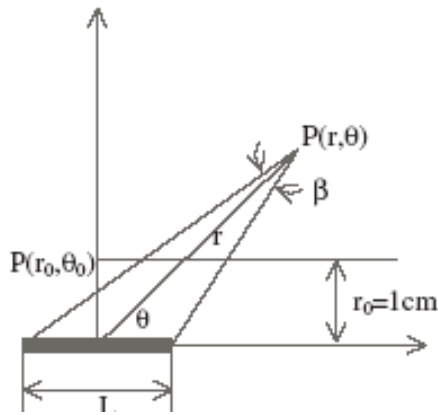
1.1.7. Dozimetri

1.1.7.1. AAPM TG-43 Raporu

1995’de AAPM (American Association of Physicists in Medicine) TG–43 nolu raporunu yayınladı (Rivard et al., 2004). Bu rapor brakiterapide doz hesaplama tekniklerini ve standartları içermektedir. Daha önceki hesaplama teknikleri daha çok gözlenen aktiviteye, radyum eşdeğer kütleline, maruz kalma hızı sabitine ve soğurma katsayılarına bağlı idi. Bu eski teknikler kaynakla ilgili bazı değişkenleri içermemekteydi. Her kaynak farklı fiziksel boyutlara sahiptir ve farklı materyallerden bileşenlere sahiptir. Bu hesaplamalarda farklılıklar oluşturmaktadır. Radyum haricinde maruz kalma hızı sabiti ve diğer giriş parametreleri sadece radyonüklide bağlı idi. Bunun aksine TG–43, doz hızı sabitini ve diğer gerekli parametreleri spesifik kaynak dizaynına bağlı olarak çalışmaktadır. Ayrıca her özel kaynak için ölçüm ve hesaplamalar yapmaktadır. Buna ilave olarak TG–43 Raporunda, dozimetri verilerinde fikir birliği sağlanmıştır. Raporda brakiterapi kaynakları için dozimetrik karakteristikler deneysel (LiF ile TLD ölçümleri) ve Monte Carlo çalışmalarından elde edilmiş verileri içermektedir. TG–43, deneysel ve Monte Carlo yöntemi ile çalışacak olan araştırmacılar için bazı tavsiyelerde de bulunmaktadır ki bunun nedeni çalışmalarda bir standardın oluşmasıdır. Bu raporda ^{125}I ve ^{103}Pd kaynaklarına ait veriler de yer almaktadır.

1.1.7.2. Doz Hesaplama Geometrisi

Kaynak etrafında doz dağılımını uzaysal ve açısal olarak karakterize edebilmek için bazı hesaplama kriterleri vardır. Radyal doz fonksiyonu $g(r)$ ve Anizotropi fonksiyonu $F(r,\theta)$ hesaplanırken kaynak merkezinden dik uzaklık üzerinde 1 cm uzaklıktaki doz değeri referans alınır (Şekil 1.1). Fonksiyon değerleri bu referans noktasındaki dozun diğer noktadaki doza oranları ile belirlenir.



Şekil 1.1. Doz hesaplama geometrisi: referans noktası $P(r_0, \theta_0)$ kaynak dik ekseninde yer almakta ve $P(r, \theta)$ eksenlerin oluşturduğu düzlemde herhangi bir noktadır. Eksenlerin orjininde çizgisel kaynak bulunmaktadır.

$P(r_0, \theta_0)$ noktası referans noktasıdır. Bu noktada dozu etkileyen mesafe dışındaki diğer faktörlerin etkisini yitirdiği varsayılmaktadır. Geometri, kutupsal koordinatlarda tanımlanmaktadır. Sistemde herhangi bir noktadaki doz hızı değeri aşağıdaki ifade ile hesaplanabilmektedir.

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

Burada S_k hava kerma gücü Λ doz hızı sabiti, $G(r, \theta)$ geometri faktörüdür (çizgi kaynak ve ya nokta kaynak seçimi bununla yapılmaktadır). Ters kare ile azalma etkisini kontrol etmektedir. Tamamen matematiksel bir ifade olup kaynağın boyu ve noktanın kutupsal konumu ile ilgilidir) $F(r, \theta)$ açısal doz dağılımını, $g(r)$ uzaysal doz dağılımını ifade etmektedir.

1.1.7.3. Dozimetrik Karakteristikler

Radyoaktif kaynağın dozimetrik karakteristikleri olan radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu, belirlenmiş noktalardaki değerleri içermektedir.

Radyal Doz Fonksiyonu

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2).G(1, \pi/2)}{\dot{D}(1, \pi/2).G(r, \pi/2)} \quad (1.2)$$

kaynaktan dik uzaklıktaki noktalara bağlı değerleri vermektedir.

Anizotropi fonksiyonu

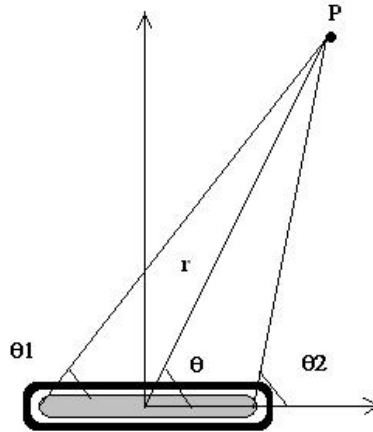
$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta).G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2).G(r, \theta)} \quad (1.3)$$

kaynak etrafında açısal olarak bulunan noktadaki değerleri vermektedir.

Bu fonksiyonlar doz hızının hesabında yer alırlar: S_k hava kerma gücü ve Λ doz hızı sabiti olmak üzere doz hızı

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot F(r, \theta) \cdot g(r) \text{ ile verilir.} \quad (1.4)$$

Radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu dozun radyal ve açısal dağılımını doğrudan belirlemektedir. Bu parametreler klinik uygulamalarda ve tedavi planlamalarında önemli olmaktadır.



Şekil 1.2. Genel kaynak ve hesaplama geometrisi orjinde silindirik bir kaynak bulunmaktadır. $\theta_1, \theta, \theta_2$ açıları ve r vektörü P noktasının yerini belirlemektedir.

Geometri faktörü;

nokta kaynak yaklaşımı için

$$G(r, \theta) = r^{-2} : \quad (1.5)$$

$\theta \neq 0$ sıfırdan farklı ise (L, kaynak boyu $\beta = \theta_2 - \theta_1$ radyan olarak)

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad (1.6)$$

eğer $\theta = 0$

$$G(r, \theta) = (r^2 - L^2 / 4)^{-1} \quad (1.7)$$

bağıntıları ile hesaplanır.

Doz hesaplanacak noktaların koordinatları geometrik yöntemlerle tespit edilerek bu noktaları içinde barındıran küçük bölgeler tasarlanır. Doz kavramının tanımı gereği noktasal olmayan hacimsel bölgelerin olması gerekmektedir. Radyasyonun belli bir kütleye bıraktığı enerji hesaplanmaktadır.

1.1.7.4. External Radyoterapi İle Brakiterapinin Karşılaştırılması

Tipik bir radyasyon onkolojisi biriminde hastaların %80'i external radyoterapi ile, %10-20'si de brakiterapi ile tedavi edilmektedir. Radyoterapinin 100 yıllık geçmişinde brakiterapi prensiplerinde çok fazla değişme olmamıştır, bununla beraber,

sonradan yüklemeli brakiterapi, hastalar için ve personel için çok daha etkili ve güvenli olmuştur. Nerede ise her kötü huylu hastalıkta hasta brakiterapi ile tedavi edilmektedir. Jinekolojik kanser tedavisinde de oldukça büyük başarı sağlanmıştır. Kalıcı brakiterapi ise yaygınlaşmaya devam etmektedir. Brakiterapinin en yeni uygulaması da intravasküler brakiterapidir. Bu özellikle cerrahi olarak açılmış damarların tekrar birikim ile kapanmalarını önlemek amacı ile kullanılmaktadır. (Suntharalingam and Podgorsak, 2005)

1.1.7.5. Deneysel Brakiterapi Çalışmaları

Deneysel çalışmalar genelde TLD (Termo Lüminesans Dozimetri) yöntemleri ile yapılmaktadır. Bunun için bir fantom ve fantom içinde istenen noktalara yerleştirilecek olan termolüminesans dozimetreler (genellikle LiF kullanılmaktadır) ve kaynak temel çalışma materyalidir. Fantomlar farklı boyutlarda ve malzemelerde üretilmektedir. Çoğunlukla su fantom tercih edilmektedir ki buna ait verileri doku için uyarlamak kolaydır. Doz hesaplama geometrisi yine bahsedildiği gibi (Şekil 1) olmaktadır.

Termolüminesans Dedektörler: Son yıllarda personel ve çevre dozimetresinde kullanılmak üzere TL materyaller üzerine çok önemli çalışmalar yapılmaktadır. Hastaya özel tedavi planlaması sırasında, kaynağın vücut içerisinde belirlenen dokularda ne kadar doz bırakacağı, ilgilenilen kaynağın daha önce bir fantom içerisinde TL dozimetreler kullanılarak belirlenmiş dozimetrik parametrelerinden

yararlanılarak belirlenebilir. TLD ler brakiterapi kaynaklarının dozimetresinde yüksek uzaysal çözünürlük sağlayan küçük boyutlarından dolayı sıklıkla kullanılmaktadır.

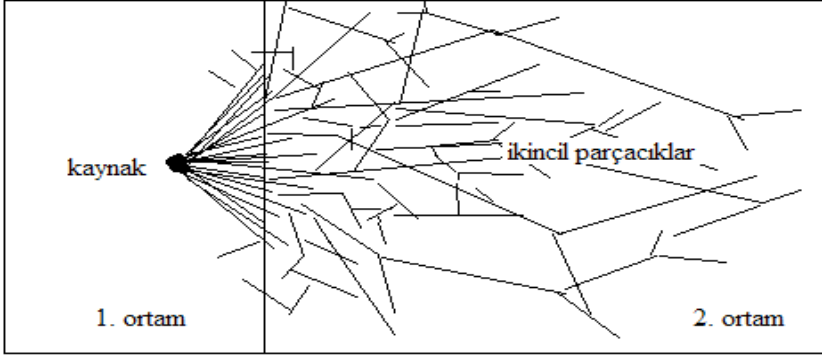
Karaiskos (Karaiskos, 2005) ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada microSelectron afterloaded sistemi ile kullanılan yüksek doz ^{192}Ir kaynağı çevresinde dozimetri hesapları yapmak için Monte Carlo simülasyonu kullanılmıştır. Radyal doz fonksiyonları, doz hızı sabitleri ve anizotropi fonksiyonları AAPM'nin raporu TG-43'te belirtilen formülasyonlara göre hesaplanmıştır. Buna ek olarak, MC hesaplarını desteklemek için polistren fantomda LiF TLD-100 çubukları kullanılarak anizotropi fonksiyonu ölçümleri gerçekleştirilmiştir. LiF TLD cevabının enerji bağımlılığı tüm ölçüm uzaklıkları ve açıları için araştırılmıştır. Ayrıca fantom boyutunun ölçüm sonuçlarına etkisi de araştırılmıştır. Radyal doz fonksiyonlarının fantom kenarlarına yakın radyal uzaklıklarda fantom boyutuna çok bağlı olduğu bulunmuştur. Bu uzaklıklarda %25 lere varan sapmalar gözlenmiştir. Diğer taraftan anizotropi fonksiyonlarının fantom boyutuna çok bağıllık göstermediği bulunmuştur. Bununla birlikte anizotropi fonksiyonları kaynağın düzlemsel eksenine yakın açılarda radyal uzaklığa bağımlılık gösterdiği ve sapmaların %20 lere kadar çıktığı bulunmuştur.

1.1.7.6. Bilgisayar Tabanlı Brakiterapi Çalışmaları

Bilgisayar teknolojisindeki ilerlemeler sonucunda ve deneysel çalışmaların yeterli hassasiyet gösterememesi ekonomik olmayabilmeleri nedeni ile deney ortamı bilgisayarda simüle edilerek sonuçlar bilgisayar vasıtası ile öngörülmektedir. Bilgisayarda deney, hem geometrisi hem malzeme içeriği hem de radyasyon parametreleri ile simüle edilmektedir.

1.1.7.7. Simülasyon Prensibi

EGSnrc Programının yaptığı iş, maddesel bir ortamda foton taşınmasının simülasyonudur. Fotonu kaynaktan çıkartır ve bu andan itibaren o fotonu izlemeye başlar. Foton bir kez çıktıktan sonra enerjisi belirlenen enerji değerine düşene kadar izlenir. Bu işlem her foton için ayrı olarak gerçekleştirilir. Foton, etkileşimler arasında enerjisini kademeli olarak kaybeder. Taşıma, fotonun enerjisi “kesme” değerinin altına düştüğünde sonlandırılır ve yeni bir parçacık taşınmaya başlar. Radyasyonun maddesel ortam ile yapacağı etkileşimler radyasyonun enerjisine, türüne ve soğurucu ortamın özelliklerine bağlı olmak üzere bir rast gelemlik sergiler (Şekil 1.3). Belirtilen koşullar altında belli bir radyasyon ve etkileşim için bir reaksiyon tesir kesiti vardır ve bu bir olasılığın –reaksiyon olma olasılığının– bir ölçütüdür. Foton ortama girdiği andan itibaren meydana gelebilecek fiziksel olaylar önceden belirlenemez.



Şekil 1.3. İkincil fotonların dağılımının temsili. İkincil fotonlar ve parçacıklar önceden hesaplanamaz bir şekilde rastgele olarak yol alırlar.

Burada bir olasılık dağılımı ve ortalama değerler söz konusudur. Programda rast gelelik sergileyen fiziksel olaylar istatistikî bir yöntem olan Monte Carlo tekniği kullanılarak gerçekleştirilmektedir.

1.1.7.8. Monte Carlo Simülasyonu Ve EGSnrc Kodu

Rast gele değişkenler kullanılarak parçacık taşınması ile ilgili fiziksel değişkenlerin gerçek değerlere uygun seçimi yapılır. Parçacığın iki etkileşim arasında aldığı mesafe ortalama serbest yol, etkileşim türü ve etkileşim sonrası yayınlanan ikincil parçacıkların ve fotonların çıkış açıları random (rasgele) olarak simüle edilir.

Monte Carlo istatistikî bir yöntemdir. Bu yöntemin prensibi, bir sistemi ya da bir olayı oluşturan çok sayıdaki ögenin sonuçları önceden öngörülemeyen davranışları ya da etkileşimleri olasılık hesapları ve rast gele sayı üretilmesi ile ortaya konmasıdır. Eleman

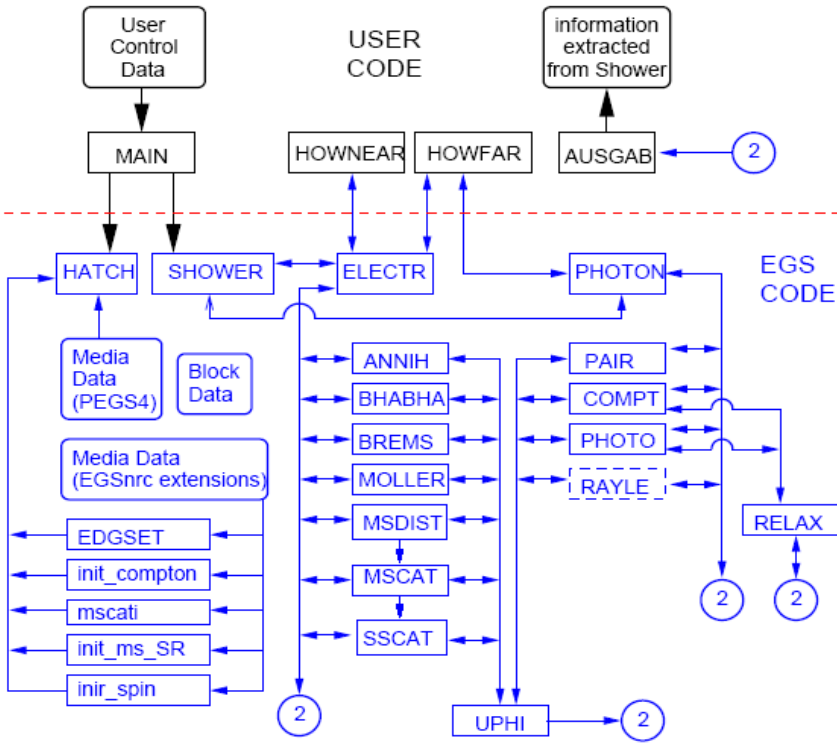
çoklukları farklı kümelerden, o kümenin eleman sayısı ölçeklendirilerek farklı sayılarda numune seçilip incelenir. Farklı sayıda elemanlı kümelerin her birinden aynı sayıda eleman seçilmez. Salt olarak üretilen rast gele sayı $[0,1]$ aralığındadır.

Simülasyon Yazılımı EGSnrc: EGSnrc Monte Carlo metodunda simüle edilen foton etkileşimleri; çift oluşum, fotoelektrik olay, Compton saçılması, koharent (Rayleigh) saçılma, atomik relaksasyon sonucu K, L ve M kabuklarından yayınlanan flüoresans X-ışınları ile Auger ve Coster-Kroning elektronlarıdır.

Kod iki ana kısımdan oluşur. Kullanıcı tarafından yazılan kullanıcı kodu ve EGSnrc paketi ile birlikte dağıtımı yapılan standart kaynak kod. Kaynak kod radyasyon – madde etkileşmelerin fiziksel kurallarını içermektedir.

Kullanıcı kodunda her bir foton ya da elektron için başlangıç parametreleri belirlenir ve programın çalışması sırasında her bir etkileşmeden sonra etkileşme ile ilgili verilerin ilgili arabirim rutinlerine (alt programcık) gönderilmesi gerçekleştirilir. Ortam geometrisinin modellenmesi, her bir geometrik bölgenin materyalinin o bölgeye atanması, farklı bölgelerde parçacık davranışı ile ilgili verilerin seçimi, parçacığın bölgeler arasında geçişinin kontrolü, bir parçacığın toplam etkileşimleri sonunda elde edilen verilerin değerlendirilmesi ve istatistikî analizlerin yapılması kullanıcı kodunda tanımlanmaktadır.

Temelde, program kaynak kodu iki bölümden oluşmaktadır. İlk kısımda simülasyonda kullanılan tüm fizik formülleri, istatistiksel yöntemler bulunmaktadır. Bu alanda değişiklik yapılmamaktadır. İkinci kısım kullanıcılara yönelik bir alandır. Burada kullanıcı simülasyonun konusuna uygun olarak tasarım amaçlı değişiklikler yapabilmektedir (şekil 1.4.).



Şekil 1.4. EGSnrc programının çalışma şeması. Bu şemada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır.

EGS kodunda standart kullanıcılar bir değişikliğe ya da tasarıma ihtiyaç duymazlar. Bu kısmı genelde program geliştiriciler

kullanırlar. Kullanıcı kodu tamamen yapılacak işe bağılı olarak büyük ölçüde yeniden tasarlanır.

Programda bir bölgede tek bir foton için doz hesaplanır. Programa verilen foton sayısı arttırıldıkça doz hesabındaki standart sapma azalacaktır. Gerçek doz değerine ulaşmak için kaynağın aktivitesi bu doz ile çarpılır.

1.1.7.9. Foton Madde Etkileşimlerinin Teorisi

Fotonlar (özellikle yüksek enerjili fotonlar – x ve gama ışınları) madde ile temelde üç farklı etkileşimde bulunurlar. Bunlar fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşum olayıdır. Bu etkileşimlerin ayrı mekanizmaları ve kendi içindeki farklılıkları olsa da sonuçta foton girdiği ortamda enerjisinin tamamını yada bir kısmını bırakmaktadır. Etkileşim mekanizmaları aşağıda anlatıldığı gibidir.

Koharent Olmayan Saçılma (Compton Saçılması): Gelen fotonun atomun yörünge elektronları ile etkileşmesi sonucu, ilk hareket doğrultusuna göre yolunun sapması ve enerjisinin azalması Compton saçılmasıdır. Gelen fotonun enerjisinin bir kısmı etkileşimde elektrona aktarılır. Foton –elektron etkileşimine ait momentum korunumu içerisinde saçılan foton ve elektronlar ilk geliş doğrultusuna göre belli açılarda hareket ederler.

Bu etkileşimin olabilmesi için elektrona transfer edilen enerjinin elektronun bağlanma enerjisinden daha büyük olması gerekir. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisine kıyasla çok büyükse bu durumda elektronun bağlanma enerjisi ihmal edilerek elektron serbest olarak kabul edilebilir. Etkileşim genelde elektronun bağlanma enerjisinin küçük olduğu dış kabuk elektronları ile olur ve çoğunlukla K ve L, X-ışınları yayınlanmaz. Compton olayının olma olasılığı su ortamında 1Mev civarında en büyüktür. Enerjinin azalması olasılığı da azaltacaktır.

Geliş doğrultusu ile θ açısı yaparak saçılan fotonun enerjisi, momentum ve enerji korunum yasaları kullanılarak:

$$\varepsilon' = \varepsilon \left[1 + \frac{\varepsilon}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta) \right] \quad (1.8)$$

eşitliği ile hesaplanmaktadır.

Saçılan elektronun enerjisi ise;

$$\varepsilon'_{e^-} = \varepsilon \left[1 - \frac{1}{\left[1 - \frac{\varepsilon}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta) \right]} \right] \quad (1.9)$$

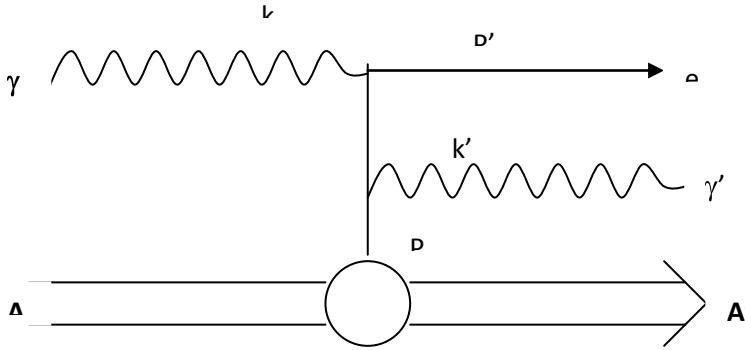
İle hesaplanabilir.

ϕ açısı ile saçılan elektron ve θ açısı ile saçılan fotonun saçılma açıları arasında;

$$\tan \phi = \frac{1}{1 + \tan(\theta/2)} \quad (1.10)$$

Şeklinde bir ilişki vardır.

θ Açısı küçüldükçe, elektrona aktarılan enerji sıfıra doğru gidecektir. $\theta=180$ geri saçılma durumunda elektrona aktarılan enerji maksimum olacaktır.



Şekil 1.5. Compton saçılması için Feynman diyagramı

Atom A'ya ait çizgi üzerindeki daire, elektronun başlangıçta atoma bağlı olduğunu gösterir ve dört momentumlu bir atomik elektronun $p = (E, \vec{p})$ dört momentumlu gelen bir fotonla $k = (E, \vec{k})$ etkileşerek $k' = (E', \vec{k}')$ ve $p' = (E', \vec{p}')$ ile verilen bir $e^- \gamma$ son duruma geçme olasılığını gösterir. Notasyonu kolaylaştırmak amacı ile sonraki bağıntılarda enerjileri elektronun durgun kütle enerjisi m ve momentumlar m/c olarak tanımlanacak. Elektronun atoma bağlanma enerjisini ihmal ederek, başlangıçta elektronun durgun halde olduğunu varsayacak olursak başka deyişle $(p=1, 0, 0, 0)$ gelen

fotonla elektron arasındaki etkileşme tesir kesiti Klein–Nishina formülü ile ifade edilir.

$$\frac{d\sigma_{KN}}{d\cos\theta} = \pi r_0^2 Z X_{KN} \quad X_{KN} = \left(\frac{k_c}{k}\right)^2 \left[\frac{k_c}{k} + \frac{k}{k_c} - \sin^2\theta \right] \quad (1.11)$$

Burada θ , saçılan fotonun geliş doğrultusu ile yaptığı sapma açısıdır. K_c ise durgun serbest elektron tarafında θ açısında saçılan fotonun enerjisidir.

Bir önceki program kodu versiyonu olan EGS4’de fotonun Compton saçılmasındaki davranışı, bu ifade kullanılarak ve $k' = k$ olacak şekilde belirlenmektedir. EGSnrc program kodu ise impuls yaklaşımına göre elektronun bağlanma etkilerini ve Doppler düzeltmesini de hesaba katar. İmpuls yaklaşımı, hedef elektronların içinde yüzdüğü potansiyelin elektron düzeylerinin düzlem dalgalarla temsil edilebildiği sabit bir potansiyel olduğunu varsayar. Bu yaklaşım kullanıldığında, fotonun saçıldığı son durum $k' = (k', k' \sin\theta \cos\phi, k' \sin\theta \sin\phi, k' \cos\theta)$ için tesir kesitinin ikinci dereceden diferansiyeli,

$$\frac{d^2\sigma_{comp}}{dk' d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \frac{k'}{kq} \left[1 + p_z^2 \right]^{-1/2} XJ(p_z) \quad (1.12)$$

Eşitliği ile hesaplanır. Burada Ω katı açı, q momentum transfer vektörü:

$$\vec{q} = \vec{k}' - \vec{k} \text{ nin modülleri}$$

$$q = \sqrt{k^2 + k'^2 - 2kk' \cos \theta} \quad (1.13)$$

P_z , başlangıç elektron momentumunun \vec{q} doğrultusundaki izdüşümüdür.

$$p_z = \frac{\vec{p} \cdot \vec{q}}{q} = \frac{kk'(1 - \cos \theta) - k + k'}{q} \quad (1.14)$$

İfadesi rölativistik olmayan bir yaklaşımdır. Bu sebeple $|p_z| \leq 1$ şartı sağlanmalıdır.

$$X = \frac{R}{R'} + \frac{R'}{R} + 2 \left(\frac{1}{R} - \frac{1}{R'} \right) + \left(\frac{1}{R} - \frac{1}{R'} \right)^2 \quad (1.15)$$

$$R = k \left[\sqrt{1 + p_z^2} + \frac{k - k' \cos \theta}{q} p_z \right] \quad (1.16)$$

$$R' = R - kk'(1 - \cos \theta) \quad (1.17)$$

$P_z \ll 1$ durumu için R ve R' yaklaşık olarak

$$R \approx k(1 + O(p_z)), \quad R' \approx k[1 - k_c(1 - \cos \theta)](1 + O(p_z)) \quad (1.15)$$

şeklinde yazılabilir.

$$X = X_{KN}(1 + O(p_z)) \text{ dir.} \quad (1.18)$$

$J(P_z)$ fonksiyonu Compton profilini temsil eder

$$J(P_z) = \int dp_x dp_y \left| \Psi(\vec{P}) \right|^2 \quad (1.19)$$

şeklinde tanımlanır. Burada $\Psi(\vec{P})$ bağlı elektronların dalga fonksiyonudur.

Ayrıca tesir kesitinin k' ne göre diferansiyeli P_z ye göre diferansiyeli olarak yazılırsa;

$$\frac{d^2 \sigma_{comp}}{dp_z d\Omega} = \frac{r_0}{2} X_{KN} (\sum Z_i J_i(P_z \Theta(k - k' - U_i))) F(k, \cos \theta, P_z) \quad (1.20)$$

olur.

$F(k, \cos \theta, P_z)$ fonksiyonu dk'/dp_z kadar artı kalan faktörün bir araya getirilmesinden oluşan bir ifadedir.

$$F(k, \cos \theta, P_z) = \frac{k'}{k_c} \left[1 + p_z^2 \right]^{-1/2} \frac{X}{X_{KN}} \left(1 + \frac{k_c}{k} \frac{k \cos \theta - k'}{q} p_z \right)^{-1} \quad (1.21)$$

Burada k' k , $\cos \theta$ ve p_z nin bir fonksiyonudur. k' ise:

$$k' = \frac{k_c}{1 - p_z^2 \varepsilon^2} \left[1 - p_z^2 \varepsilon \cos \theta + p_z \sqrt{1 - 2\varepsilon \cos \theta + \varepsilon^2 (1 - p_z^2 \sin^2 \theta)} \right] \quad (1.22)$$

ve $\varepsilon = \frac{k_c}{k}$ olarak tanımlanmaktadır.

Foton saçılmasında koharent olmayan saçılma diferansiyel tesir kesiti:

$$\frac{d\sigma_{comp}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{k_c}{k} \right)^2 X_{KN} S(k, \cos \theta) \text{ dir.} \quad (1.23)$$

Burada $S(k, \cos \theta) = \sum Z_i \Theta(k - U_i) S_i$ dir.

$$S_i = \int_{-\infty}^{p_i} dp_z J_i(p_z) F(k, \cos \theta, p_z) \quad (1.24)$$

Koharent olmayan saçılma fonksiyonu ile tanımlanır. İ'inci kabuk için p_z integrasyonunun üst limiti p_i ;

$$p_i = \frac{k(k - U_i)(1 - \cos \theta) - U_i}{\sqrt{2k(k - U_i)(1 - \cos \theta) + U_i^2}} \quad (1.25)$$

$k' = k - U_i$ alınarak elde edilir, elektronun serbest kalması için verilmesi gereken en küçük enerjiyi belirler. Birinci derece için $S(k, \cos \theta)$ sadece $k\sqrt{(1 - \cos \theta)/2}$ ye bağlıdır. EGS programının LSCAT eklentisinde bağlanma etkileri ve Doppler genişlemesi hesaba katılırken foton saçılma açısının seçiminde koharent olmayan saçılma fonksiyonlarına ait çizelgeler kullanılırlar. Bu yaklaşım, Compton

olayında fotonun davranışının belirlenmesinde kararsızlık meydana getirir.

Fotoelektrik Soğrulma: Fotoelektrik olayda, gelen foton atomik elektronlardan biri tarafından absorbe edilir ve bunun sonucu, enerjisi artan fotoelektron atomu bir kinetik enerji ile terk eder. ε , ayrılan elektronun kinetik enerjisi, ϕ elektronun atoma bağlanma enerjisi, $h\nu$ gelen fotonun enerjisi olmak üzere

$$\varepsilon = h\nu - \phi \quad (1.26)$$

ile hesaplanmaktadır. Elektronun ayrılması ile atomik kabukta bir boşluk meydana gelir. Uyarılmış durumdaki atom, flüoresans fotonları, Auger ve Coster–Kroning elektronları yayınlamak üzere taban enerji durumuna gelir.

EGSnrc kodunda toplam fotoelektrik absorpsiyon için tesir kesiti değerlerini, Storm ve Israel, tarafından oluşturulmuş verileri kullanan PEGS programı vasıtası ile alır (Storm and Israel, 1970). Program aynı zamanda farklı kabuklardan koparılan elektronlar için bağlanma enerjisinin hesaba katılıp katılmayacağını kullanıcı tarafından IEDGFL olarak adlandırılan değişkene atanacak olan değer ile seçilmesini belirler. IEDGFL=0 olması halinde elektronun bağlanma enerjisi ihmal edilir ve kopan elektron fotonun geliş enerjisi kadar bir enerjiyle atomdan ayrılır. Bu seçim, özellikle foto absorpsiyonun etkisinin önemsiz olduğu çalışmalar için, işlemleri büyük ölçüde kolaylaştırması bakımından önemlidir. IEDGFL=1 halinin seçiminde fotoelektrik olay detaylı bir şekilde simüle edilecektir. Öncelikle

PEGS4 programından alınan ortam materyaline ait toplam foto absorpsiyon tesir kesitlerine ilave olarak programın çalışması sırasında ortam içindeki her element için de foto soğrulma tesir kesitlerinin hesaplanması gerekmektedir. EGSnrc programı, $\sigma_{ph}(k, Z_i)$ değerlerinin hesaplanmasında %1–2 hassaslığında sonuçlar verebilen eğriye fit etme formülleri kullanır. Toplam foto absorpsiyon tesir kesiti, ortamda bulunan elementlerin foto absorpsiyon tesir kesiti değerlerinin ortam materyali içerisindeki bulunma oranı ile ağırlıklandırılmış toplamlarına eşittir;

$$\sum p_i \sigma_{ph}(k, Z_i) = \sigma_{ph}(k) \quad (1.27)$$

Bu tesir kesiti, foton transport alt kodunda PEGS4 tarafından sağlanan verilerin kullanılması ile interpolate edilerek etkileşme noktasındaki etkileşme türünün seçilmesinde kullanılır.

Koharent (Rayleigh) Saçılma: Koharent saçılmada, gelen foton bütün atomla birden etkileşerek saçılmaya uğrar. Etkileşme, saçılma sırasında atoma sabitlenmiş gibi bulunan çok sıkı bağlı elektronlarla gerçekleşir. Gelen foton elektronu atomdan sökemez ve momentumunun bir kısmını atoma aktararak hareket doğrultusunu değiştirir. Saçılmada momentumu değişen fotonun enerjisi değişmez. Koharent saçılma, özellikle düşük enerjili foton etkileşmelerinde göz önünde bulundurulmalıdır. Yüksek enerjili foton etkileşimlerinde ihmal edilebilmektedir.

EGSnrc programı, fotonun koharent saçılması durumuna ait tesir kesitlerini Storm ve Israel'den (Storm and Israel, 1970) almıştır. Atomik form faktörleri için ØverbØ tarafından hesaplanmış veriler (ØverbØ, 1977) kullanılır. Moleküller için form faktörü $F_T(\theta, Z)$ değerleri, bağımsız atom yaklaşımı kullanılarak elde edilir.

EGSnrc kodu herhangi bir bölgede koharent saçılmanın simülasyon esnasında hesaba katılıp katılmayacağını kullanıcının belirlemesine imkan verir. IRAYL olarak isimlendirilen parametreye 1 ya da 0 atanarak bu seçim yapılır.

Atomik Relaksasyon: Fotonlar ya da yüklü parçacıkların madde içindeki hareketlerinde uyarılmış iyonlar, X-ışınları, Auger elektronları ve Coster-Kroning elektronları yayınlamaya elektron seviyelerinde oluşan boşluğu dış kabuklara doğru taşırlar, bu yolla taban hale gelirler.

EGS4'ün standart sürümünde fotoelektrik olayı takip eden ve ortamdaki elementlerden birinin sadece K yörüngesinden yayınlanan K_α ve K_β flüoresans ışınları tanımlanmıştır. Kodun LSCAT eklentisinde L kabuğundan yayınlanan flüoresans ışınları da simüle edilebilmektedir. EGSnrc kodu ise daha üst kabuklardan yayınlanan flüoresans ışınlarını, aynı zamanda Auger ve Coster-Kroning elektronlarını da içermektedir.

Uyarılmış bir atomun taban hale gelmesi karmaşık bir süreçtir. Yüksek atom numaralı atomlar için çok fazla sayıda geçiş olasılığı mevcuttur. Bu yüzden relaksasyon için EGSnrc kodunda 1keV enerji

değeri limit kabul edilerek işlemlerde yalnızca bu enerjinin üstündeki geçişler değerlendirilmiştir. 1keV in sınır değer olarak seçilmesinin bir sebebi de geçiş olasılıklarındaki belirsizliktir. Belirsizlik, elektron bağlanma enerjisi azaldıkça, artma eğilimindedir.

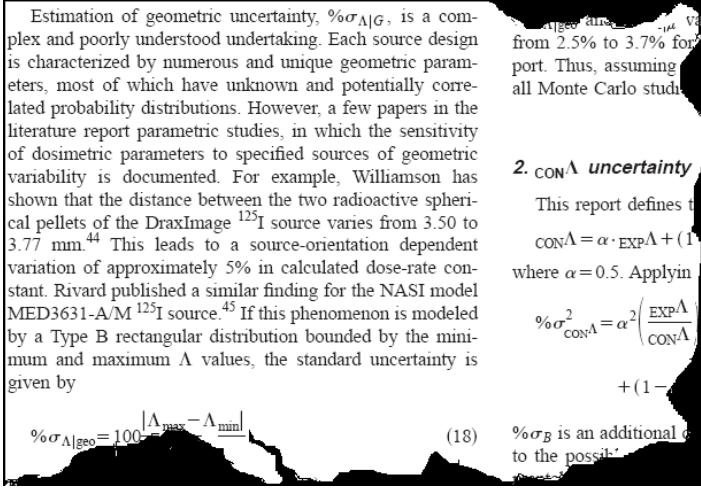
1.2. Amaç Ve Kapsam

Brakiterapi kaynaklarının doz dağılımları incelenirken belirli bir noktadaki doz değerini etkileyen bir çok faktörün var olduğu görülür. MC sonuçlarında bulunan istatistiksel hata değeri bunlardan sadece bir tanesidir. Bu faktörlere kısaca değinecek olursak; bunlar, fantom boyutlarından kaynaklanan hata, gerçek vücut dokusunun sudan farklı olmasının getirdiği hatalar, foton spektrumundan gelen hata ve kaynak geometrisinden kaynaklanan hatalar şeklinde sıralanabilir.

Her bir hata faktörünün TG-43 raporunda yer alan parametrelerin her birinde küçük ya da büyük bir değişme meydana gelmesine neden olur. Örneğin, fantom boyutlarının küçük ya da büyük olmasının radyal doz fonksiyonu $g(r)$ üzerindeki etkisi çok büyük iken anizotropi fonksiyonu $F(r,\theta)$ üzerindeki etkisinin çok daha düşük olduğu bilinmektedir.

Dozimetrik parametreleri etkileyen en önemli hata kaynaklarından birisi de geometriden kaynaklanan belirsizliklerdir. AAPM'nin TG-43 Raporunda, geometri etkilerinin bugüne kadar

kapsamlı bir şekilde ortaya konmadığı ve bunun çözülmesi gereken bir eksiklik olduğu belirtilmektedir (Şekil 1.6):



Şekil 1.6. TG-43 Raporunda Geometri belirsizliklerinin ele alındığı bölümden alıntı. (Rivard et al. 2004)

“Geometrik belirsizlikleri tahmin etmek karmaşıktır ve iyi anlaşılammaktadır. Her bir kaynak dizaynı sayısal olarak ve geometrik parametrelerle yapılmaktadır ve bunların pek çoğu bilinmemektedir ve potansiyel olarak, düzeltilmiş olasılık dağılımlarına sahiptir. Bununla birlikte çok az sayıda makalede, kullanılan kaynağın geometrik değişkenliğine ait hassasiyetleri içeren parametrik çalışmalar rapor edilmiştir (şekil 1.6).”

Bahsedilen çalışmalar bu konuda yetersiz kalmaktadır. MC hesaplamalarında iyi sonuçlar alabilmek için hata oraları %1’ i geçmemelidir, fakat geometri etkileri bu değerinde yer almamaktadır.

Bir noktadaki doz değerini MC hesaplamalarındaki hata değeri eğer geometri etkisi doz üzerinde %5 gibi önceki hata oranlarının üzerinde bir fark getiriyorsa %1'lik hata oranını gerçek hata miktarını belirlemede MC metodu ile yapılan dozimetrik hesaplamalarda %1 in üzerindeki hatalar “yüksek hata” grubundadır.

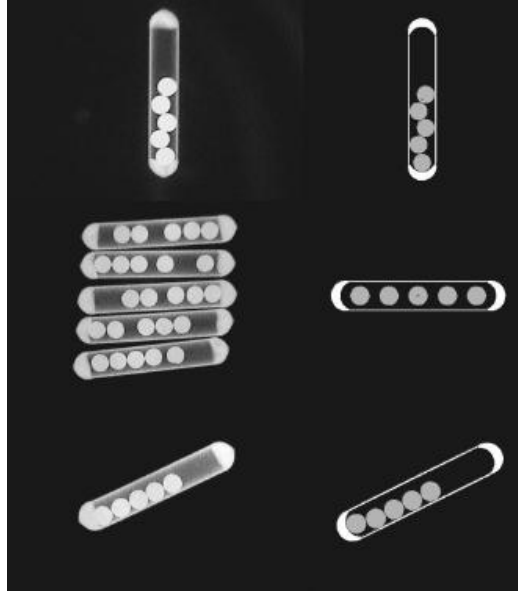
Williamson'un (Williamson, 2002). yaptığı çalışmada DraxImage ¹²⁵I kaynağındaki küresel peletlerin boyutları 3.50 ile 3.77 mm arasında değiştirildiğinde doz hızı sabitinde %5 lik bir farklılığa sebep olduğu rapor edilmiştir. Benzer bir çalışma Rivard ve Melhus tarafından (Rivard and Melhus, 2004) yapmıştır. Monte Carlo metodu tam olarak tanımlanamamış kaynak ya da fantom modelleri sebebi ile öngörülemeyen bölgesel ya da genel hatalar üretebilmektedir (Rivard and Melhus, 2004)

Yapılan başka bir çalışmada (Mobit and Badragan, 2004), çok sayıda aynı marka ve model kaynak kullanılarak üretimden gelen boyut farklılıklarının etkileri incelenmiştir. Bu çalışmadaki X-ışını ölçümleri kaynak boyutlarında %5 ile %1 oranında değişen boyut farklılıklarının olabileceğini göstermiştir (çizelge 1.6.)

Çizelge 1.6. Model 6711 kaynağı için yapılan boyut farklılıkları ölçümleri (Mobot and Badragan, 2004)

Seed number	Ti capsule		Silver rod	
	Length (mm)	Diameter (mm)	Length (mm)	Diameter (mm)
1	4.75 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.88 ± 0.04	0.57 ± 0.04
2	4.57 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.82 ± 0.04	0.56 ± 0.04
3	4.62 ± 0.01	0.79 ± 0.01	2.84 ± 0.04	0.55 ± 0.04
4	4.54 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.84 ± 0.04	0.55 ± 0.04
5	4.66 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.90 ± 0.04	0.55 ± 0.04
6	4.58 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.84 ± 0.04	0.55 ± 0.04
7	4.52 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.90 ± 0.04	0.55 ± 0.04
8	4.59 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.90 ± 0.04	0.55 ± 0.04
Average	4.60 ± 0.01	0.80 ± 0.01	2.87 ± 0.04	0.55 ± 0.04

Geleneksel MC çalışmalarında kaynak bileşenleri merkezi noktalarda tanımlanır. Oysaki klinik yada deneysel uygulamalarda durum farklıdır. Bu kaynaklar doku içinde konuldukları şekli ile kalmamakla birlikte yerleştirmeden gelen hatalardan dolayı sapmış şekilde konumlanırlar. İstenen pozisyona yerleştirilseler dahi ideal geometri sağlanamamaktadır. Serbet parçalar yerçekiminin etkisi ile aşağı doğru hareket etme eğilimindedirler. Bu hareketi aynı zamanda kapsülün konumu da etkilemektedir. Bu konuda ¹⁰³Pd- brakiterapi kaynağı kullanılarak yapılan bir çalışma sırasında yapılan görüntüleme işleminde bahsettiğimiz pozisyon farklılıkları ortaya çıkmıştır (şekil 1.7.).



Şekil 1.7. Gerçek Pd (ProstaSeed) brakiterapi kaynaklarının X-ışını ile film üzerine alınmış görüntüleri (Rivard and Melhus, 2004)

Bu çalışmada brakiterapi kaynaklarının geometri değişimlerinin doz üzerindeki etkileri incelenmiştir. Böylelikle bu alandaki eksikliği giderme yönünde bir başlangıç olmuştur. Doz hesaplarındaki hata unsurları daha belirgin hale getirilmeye çalışılmıştır.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Mainegra (Mainegra et al. 2000), ^{103}Pd , ^{125}I , ^{169}Yb ve ^{192}Ir brakiterapi kaynaklarının ticari modelleri için EGS4 kodu ile su ortamı için dozimetrik karakteristikleri hesaplamıştır..

Meigooni ve arkadaşlarının (2002) ^{125}I içeren Model 6733 kaynağı için yaptığı çalışma da önemlidir. Bu model için TG-43 raporunda veri seti bulunmamaktadır fakat en çok kullanılan I-125 kaynaklarından Model 6711 ile çok benzer geometridir. Bu çalışma, katı su ortamı için yapılmıştır. Simülasyon için PTRAN kodu kullanılmıştır. Ayrıca deneysel verilerle de bir karşılaştırmayı içeren çalışma EGSnrc kodu ile de kıyas edilebilecek bir kaynaktır. Referans alınan bu çalışmada kullanılan Model 6733 kaynağı geometrik olarak Model 6711 ile aynı ebatlara sahiptir. Tek farklılık kapsülün dış yüzeyinde vida yivlerinin bulunmasıdır. Bu klinik uygulamalara yönelik bir detaydır.

Amerikan Brakiterapi Derneği (American Brachytherapy Society) ^{103}Pd kaynağının klinik uygulamalarına ait standartların ortaya konması adına bir makale yayınlarak bazı tavsiyelerde bulunmuştur. (Rivard at al., 2004)

King (2002), HDR ve LDR kaynaklarının lokal prostat kanseri tedavisinde kullanımını radyo-biyolojik model açısından incelemiştir.

Rivard (2001), Model 3500 I-Plant ^{125}I kaynağı için dozimetrik karakteristikleri MCNP simülasyon programı ile hesaplamış, deneysel

verilerle ve TG-43 te yer alan I-125 kaynaklarına ait verilerle karşılaştırmıştır.

Nath ve Yue (Nath and Yue, 2002), TLD (termolüminesans dozimetri) yöntemi ile LiF dozimetre kullanarak farklı bir ^{125}I kaynağı için bir çalışma yapmışlardır. Bu kaynak Model 6711'e benzese de gümüş marker yerine tungsten kullanılmıştır.

Duggan (Duggan, 2004), Model 6711 ve ISC3500 kaynakları için yaptığı çalışmada simülasyonda kullandığı MCNP programının farklı versiyonlarının (MCNP4 ve MCNP5) sonuçlarını karşılaştırmıştır. Bu da kullanılan materyalin önemini ortaya koymaktadır.

Meigooni ve arkadaşları (Meigooni et al. 2002), Model Pd-1 ^{103}Pd kaynağı için deneysel ve teorik dozimetrik karakteristikleri karşılaştırmışlardır.

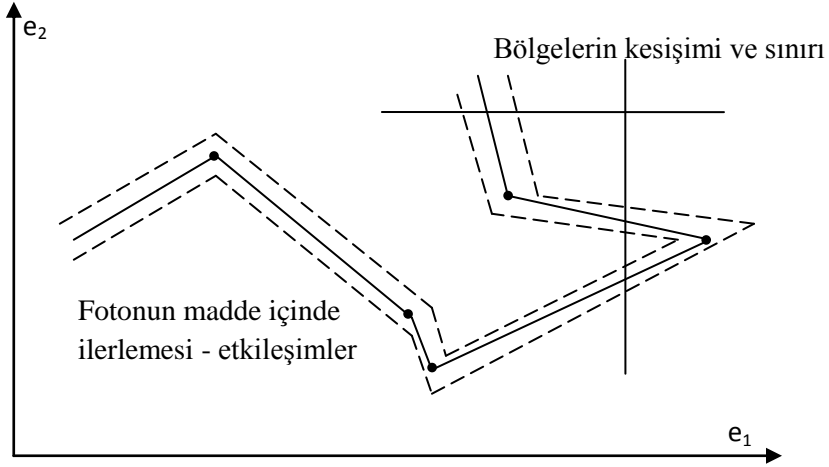
Watanabe ve arkadaşlarının (Watanabe et al. 1998) yaptığı çalışmada Henschke aplikatörün doz ölçümleri polistren fantoma yerleştirilen TLD lerle yapılmıştır. MC hesapları MCNP kodu kullanılarak yapılmıştır. Ölçülen doz hızları ölçüm yapılan noktadan kaynağa uzaklığa bağlı olarak TLD hassasiyetine göre düzeltilmiştir. Bu makalede MC ve TLD sonuçları arasındaki farklılığın sebepleri incelenmiştir. Ayrıca bu makalede HDR Henschke aplikatör dozimetre için deneysel ve bilgisayar metotları uygulanmıştır. Dozimetre işlemi TLD leri test fantomunda ışınlayarak ve MCNP kodları yardımıyla yapılmıştır.

3. METARYEL VE METOD

Bu çalışmada bir simülasyon çalışması yapılmıştır. Deneysel çalışmalarda bu konuda –özellikle fantom içerisinde kısa mesafelerde ve küçük hacimlerde- yeterli doğrulukta veri üretilememesi nedeni ile bu çalışmada simülasyon ile EGSnrc Kodu kullanılarak brakiterapi doz hesaplamalarına bazı yaklaşımlar yapılmıştır.

Bu çalışmada EGSnrcMP ve EGS-MG Çoklu Geometri Paketi simülasyon programları kullanıldı. Simülasyonda tasarımları yapılan kaynaklardan yayınlanan fotonlar su metaryelinden oluşan fantomlar içerisinde taşındılar. Bu taşımada ikincil parçacık olarak oluşan elektronlar hesaplamalarda ihmal edildiler.

Foton, madde içerisinde etkileşimlerde bulunarak ilerlerken fotonun yolu boyunca çok kısa mesafelerde elektronlar açığa çıkmaktadır (şekil 3.1). Bu elektronların enerji bıraktığı hacim, doz hesaplanan hacim yanında ihmal edilecek büyüklüktedir. Toplam dozu değiştirecek miktarda bir doz katkısı sağlamazlar. Bu elektronların ihmal edilmesi ile simülasyon süresi 100 kat kadar daha azalmıştır.



Şekil 3.1. Fotonun madde içerisinde etkileşimler arası olası yolunun gösterimi. (Kesikli çizgiler ikincil elektronların oluşabileceği alanı göstermektedir.)

3.1. Çalışma Süreci

Çalışma aşamaları aşağıdaki gibi özetlenebilir. Çalışma temelde iki aşamadır. İlk aşamada EGSnrc-MP kod sistemi, ikinci aşamada EGS-MG Çoklu Geometri Paketi kullanılmıştır.

Birinci Aşama Çalışmalar:

1. İlk önce, çizelge 3.1.'de verilen matematiksel veriler hesaplandı. Geometri faktörleri dozimetrik karakteristiklerin hesaplanmasında gerekli parametredir. Geometri faktörü elektromanyetik dalgaların uzaklığın karesi ile azalması etkilerini ifade etmektedir.

Çizelge 3.1. Geometri faktörleri

	R (cm)	R (cm)	R (cm)	R (cm)	R (cm)
Açı	1	2	3	4	5
90	0,99	0,25	0,11	0,06	0,04
80	0,993	0,24	0,1	0,06	0,03
70	0,996	0,25	0,11	0,06	0,04
60	0,999	0,25	0,11	0,06	0,04
50	1,01	0,25	0,11	0,06	0,04
40	1,01	0,25	0,11	0,06	0,04
30	1,01	0,24	0,11	0,06	0,04
20	1,02	0,25	0,11	0,06	0,04
10	1,02	0,27	0,11	0,06	0,04
0	1,023	0,251	0,111	0,06	0,04
	R (cm)	R (cm)	R (cm)	R (cm)	R (cm)
Açı	6	7	8	9	10
90	0,027	0,02	0,015	0,012	0,009
80	0,02	0,02	0,01	0,01	0,006
70	0,02	0,02	0,01	0,01	0,009
60	0,02	0,02	0,01	0,01	0,009
50	0,02	0,02	0,01	0,01	0,1
40	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01
30	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01
20	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01
10	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01
0	0,027	0,02	0,015	0,012	0,01

2. ¹²⁵I kaynağının modellenmesi yapıldı. Burada ticari olan Model 6711 kaynağı baz alınarak simülasyon metaryeli hazırlandı.

3. Radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu hesaplanıp TG-43 Raporu ve literatür verileri ile karşılaştırıldı.

4. LDR kaynaklar için uygun geometrik değerler hesaplandı ve tesbit edildi, doz hesaplama bölgelerinin boyutları, noktaların uygun açısal dağılımları belirlendi.

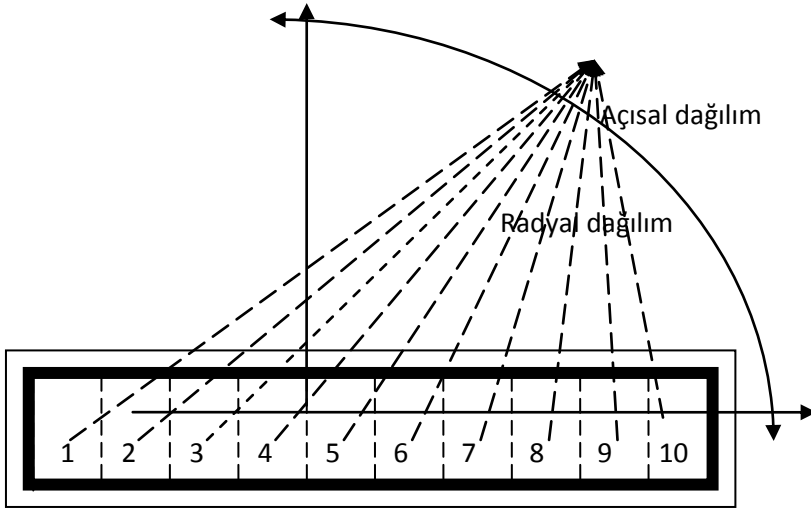
5. Fantom genişliğinin radyal doz fonksiyonu üzerindeki etkisi incelendi. Farklı fantom genişlikleri kullanılarak elde edilen ve hesaplanan veriler karşılaştırıldı. Düşük enerjilerde geri saçılma etkileri daha önem kazanmaktadır. Fantom büyüklüğü bu bakımdan da önemlidir. Bu çalışma Rayleigh saçılmasının ihmal edildiği ve hesaba katıldığı durumlar için de tekrar edildi.

6. Dozimetrik karakteristikler üzerinde ^{125}I kaynağının spektrumunun etkisi incelendi. Spektrumdaki en yüksek olasılıkla yayınlanan ortalama 27keV mono enerjili foton, en düşük olasılıkla yayınlanan 35keV mono enerji foton ve spektrum enerjilerinde fotonlar ayrı ayrı kullanılarak hesaplamalar yapıldı.

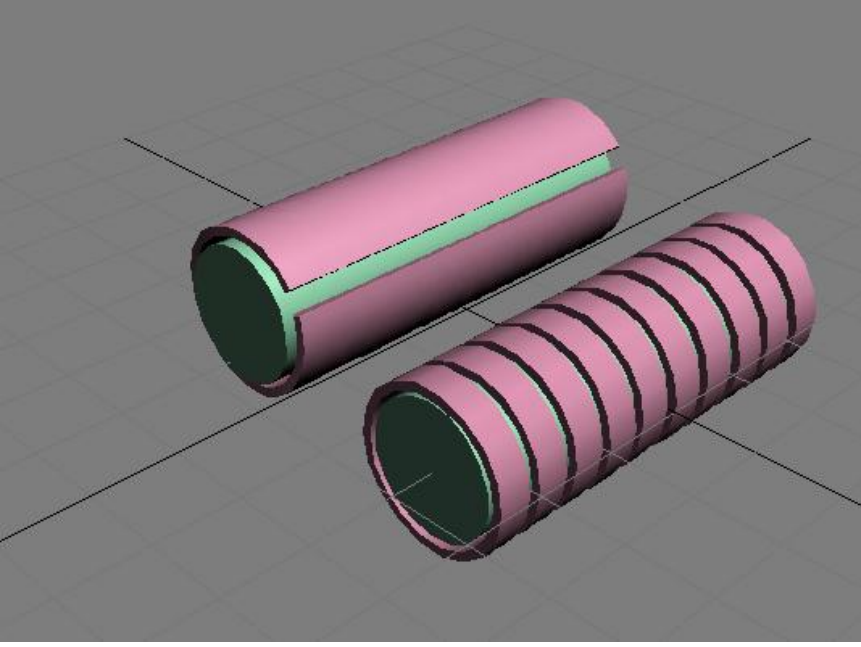
7. LDR bir kaynak olan ^{103}Pd kaynağı modellendi. Bunun için Theragenic 200 kaynağı esas alındı. Bu ^{125}I den farklı olarak, iki ayrı radyoaktif kaynak içermektedir. Önceki doz hesaplama yöntemine göre daha farklı bir yaklaşıma gidildi. ^{125}I için tek kaynaktan gelen doz bir defada hesaplanmasına karşın, ^{103}Pd kaynağı için ayrı kaynak hesaplamaları yapıлып doz değerleri toplanarak gerçek dozlar elde edildi ve radyal doz fonksiyonu hesaplandı.

8. ^{103}Pd -Theragenic 200 için 0 derecede anizotropi fonksiyonu hesaplandı. Geometri faktörü $G(r,\theta)$ tek kaynaklarda olduğu şekli ile hesaplandı. ^{103}Pd Theragenic 200 iki parçalı kaynaktır. Burada kaynak boyu L iki parçanın uçları arasındaki mesafe olarak alındı. Theragenic 200 için 0 derecede doz değerlerine ait hata oranları ^{125}I kaynağı için yapılan hesaplamaların hata oranlarına kıyasla oldukça düşük çıkmıştır. Theragenic 200 için hata oranları simülasyonda foton sayısı arttırılarak daha da düşürülebilir. Fakat Model 6711 için bu mümkün değildir. Kullanılan EGSnrcMP program versiyonu bu iş için yetersiz kalmaktadır.

9. ^{103}Pd 'ün iç yapısından esinlenerek, yekpare olan ^{125}I kaynağı için ayırık hesaplama ve kısmi doz yaklaşımı uygulandı. ^{125}I kaynağının radyasyon yayıcı kısmı 10'a bölündü. Her birinden gelen kısmi dozlar bu metotla hesaplandı ve parçalara göre değişimi gözlendi Radyoaktif materyalin boyu 3mm her birinin kalınlığı 0.3mm olan bölmeler tasarlandı. Eksen üzerinde [-0.15, -0.12], [-0.12, -0.09], [-0.09, -0.06], [-0.06, -0.03], [-0.03,0], [0, 0.03], [0.03, 0.06], [0.06, 0.09], [0.09, 0.12], [0.12, 0.15] noktalarına yerleştirilen kaynak bölümleri toplamda [-0.15, 0.15] üzerindedir (Şekil 9-10).

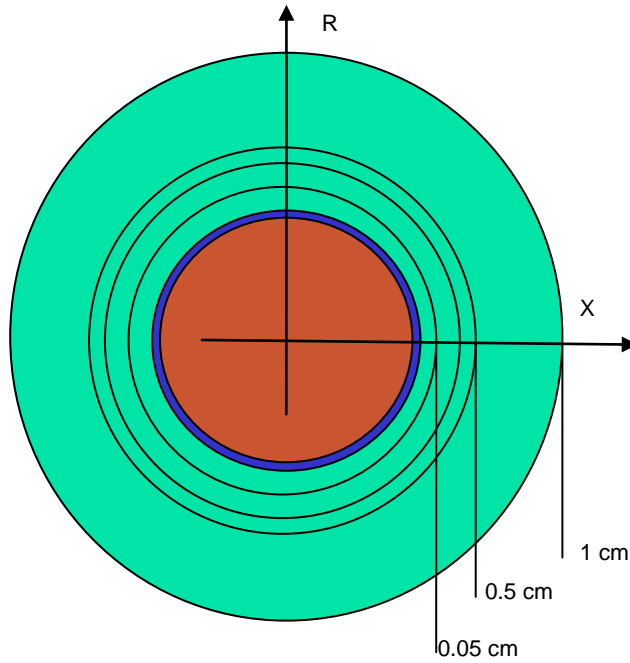


Şekil 3.2. I-125 kaynağının radyasyon yayıcı kısmı 10'a bölündü. Her birinden gelen kısmi dozlar bu metotla hesaplandı. Radyoaktif materyalin boyu 3mm her birinin kalınlığı 0.3mm olan bölmeler tasarlandı. Eksen üzerine [-0.15, -0.12], [-0.12, -0.09], [-0.09, -0.06], [-0.06, -0.03], [-0.03, 0], [0, 0.03], [0.03, 0.06], [0.06, 0.09], [0.09, 0.12], [0.12, 0.15] noktalarına yerleştirilen kaynak bölümleri toplamda [-0.15, 0.15] üzerindedir. (birimler cm'dir).



Şekil 3.3. Model 6711 kaynağının geometrik bölmelendirilmesinin ve marker üzerine konumlanmasının 3 boyutlu gösterimi

10. Küçük mesafelerde (0-1cm arası) (şekil 3.4.) Model 6711 kaynağı için ortama bıraktığı dozun radyal olarak değişimi incelendi, radyal doz fonksiyonu hesaplandı. Klinik uygulamalarda özellikle küçük mesafelerdeki doz miktarı önemlidir. Bu noktalarda geometri etkileri daha iyi gözlemlenebilmektedir. LDR kaynakların bıraktığı doz radyal olarak çok hızlı bir şekilde azalmaktadır. Bu da dozun daha etkin olduğu kısa mesafeleri önemli kılmaktadır.



Şekil 3.4. Kaynak civarında doz hesaplamak için geometri yaklaşımı. 0.05, 0.5 ve 1cm mesafelerdeki noktalarda doz hesaplanmıştır. (silindirik kaynağın ve onu çevreleyen silindirik su ortamının R,X eksenlerinin düzleminde kesiti, Z eksenini bu düzleme diktir ve silindir geometrinin eksenini Z ile çakıştıktır)

11. Radyoaktif materyalin çapının değişiminin doz üzerindeki etkileri yine basit bir geometrisi olan Model 6711 için incelendi. Farklı çaplar için elde edilen doz değerleri için radyal doz fonksiyonları hesaplandı. Bu çalışma ikinci aşamadaki çalışmalara bir giriş niteliğinde olmuştur.

İkinci Aşama Çalışmalar: EGS-MG Çoklu Geometri Paketi kullanılarak kaynakların geometrilerindeki değişimlerin doz

üzerindeki etkileri araştırıldı. Kübik fantomlar tasarlandı, birbirinden farklı geometrilere sahip üç brakiterapi kaynağı seçildi. Bunlar üzerinde bazı değişiklikler yapılarak çalışma gerçekleştirildi.

Çalışmada kullanılan brakiterapi kaynaklarının radyaktif metaryelleri ^{125}I ve ^{103}Pd 'dir. Bunlara ait spesifik özellikler çizelge 3.2 ve çizelge 3.3 de verilmiştir. Çalışma boyunca brakiterapi kaynak modelleri olarak Model 6711, Theragenics 200 ve Imagyn Seed ticari kaynakları kullanılmıştır. Simülasyon kodunda kaynaklar ve kaynak versiyonları bu gerçek kaynakların geometrik ve fiziksel özelliklerine uygun olarak modellenmiştir.

3.2. ^{125}I Kaynağı

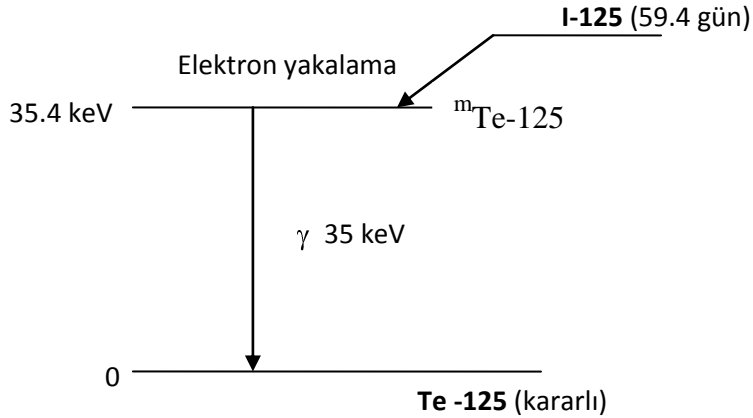
Bu radyonüklidin yarı ömrü 59,4 gündür. Bozunma elektron yakalama ile gerçekleşir. NNDC (<http://www-nds.iaea.org/nsdd.html>) (National Nuclear Data Center) den alınmış olan bozunma çizelgesi aşağıda verilmiştir.

Çizelge 3.2. ^{125}I için spektrum değerleri (NNDC) [ce: iç dönüşüm]

Radyasyon	Bozunma olasılığı (Bq-s)⁻¹	Radyasyon Enerjisi: (MeV)
γ 1	6.68×10^{-02}	3.549×10^{-02}
ce-K, γ 1	8.02×10^{-01}	3.678×10^{-03}
ce-L, γ 1	1.08×10^{-01}	3.055×10^{-02}

ce-M, γ 1	2.15×10^{-02}	3.449×10^{-02}
K α 1 X-ray	7.44×10^{-01}	2.747×10^{-02}
K α 2 X-ray	4.00×10^{-01}	2.720×10^{-02}
K β X-ray	2.59×10^{-01}	3.100×10^{-02}
L X-ray	1.49×10^{-01}	3.770×10^{-03}
Auger-K	2.00×10^{-01}	2.270×10^{-02}
Auger-L	1.58	3.190×10^{-03}

59.4 gün yarıömürlüleri %100 EC ile ^{125m}Te 'a dönüşüyor. ^{125m}Te izomeik geçiş ile ^{125}Te 'a dönüşür.



Şekil 3.5. ^{125}I izotopunun bozunma şeması (NNDC)

Çalışmada ^{125}I radyoaktif materyelini Model6711 ve Imagyn Seed kaynakları kullanmaktadır. Çalışmada bu kaynaklara ait spektrum bilgileri de aslına uygun olarak simülasyon içerisine yazılmıştır.

3.3. ^{103}Pd Kaynağı

Yarı ömrü = 16.991 gün olan ^{103}Pd için NNDC (<http://www-nds.iaea.org/nsdd.html>) (National Nuclear Data Center) den alınmış olan bozunma çizelgesi aşağıda verilmiştir.

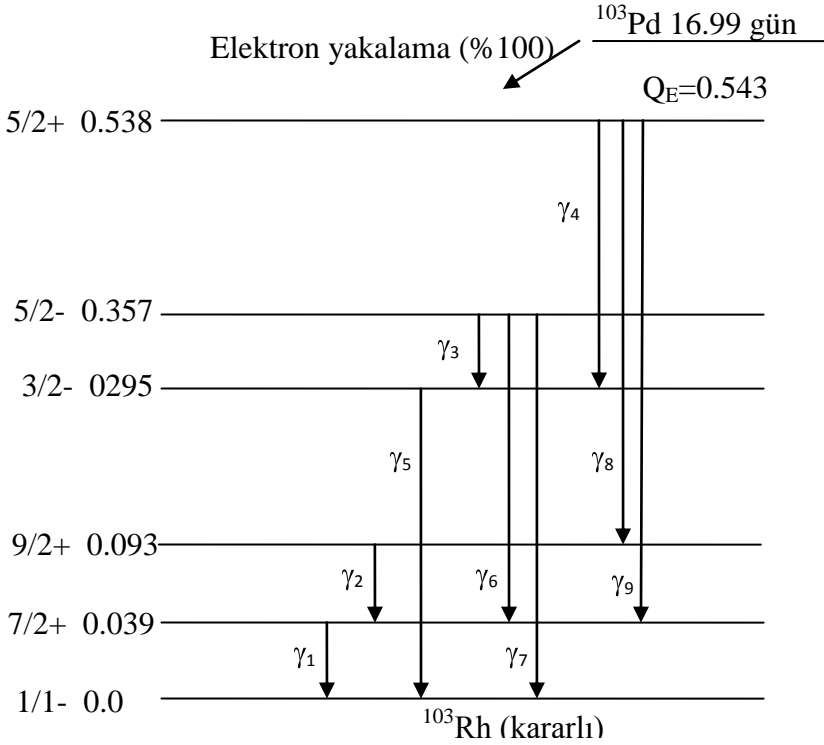
Çalışmada ^{103}Pd radyoaktif materyalini Theragenics 200 kaynağı kullanmaktadır.

Çizelge 3.3. ^{103}Pd için bozunma çizelgesi (NNDC)

Radyasyon	Bozunma olasılığı(Bq.s) ⁻¹	Enerji(MeV)
$\gamma 1$	6.83E04	3.975E-02
ce-K, $\gamma 1$	9.52E02	1.653E-02
ce-L, $\gamma 1$	7.12E01	3.634E-02
ce-M, $\gamma 1$	1.44E01	3.912E-02
$\gamma 2$	2.73E07	5.329E-02
$\gamma 3$	1.04E05	6.241E-02
ce-K, $\gamma 3$	1.19E05	3.919E-02
ce-L, $\gamma 3$	1.56E06	5.900E-02
ce-M, $\gamma 3$	2.73E07	6.178E-02
ce-N, $\gamma 3$	5.33E08	6.233E-02
$\gamma 4$	4.78E09	2.419E-01
$\gamma 5$	2.80E05	2.950E-01
$\gamma 6$	1.50E07	3.177E-01
$\gamma 7$	2.21E04	3.575E-01
ce-K, $\gamma 7$	2.21E06	3.342E-01

ce-L, γ 7	3.97E07	3.540E-01
ce-M, γ 7	7.50E08	3.568E-01
γ 8	1.50E07	4.438E-01
γ 9	3.96E05	4.971E-01
K ₁ X-ray	4.19E01	2.022E-02
K ₂ X-ray	2.21E01	2.007E-02
K X-ray	1.33E01	2.270E-02
L X-ray	8.73E02	2.700E-03
Auger-K	1.82E01	1.700E-02
Auger-L	1.68E+00	2.390E-03

**ce: iç dönüşüm, K, L, M, : bu kabuklardan bozunma*



Şekil 3.6. ^{103}Pd için bozunma şeması (NNDC).

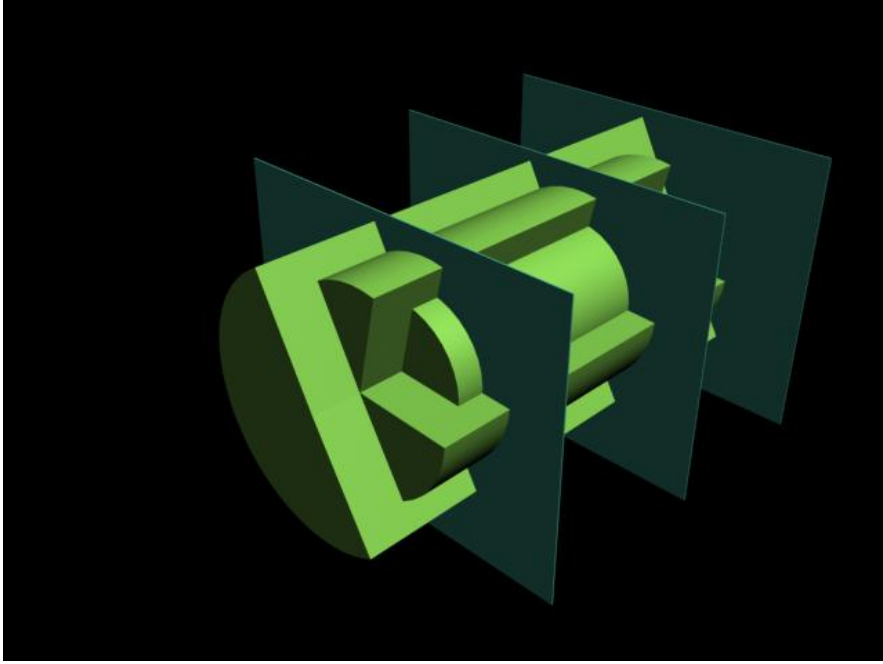
3.4. EGSnrc-Mp Kod Sistemi İle Simülasyon

İlk aşamada $g(r)$ radyal doz fonksiyonu hesaplandı. Belirlenen noktalarda doz hızlarının 1cm uzaktaki doz hızına oranları, her bir nokta için bulunan geometri faktörlerinin 1cm uzaktaki geometri faktörüne oranları ile çarpılarak. Fonksiyon elde edildi. bu işlemde $r = 1$ ve 2 cm için $\Delta r = \Delta z = 1\text{mm}$, $r = 3, 4, 5$ için $\Delta r = \Delta z = 2\text{mm}$ ve $r = 6, 7, 8, 9, 10$ cm için $\Delta r = \Delta z = 3\text{mm}$ olarak seçildi (Şekil 18). Bu şekilde bu noktaları içeren doz hacimleri oluşturuldu. (Doz

bölgelerinin büyütülmesi yada küçültülmesi doz değerini etkilemeyecektir. Çünkü hacim büyüdükçe bu hacme gelen foton sayısı da doğru orantılı artacak ve birim hacme bırakılan enerji değişmeyecektir. Fakat bu hacimler büyüdükçe başka olası noktaları da içine alacaktır Özellikle açısal dağılım hesaplamalarında küçük radyal değerler için bu önemlidir. Yakın noktalarda hesaplama yaparken bu hacimlerin içiçe geçmemesi gerekmektedir. Aksi taktirde her nokta için doz belirlemek mümkün olmamaktadır.) (Δz ortam metaryelini içeren silindir kabuğun uzunluğu ve Δr de bu silindir kabuğun kalınlığıdır.)

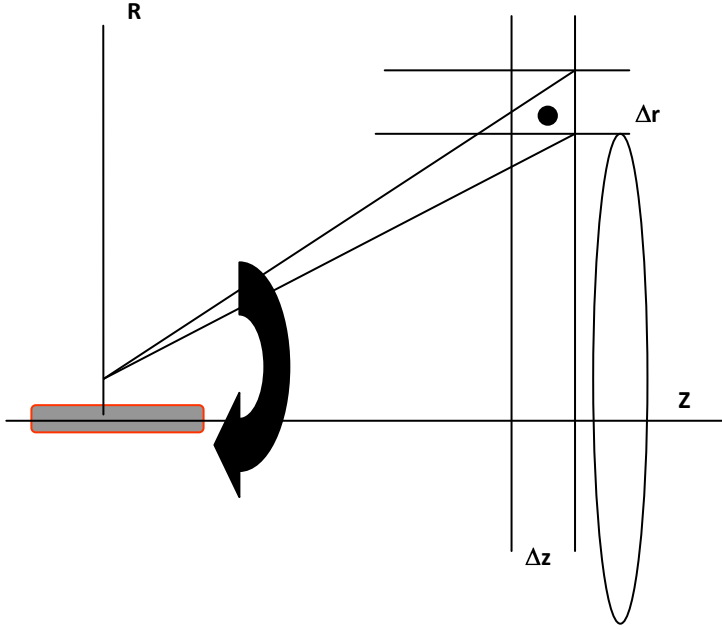
3.4.1. Silindirik Modelleme:

EGSnrc-MP kodunda geometri, silindirler kullanılarak tasarlanabilmektedir. Bu koda silindirik bir kaynağı içine alan silindirik bir fantom sistemi oluşturulabilmektedir. Bunun yanı sıra bu sistemin elemanları içerisine yine silindirler ve düzlemler kullanarak istenen noktalarda hacimler oluşturmak mümkündür (şekil 14). Bu kod kullanılarak Model 6711 ve Theragenics 200 kaynakları modellenebilmiştir. Küresel elemanları bu kod ile dizayn etmek imkansızdır. Ancak kaynak kodunda değişiklikler yapılması halinde bu gerçekleşebilir. Bu koda Model 6711 kaynağı modellenirken bazı yaklaşımların yapılması zorunlu olmuştur. Kaynak kapsülünün küresel yüzeyli uçları düzlemsel olarak alınmıştır. Bu kaynak tam olarak EGS-MG kodu ile modellenebilmiştir.



Şekil 3.9. EGSnrc geometri modelleme prensibi: geometri dizaynının 3B gösterimi, silindir ve düzlem kesitleri kombinasyonu ile bölge sınırlandırılmaktadır..

Kaynak, simülasyonda materyali su (H_2O) olan soğurucu silindir ortam içerisinde. Bu soğurucunun büyüklüğünün seçiminde özel bir koşul konmadığı takdirde 30cm çapında ve 30cm uzunluğunda silindir, 30cmX30cmX30cm ebatlı küp ya da buna eşdeğer 30cm çaplı küre kullanılır. EGSnrc ile Küresel bir fantom tasarlamak oldukça güçtür. Bunu gerçekleştirmek için yazılım bilgisine ihtiyaç olmakla birlikte, kaynak koda müdahalede bulunmak gerekmektedir.



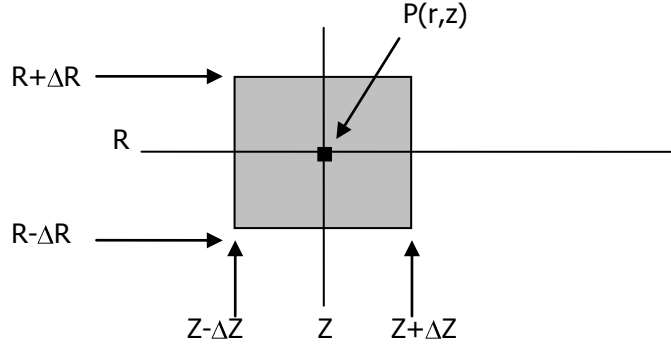
Şekil 3.10. Hacim elemanı silindirik halkanın oluşturulmasının iki boyutlu gösterimi. Şekil 14 ve şekil 15 te bahsedilen tasarım metodunda doz hesaplama hacimleri oluşturulur. Buna göre kesiti dikdörtgen olan halkalar oluşturulur. Bir P noktasını içine alan bu halkaların kesiti hacim elemanını temsil etmektedir. P noktası altında ϕ (Z eksenine dik vektörün R üzerinde taradığı açı) açısına bağlı olarak bir çemberdir. Halka kesiti içinde nokta olarak alınır. Halka içine gelen tüm doz sanki halkanın kesitinde imiş gibi kabul edilir. Δz ve Δr halkaların boyutlarıdır.

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

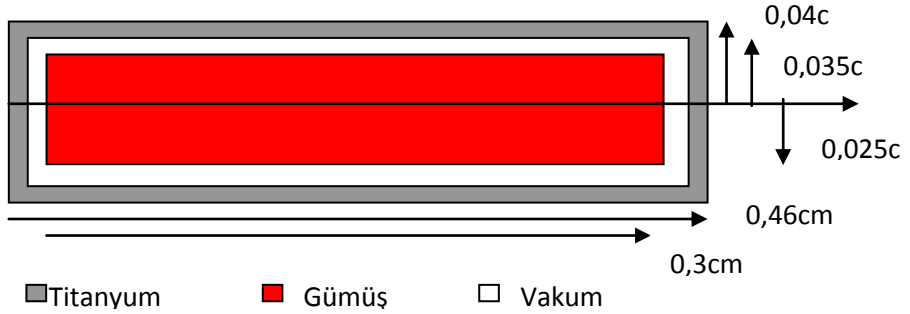
$$r = R \cdot \sin\theta, \quad z = R \cdot \cos\theta \quad (3.1)$$

bağıntıları kullanıldı. Elde edilen r, ve z noktaları etrafında bir hacim oluşturmak için Δr ve Δz genişlik değerleri bu noktanın r,z

değerlerinden çıkarılıp eklendi. Bu genişlikleri seçerken farklı noktalara ait hacimlerin iç içe girmemesi göz önünde bulunduruldu.

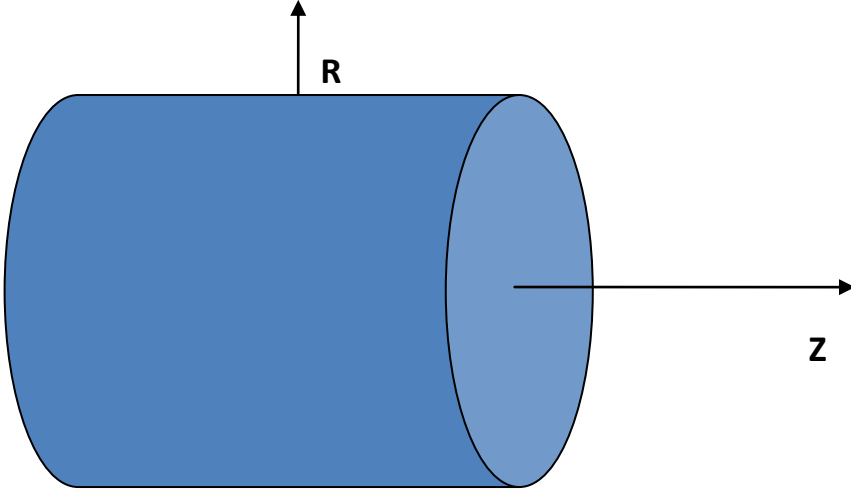


Şekil 3.11. Hacim elemanın sınırlarının hesaplanması. Merkezi Z ekseninde olan halkaların kesiti P noktasını içine alan bir kübik hacimi temsil eder. Δr ve Δz , P noktasının koordinatlarına eklenerek bir hacim elde edilir. Bu oldukça küçük bir kesitte olmalıdır.

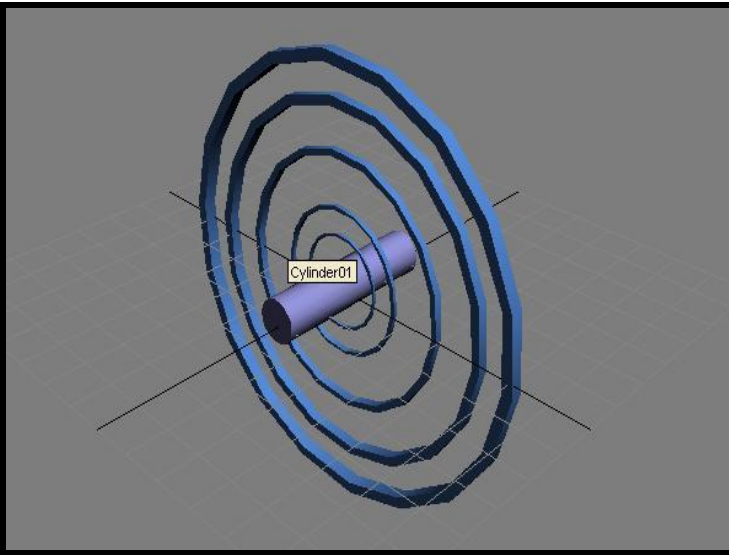


Şekil 3.12. Birinci aşama hesaplamalarda kullanılan Model 6711 kaynağının geometrisi, silindir kesiti, geometrik ölçüleri ve içerdiği malzemeler.

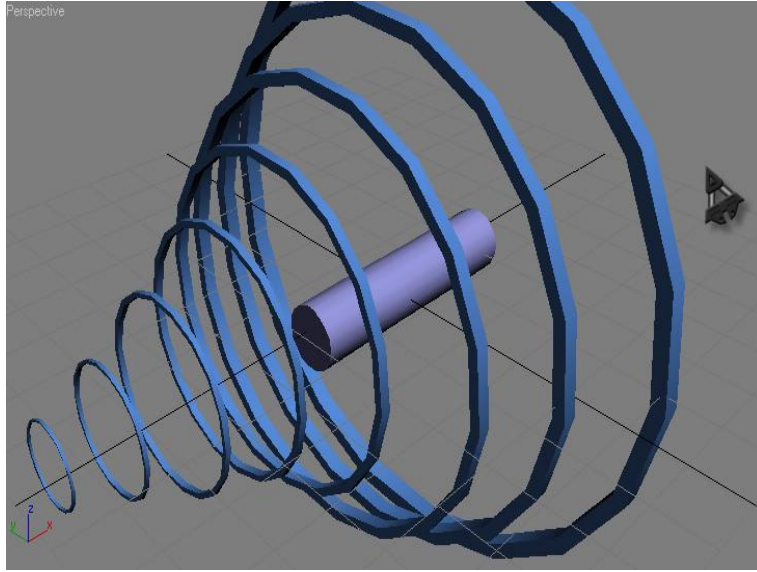
3.4.2. Fantom Modellenmesi



Şekil 3.13. [R, Z] silindirik koordinatlarda üç boyutlu silindir fantom. Simülasyonda, fantoma su materyalinin özellikleri atanmaktadır.



Şekil 3.14. Doz bölgelerinin üç boyutlu resmi. Silindirik radyal doz bölgeleri kaynağı çevreleyen halkalar ile temsil edilmektedir.

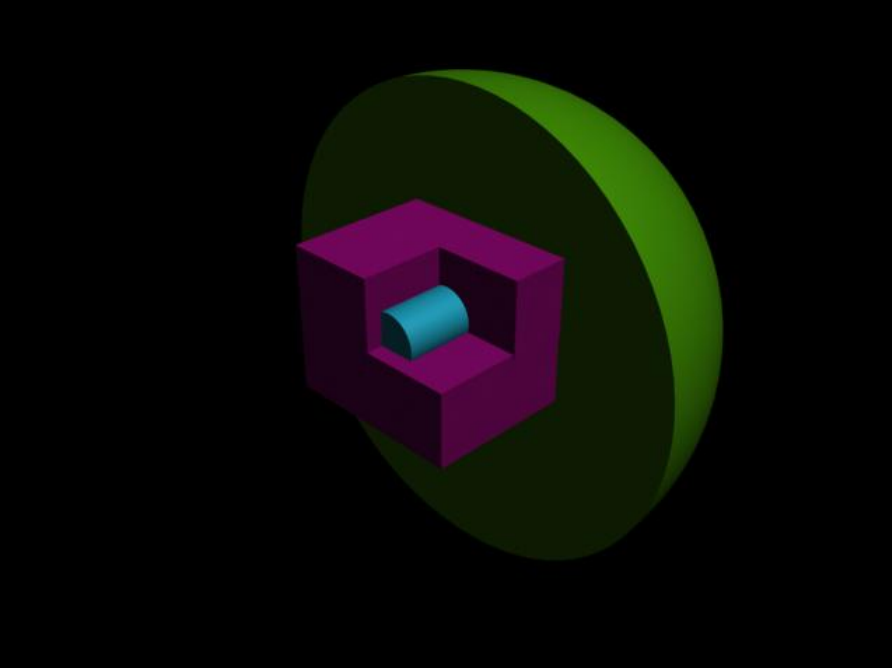


Şekil 3.15. Açısal dağılımlı doz bölgelerinin üç boyutlu resmi. Silindirik radyal doz bölgeleri kaynağı çevreleyen halkalar ile temsil edilmektedir. Bu halkalar içine aldıkları $P(r,\theta)$ noktalarının konumuna göre yerleşirler

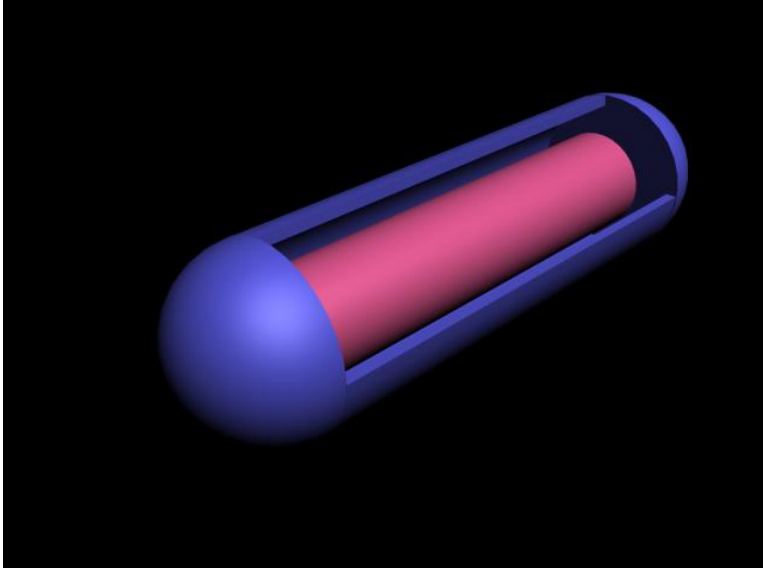
3.5. Egs-Mg Çoklu Geometri Kodu İle Simülasyon

EGS-MG çoklu geometri paketi, üç boyutlu geometri modellemesi yapabilen ve EGSnrc Monte Carlo Kodu için hazırlanmış bir geometri paketi (yazılımı)'dir.

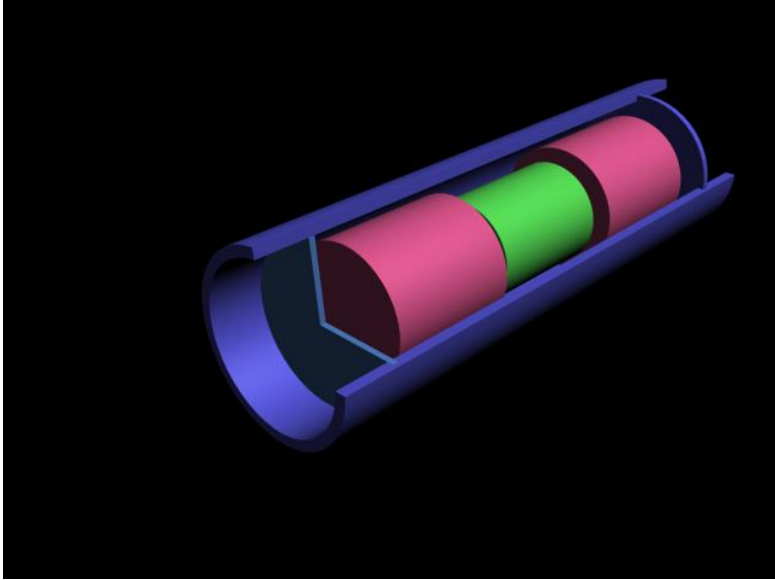
Bu kod sistemi ile çalışmada tercih edilen kaynaklar orjinal halleri ve geometri değişimlerini içeren varyasyonları ile asıllarına uygun olarak modellenebilmişlerdir.



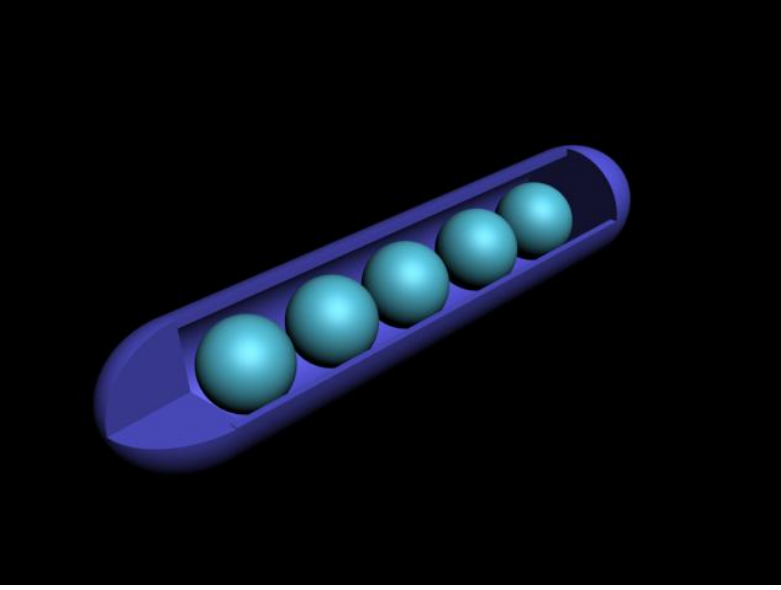
Şekil 3.16. Birbirinden bağımsız modellenen geometrilere ait bir kombinasyonunun üç boyutlu bir örneği. Elemanların bölünmüş hacim parçaları diğer elemanın hacim parçalarını bölmemektedir.



Şekil 3.17. Model 6711 kaynağının kesiti



Şekil 3.18. Thera Seed haynağının kesiti



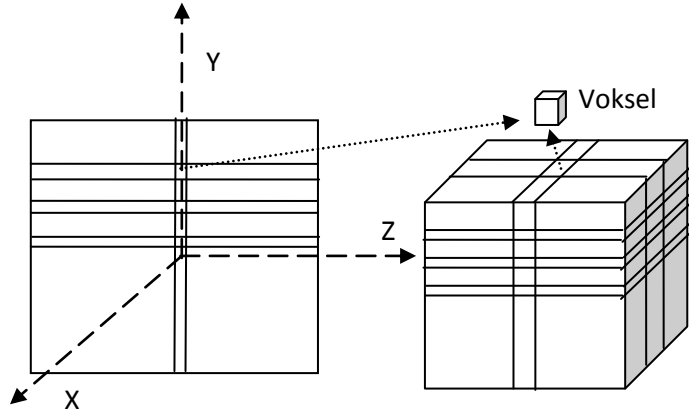
Şekil 3.19. Imagyn Seed kaynağının kesiti

Fantom Modellenmesi: Çalışmada kübik (rectilinear) fantomlar kullanılmıştır. Y eksenini boyunca kübik vokseller (doz hesaplama hacmi) oluşturulmuştur. Kaynaklar Z eksenini boyunca konumlandırılmıştır.

0 – 1 cm ve 1-5 cm arasındaki mesafelerde belli aralıklarla vokseller oluşturuldu. Çalışmada bu voksellerin büyüklükleri de değiştirilerek doz değişimleri incelenmektedir. Voxsel boyutları doz değerini doğrudan etkileyen bir faktördür. Bunun olabildiğince küçük alınması gerekmektedir. Bir hacim elemanı pek çok analitik noktayı içermektedir. Hacmi küçültmek nokta sayısını azaltacaktır.

Çalışmada kullanılan iki ayrı fantom bütün olarak aynı hacimdedir. 0-1cm aralığındaki hesaplamalarda

0.1mmX0.1mmX0.1mm ebatlarında voksellere, 1-5 cm aralığındaki hesaplamalarda ise 0.5mmX0.5mmX0.5mm ebatlarında voksellere sahip fantomlar oluşturulmuştur. (Şekil 3.20). Dikkate alınması gereken değişimler kaynağın yakın civarında meydana gelmektedir ve bu bölge klinik uygulamalarda önemlidir.



Şeki 3.20. Kübik fantom ve vokseller. Toplam fantom, kartezyen koordinatta eksenlere dik düzlemlerle kesilerek istenen bölgede istenen hacimde doz hesaplama bölgesi oluşturulmaktadır.

EGS-MG çoklu geometri paketi kullanırken her modelin bir ID (identification) numarası vardır. Bu şekilde hem program geliştiriciler hem de kullanıcılar yeni modellerle program veri tabanını genişletmekte ve güncellemektedirler. Bu çalışmada da modellenen kaynaklara, kaynak parçalarına ve fantomlara birer ID numarası verilmiştir.

3.5.1. Kaynak İçindeki Parçaların Hareketi

Çalışmada birbirinden farklı geometrilere sahip üç brakiterapi kaynağı tercih edilmiştir. Bu seçim ile geometri değişimlerinin doz üzerindeki etkisinin kaynak türüne bağlılığı da incelenmiştir. Kapsül içinde bir yada daha fazla eleman bulunmaktadır. Bu elemanlar – marker ve radyoaktif malzeme- kapsül içerisinde sabitlenmiş değildirler. Kapsülün geometrik konumuna bağlı olarak iç elemanlar yer değiştirmektedir. Brakiterapide simetrik olarak kabul edilen bu kaynakların simetrisi kaybolmakta ve iç geometrisi değişken hale gelmektedir. Bu değişimin doz üzerindeki etkisini ortaya koymak amacı ile seçilen kaynakların iç geometrilerinin değişimlerinin kombinasyonları varyasyon kaynaklar olarak simülasyon kodu içerisinde modellendiler. Bu varyasyon kaynaklara ait doz değerleri değişikliğe uğramamış orjinal kaynaklara ait doz değerlerine normalize edildiler.

Herbir kaynak kartezyen koordinatlarda modellenen kübik fantomlar içerisine yerleştirildi. Bu fantomlar içerisinde istenen koordinatlarda yeterince küçük hacimler oluşturuldu. Bu hacimlerde doz hesaplandı. İki farklı fantom kullanıldı. Kaynak dik ekseninde 0-1cm arasında ve 1-5cm arasında olmak üzere iki farklı fantom ile herbir kaynak için hesaplamalar tekrar edildi. Çalışma da kullanılan iki ayrı fantom aynı büyüklüğe olup 0-1cm aralığındaki hesaplamalarda 0.1mmX0.1mmX0.1mm ebatlarında voksellere, 1-5

cm aralığındaki hesaplamalarda 0.5mmX0.5mmX0.5mm ebatlarında voksellere sahiptirler (Şekil 3.20.)

Amersham Model 6711 I-125 Kaynağı: radyoaktif kaynak uzunluğu $L=0.3\text{cm}$, kapsül uzunluğu $L_c=0.45\text{cm}$, kor yarıçapı $R_c=0.025\text{cm}$ ve kapsül kalınlığı $T_c=0.005\text{cm}$ 'dir. Yarım kürelerle uçları kapatılan titanyum kapsül içerisinde bulunan gümüş marker üzerine ^{125}I adsorbe edilmiştir.





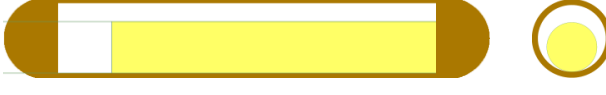




Şekil 3.21. Model 6711 kaynağının kesiti: a* boyuna kesiti, b* enine kesiti. (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.) (ID: 2090)

Çizelge 3.4. Model 6711 Kaynağı için parçaların olası hareketleri.

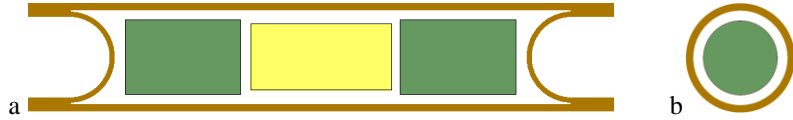
ID	Markerın Yerdeğiştirmesi
2090	Gerçek kaynak. Simetrisi bozulmamış ve tüm elemanlar orjindedir.
2092	Marker, kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde hareket etti.
2094	Marker, kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde, kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti .
2096	Marker, kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti .
2098	Marker, kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde x ekseninde hareket etti.-
2100	Marker, kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ve x ekseninde, kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti .

2102	Marker, kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde x ekseninde, kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti .-
------	---

Çizelge 3.5. Model 6711 kaynağına ait varyasyon kaynakların kesitleri.

ID	Kesitler (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.)
2090	
2092	
2094	
2096	
2098	
2100	
2102	

Theragenics 200 Pd-103 Kaynağı: radyoaktif kaynak uzunluğu $L=0.0445\text{cm}$, marker yarıçapı $R_m=0.0225\text{cm}$, marker boyu $L_m=0.0545\text{cm}$, kapsül uzunluğu $L_c=0.45\text{cm}$, kor yarıçapı $R_c=0.028\text{cm}$ ve kapsül kalınlığı $T_c=0.005\text{cm}$ 'dir. Titanyum kapsül içerisinde bulunan kurşun marker'ın her iki tarafında üzerine ^{103}Pd adsorbe edilmiş grafit silindirler mevcuttur. Kapsülün uçları içeriye doğru bombeli olarak kapatılmıştır.

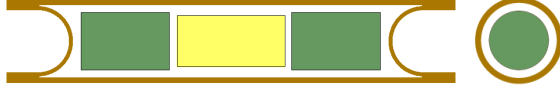





Şekil 3.22. Thera200 kaynağının kesiti: a* boyuna kesiti, b* enine kesiti. (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.) (ID: 2200)

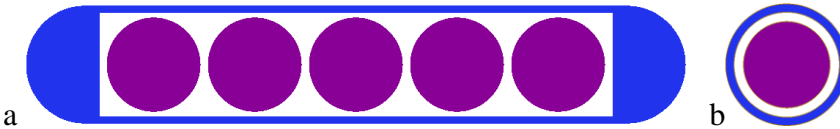
Çizelge 3.6. Theragenic 200 Kaynağı için parçaların olası hareketleri

ID	Markerın Yerdeğiştirmesi
2200	Gerçek kaynak. Simetrisi bozulmamıştır. Marker orjinde ve kaynaklar z eksenı üzerinde, y eksenine göre simetriktir.
2220	Marker ve radyoaktif elemanlar kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde hareket etti.
2230	Marker ve radyoaktif elemanlar kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde, kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti .
2240	radyoaktif elemanlar kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde, kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti . marker iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde diğer elemanların aksi yönde hareket etti

Çizelge 3.7. Theragenic 200 kaynağına ait varyasyon kaynakların kesitleri.

ID	Kesitler (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.)
2200	
2220	
2230	
2240	

Imagyn Seed I-125 Kaynağı: Model 6711 ile aynı geometride kapsule sahiptir. Kapsül içerisinde birbirinden bağımsız beş adet gümüş küre üzerine I-125 (AgI olarak) sürülmüştür. Radyoaktif yarıçapı $R_m=0.032\text{cm}$, kapsül uzunluğu $L_c=0.37\text{cm}$, ve kapsül kalınlığı $T_c=0.005\text{cm}$ 'dir.







Şekil 3.23. Imagyn Seed kaynağının kesiti: a* boyuna kesiti, b* enine kesiti. (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde.) (ID:2110)

Çizelge 3.8. Imagyn Seed Kaynağı için parçaların olası hareketleri

ID	Markerın Yerdeğiştirmesi
2110	Gerçek kaynak radyoaktif elemanlar y ve z eksenine göre simetrik konumdadır
3001	Elemanlar kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde hareket etti.
3002	Elemanlar kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde, kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti .
3003	Tüm elemanlar kapsülün dairesel-düzlem yüzeyine temas edecek şekilde z ekseninde hareket etti . 1, 3 v3 5 nonu elemanlar kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde y ekseninde hareket etti. 2 ve 4 nolu elemanlar diğerlerine aksi yönde y ekseninde kapsülün iç yan yüzeyine temas edecek şekilde hareket etti.

Çizelge 3.9. Imagyn Seed kaynağına ait varyasyon kaynakların kesitleri.

ID	Kesitler (boyuna kesitler y-z, enine kesitler x-y düzleminde)
2110	
3001	
3002	
3003	

3.5.2. Kaynak Boyutlarının Etkileri

Çalışmada brakiterapi kaynaklarının geometrilerinde meydana gelen boyut değişimlerinin doz üzerindeki etkilerinin incelenmesi amacı ile Amersham Model 6711 I-125, Theragenics Thera200 ^{103}Pd ve Imagyn Seed ^{125}I kaynakları kullanıldı. Amaca yönelik olarak bu kaynakların kapsüllerinin ve iç elemanlarının boylarında ve kalınlıklarında çizelge 1.6 referans alınarak %5'lik değişimler uygulandı. Farklı değişim kombinasyonları için farklı kaynak varyasyonları, kullanılan simülasyon kodu içerisinde modellendi. Bu varyasyon kaynaklara ait doz değerleri değişikliğe uğramamış gerçek kaynaklara ait doz değerlerine normalize edildiler.

Herbir kaynak kartezyen koordinatlarda modellenen kübik fantomlar içerisine yerleştirildi. Bu fantomlar içerisinde istenen koordinatlarda yeterince küçük hacimler oluşturuldu. Bu hacimlerde doz hesaplandı. Kaynak dik ekseninde 0-1cm arasında ve 1-5cm arasında olmak üzere iki farklı fantom ile herbir kaynak için hesaplamalar tekrar edildi. Çalışmada kullanılan iki ayrı fantom aynı büyüklüte olup 0-1cm aralığındaki hesaplamalarda 0.1mmX0.1mmX0.1mm ebatlarında voksellere, 1-5 cm aralığındaki hesaplamalarda 0.5mmX0.5mmX0.5mm ebatlarında voksellere sahiptirler (Şekil 3.20.).

Çizelge 3.10. Model 6711 kaynağına ait varyasyonların geometrik değerleri. Herbir varyasyona bir ID numarası atanmıştır.

ID	Kapsül Boy L _c (cm)	Kapsül kalınlığı T _c (cm)	Kor Boy L (cm)	Kor Yarıçapı R _c (cm)
2090	0.45	0.005	0.3	0.025
2060	0.45	0.007	0.3	0.025
2064	0.45	0.005	0.3	0.02625
2065	0.45	0.007	0.3	0.02625
2066	0.4725	0.005	0.3	0.025
2069	0.45	0.005	0.315	0.025
2071	0.4275	0.005	0.3	0.025
2074	0.45	0.005	0.285	0.025
2076	0.4275	0.005	0.285	0.025
2077	0.4725	0.005	0.315	0.025

Çizelge 3.11. Theragenic 200 kaynağına ait varyasyonların geometrik değerleri. Herbir varyasyona bir ID numarası atanmıştır

ID	Kapsül boyu L _c (cm)	Kapsül kalınlığı T _c (cm)	Marker boyu L _m (cm)	Marker yarıçapı R _m (cm)	Kor boyu L _m (cm)	Kor yarıçapı R _c (cm)
2200	0.45	0.005	0.0545	0.0225	0.0445	0.028
2250	0.45	0.0072	0.0545	0.0225	0.0445	0.028
2253	0.45	0.005	0.0545	0.0225	0.0445	0.0294
2257	0.45	0.0072	0.0545	0.0225	0.0445	0.0294

2258	0.4725	0.005	0.0545	0.0225	0.0445	0.028
2261	0.45	0.005	0.0545	0.0225	0.04672	0.028
2265	0.4275	0.005	0.0545	0.0225	0.0445	0.028
2268	0.45	0.005	0.0545	0.0225	0.04227	0.028
2272	0.4275	0.005	0.0545	0.0225	0.04227	0.028
2273	0.4725	0.005	0.0545	0.0225	0.04672	0.028
2274	0.45	0.00293	0.0545	0.0225	0.0445	0.028
2277	0.45	0.005	0.0545	0.0225	0.0445	0.0266
2281	0.45	0.00293	0.0545	0.0225	0.0445	0.0266

Çizelge 3.12. Imagyn Seed kaynağına ait varyasyonların geometrik değerleri.

Herbir varyasyona bir ID numarası atanmıştır

ID	Kapsül boyu L_c (cm)	Kapsül kalınlığı T_c (cm)	Kor yarıçapı R_c (cm)
2110	0.37	0.05	0.032
2310	0.37	0.07	0.032
2311	0.37	0.03	0.032
2312	0.37	0.05	0.0336
2320	0.37	0.05	0.0304
2328	0.37	0.07	0.0336
2329	0.37	0.03	0.0304
2330	0.3885	0.05	0.032
2331	0.3515	0.05	0.032
2332	0.3515	0.05	0.0304
2333	0.3885	0.05	0.0366

3.6. Simülasyon Sonrası Hesaplama Yöntemleri.

Üç boyutlu fantom içinde isenen noktalarda dozlar hesaplanmıştır. Kaynak eksenlerini içie alan iki boyutlu bir yüzey bu üç boyutlu doz dağılımından matematiksel olarak çıkartılmıştır. 2D formalizminde radial doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu bu doz matris yüzeyinden bikübik interpolasyon ile hesaplanmıştır.

Bikübik İnterpolasyon: Nümerik analizde bu metod iki boyutta çok varyantlı interpolasyon ile yapılmaktadır. Ayrık noktalarda bulunan iki değişkene ait bir fonksiyon bu noktalar arasında interpolasyon kullanılarak yaklaşıma tabi tutulmaktadır. Bikübik ise Interpole olmuş yüzeyin heryerde ve her yönde il türevleride sürekli olması anamına gelmektedir. Bir başka deyişle değişim hızları süreklidir. NXN matrisi şeklinde bir yüzeydeki noktalar için NXN tane a_{ij} katsayı belirlenmektedir. x^i ve y^j ler ise iki boyutlu fonksiyon değişkenleri olmak üzere interpolate edilmiş yüzey

$$P(x, y) = \sum_{i=0}^N \sum_{j=0}^N a_{ij} x^i y^j \quad (3.2)$$

ile tanımlanmaktadır. Bu fonksiyon ile istenen herhangi bir noktaya ait veri elde edilebilir.

Monte Carlo çalışmalarında AAPM TG-43 Raporunda verilen doz hesaplama protokolü ve dozimetrik karakteristiklerin tanımı kullanıldığında, elde edilen verilerin TG-43'te yer alan veriler ile uyumluluğu,

$$diff = \frac{Dose_{MC}(r, \theta) - Dose_{TG43}(r, \theta)}{Dose_{TG43}(r, \theta)} \times 100 \quad (3.3)$$

Bağıntısı (Mobit and Badragan, 2004) ile kontrol edilebilmektedir. Burada $Dose_{MC}(r, \theta)$, Monte Carlo ile hesaplanan doz, $Dose_{TG43}(r, \theta)$ ise TG-43 Raporunda verilmiş olan doz hesaplama yöntemi ile elde edilmiş doz değerleridir. Monte Carlo çalışmalarında doz genelde, istenen herhangi bir nokta için interpolasyon yöntemleri ile belirlenmektedir. TG-43 hesaplamaları bir noktayı içeren hacimde elde edilen doz üzerinden önerilmektedir. Fakat bu oldukça zor ve karmaşıktır. Böyle yapmak deneysel olarak mümkün olmadığı gibi simülasyon için de çalışma süresini uzatan bir etkidir. Dozimetrik karakteristikler de dozların oranları kullanılarak hesaplanmaktadır. Bu nedenle bu control dozimetrik karakteristikler içinde kullanılabilir. Diff değeri %20 (Mobit and Badragan, 2004) ve altında ise elde edilen sonuçlar güvenilir kabul edilmektedir.

4. BULGULAR

Model 6711, Theragenic 200 ve Imagyn Seed kaynakları için simülasyon çalışmaları gerçekleştirildi. Sonuçta Model 6711 ve Theragenic200 için dozimetrik parametreler hesaplandı ve incelendi. Her üç kaynak için, geometrilerinde meydana gelebilecek olası değişimler kaynak varyasyonları olarak modellendi ve doz hesaplamaları yapıldı. Bunun analizi amacı ile varyasyon kaynaklara ait doz değerleri, geometrisi değiştirilmemiş kaynak ile elde edilen doz değerlerine normalize edildiler.

Çizelge 4. 1. Model 6711 kaynağı için hesaplanan Radyal doz fonksiyonu değerleri. Çizelgede TG-43'te verilen değerler ile kıyaslama yapılmıştır

R (cm)	Bu çalışma	TG-43 raporu
1	1	1
1,5	0,902	0,908
2	0,786	0,814
3	0,665	0,632
4	0,465	0,496
5	0,332	0,364
6	0,249	0,27
7	0,18	0,199
8	0,133	0,148
9	0,0974	0,109
10	0,0768	0,0803

4.1. Fantom Boyutunun Etkisi

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

Çizelge 4.2. Rayleigh saçılmasının ihmal edildiği durumda radyal doz fonksiyonlarının farklı fantom genişliklerindeki değerlerinin 30cm genişliğindeki fantom için elde edilen değerlerine oranları (doz hesabındaki hatalar % 0.1– 0.2, R:silindir yarıçapı, Z: silindir boyu. $g_R(r)$: R yarıçaplı fantom içinde kaynaktan r kadar uzakta radyal doz fonksiyonu)

Fantom yarı genişliği	$g_R(3)/ g_{15}(3)$	$g_R(4)/ g_{15}(4)$	$g_R(5)/ g_{15}(5)$
5.5	0.994	0.979	0.929
6	0.994	0.991	0.963
7	0.996	1.002	0.990
8	0.998	0.995	1.007
9	0.995	1.003	1.004
10	0.996	1.004	1.002
11	0.996	1.003	0.996
12	0.997	1.000	0.996
13	0.997	1.001	1.000
14	0.999	1.001	1.001
15	1.000	1.000	1.000

Çizelge 4.3. Rayleigh saçılmasının hesaba katıldığı durumda radyal doz fonksiyonlarının farklı fantom genişliklerindeki değerlerinin 30cm genişliğindeki fantom için elde edilen değerlerine oranları (doz hesabındaki hatalar % 0.1– 0.2, R:silindir yarıçapı, Z: silindir boyu. $g_R(r)$: R yarıçaplı fantom içinde kaynaktan r kadar uzakta radyal doz fonksiyonu)

Fantom yarı genişliği	$g_R(3)/ g_{15}(3)$	$g_R(4)/ g_{15}(4)$	$g_R(5)/ g_{15}(5)$
5.5	0.996	0.978	0.909
6	1.002	0.990	0.940
7	1.001	0.994	0.971
8	1.000	1.001	0.985

9	1.000	1.002	0.990
10	1.002	1.004	0.991
11	1.003	1.005	0.992
12	1.002	1.002	0.991
13	1.001	1.000	0.997
14	1.001	1.001	1.002
15	1.000	1.000	1.000

Çizelge 4. 2 ve 3 deki hesaplamalar 3,4 ve 5cm için yapılmıştır. 1, 2cm uzaklıklar için bir değişim gözlenmemiştir. 6, 7cm uzaklıklarda ise fantom yarıçapının 5.5cm ye kadar indirilmesi nedeni ile hesaplama yapılmadı.

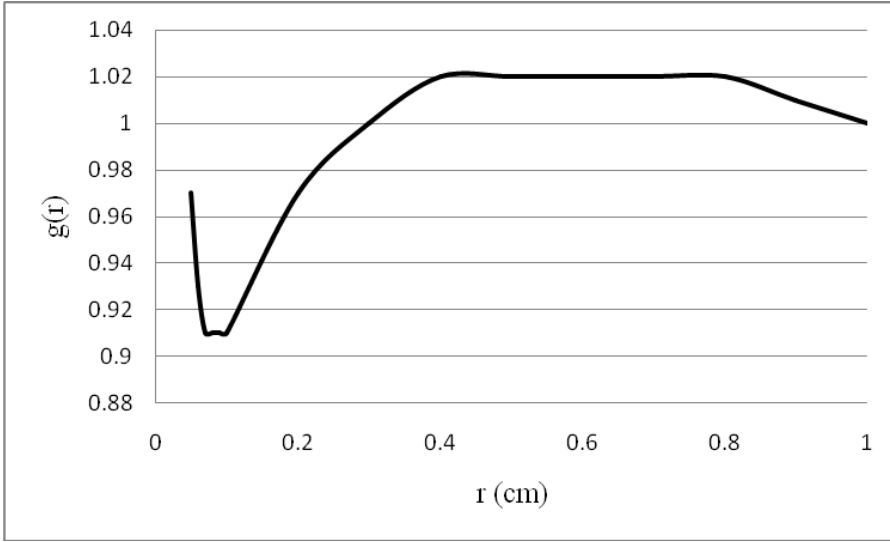
4.2. Küçük Mesafelerde Radyal Doz Fonksiyonu

Kaynak dış duvarı civarındaki küçük “r” noktaları söz konusu olduğunda an izotropi etkisi bu bölgede çok az etkilidir. $g(r)$ klinik doz hesabında daha etkindir.

Çizelge 4. 4. [0.05 cm – 1 cm] aralığında kaynak kapsülü civarında 6711 Model için hesaplanan radyal doz fonksiyonu değerleri.

r(cm)	g(r)	r(cm)	g(r)
0.05	0.97	0.3	1.00
0.06	0.93	0.4	1.02
0.07	0.91	0.5	1.02
0.08	0.91	0.6	1.02
0.09	0.91	0.7	1.02
0.1	0.91	0.8	1.02
0.2	0.97	0.9	1.01

Bu yakın mesafelerde, birçok noktada anizotropiyi hesaplamak mümkün olmamaktadır. Çünkü doz hesabı yapılacak noktalar kaynak içerisinde kalmaktadır. Bu da Model 6711'in simetrisinden kaynaklanmaktadır.



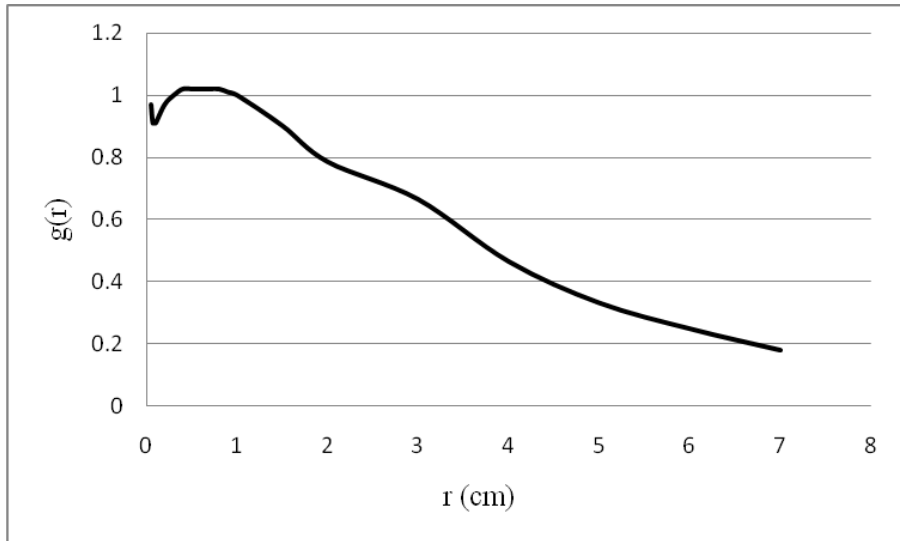
Şekil 4.1. [0.05cm – 1cm] aralığında 6711 Model ^{125}I kaynağı için hesaplanan radyal doz fonksiyonu

Bu mesafelerden daha büyük mesafelere kadar olan değerler aynı radyal doz fonksiyonu eğrisi ile ifade edilirse, genel $g(r)$ eğrisi karakterinden daha farklı bir görünüm elde edilmektedir.

Çizelge 4. 5. [0.05 cm – 7 cm] aralığında 6711 Model ^{125}I kaynağı için hesaplanan radyal doz fonksiyonu

r (cm)	g(r)	r (cm)	g(r)
0.05	0.97	0.7	1.02
0.06	0.93	0.8	1.02
0.07	0.91	0.9	1.01
0.08	0.91	1	1.00

0.09	0.91	1.5	0.902
0.1	0.91	2	0.786
0.2	0.97	3	0.665
0.3	1.00	4	0.465
0.4	1.02	5	0.332
0.5	1.02	6	0.249
0.6	1.02	7	0.18



Şekil 4.2. Küçük mesafelerden uzak mesafelere kadar geniş aralıkta Model 6711 için hesaplanan radyal doz fonksiyonu

4.3. ^{125}I İçin Anizotropi Fonksiyonlarının Hesabı

Anizotropi fonksiyonu doz dağılımının açılmal dağılımının genel karakteristiğini ifade etmektedir.

Çizelge 4. 6. 6711 Model ^{125}I kaynağı için hesaplanan $F(r,\theta)$ anizotropi fonksiyonu değerleri

$r(\text{cm})$ $\theta(\text{derece})$	2	3	4	5	6	7
10	0.37	0.48	0.49	0.52	0.72	0.67
20	0.61	0.66	0.68	0.66	0.85	0.75
30	0.77	0.83	0.80	0.77	0.92	0.78
40	0.84	0.94	0.88	0.85	0.96	0.86
50	0.92	0.99	0.94	0.91	1.00	0.93
60	0.96	0.99	0.95	0.95	1.02	0.96
70	0.99	0.99	1.00	0.97	1.03	0.99
80	1.04	1.00	0.99	0.99	1.01	0.98

Çizelge 4. 7. 6711 Model ^{125}I kaynağı için TG-43 raporundaki $F(r,\theta)$ anizotropi fonksiyonu değerleri

$r(\text{cm})$ $\theta(\text{derece})$	2	3	4	5	6	7
10	0.58	0.609	0.63	0.65	0.69	0.71
20	0.727	0.743	0.75	0.76	0.81	0.82
30	0.842	0.846	0.85	0.85	0.88	0.88
40	0.926	0.926	0.93	0.93	0.93	0.93
50	0.97	0.969	0.97	0.97	0.97	0.97
60	0.987	0.987	0.99	0.99	1.00	1.00
70	0.996	0.995	1.00	1.00	1.01	1.01
80	0.999	0.999	1.00	1.00	1.02	1.01

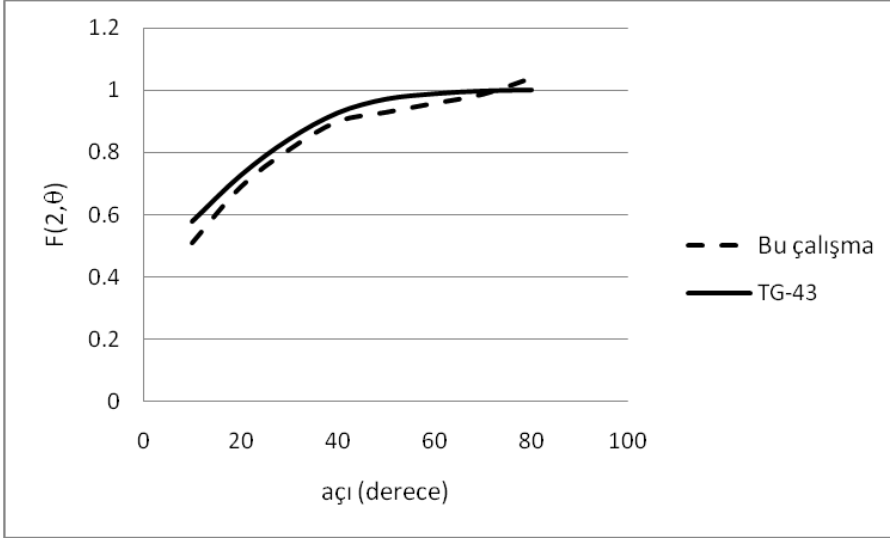
AAPM (American Association of Physicist in Medicine) TG-43 Raporundaki değerler “katı su” ortamı için elde edilmiştir. Bunun nedeni deneysel çalışmada kullanılan fantom metaryelinin jel yapıda olması ve içerisine istenen geometriye dozimetrenin kolayca

yerleştirilmesidir. Çalışmada Monte Carlo hesaplamaları “su” ortamı için gerçekleştirilmiştir.

Kaynak etrafında açısal dağılım oluşturan noktalarda anizotropi fonksiyonu hesaplandı ve literatürle karşılaştırıldı. Bu aşamada daha önce bahsedilen doz bölgelerinin büyüklükleri önemli oldu. hacimler birbiri içine geçmeyecek ve kaynağı içine almayacak şekilde seçildi. Küçük açı aralıklarında “r” küçüldükçe hacimler birbirine yaklaşmaktadırlar.

Çizelge 4. 8. $r = 2\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

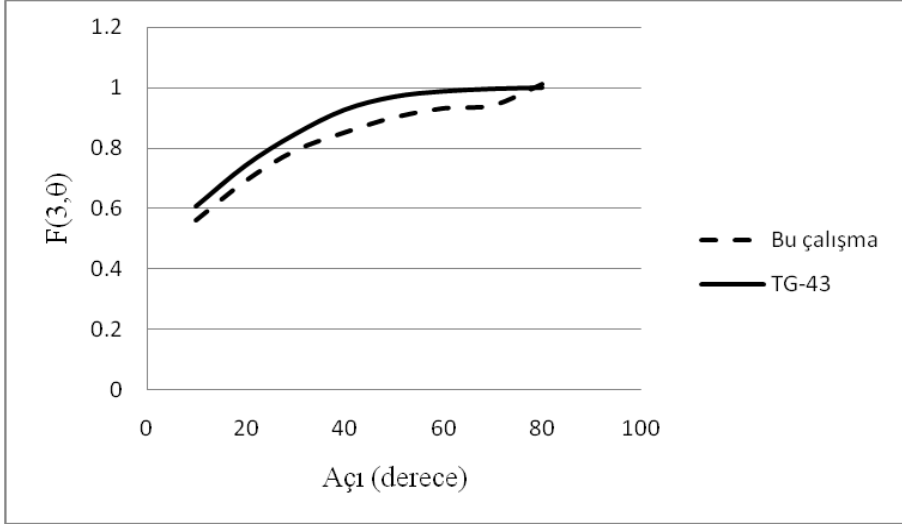
açı	Bu çalışma	TG-43
10	0,51	0,58
20	0,69	0,727
30	0,81	0,842
40	0,9	0,926
50	0,93	0,97
60	0,959	0,987
70	0,988	0,996
80	1,04	0,999



Şekil 4.3. $r = 2\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

Çizelge 4. 9. $r = 3\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

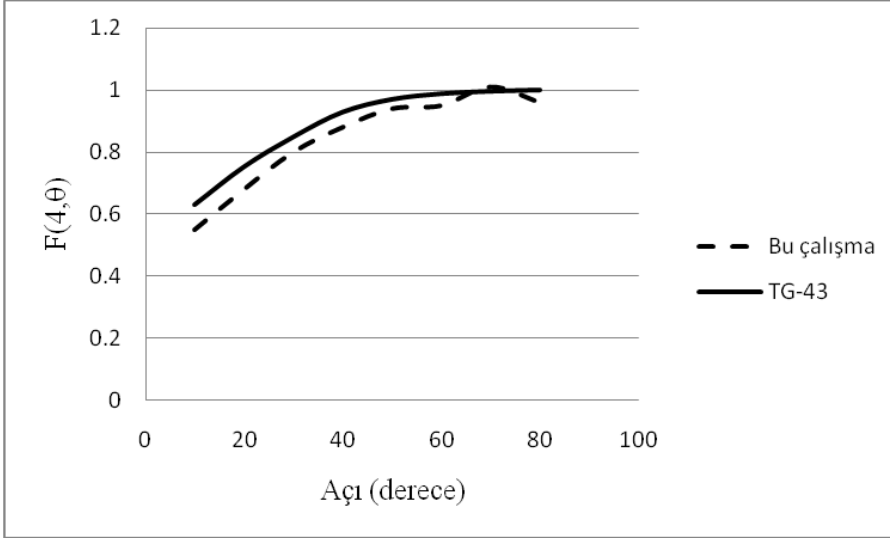
açı	Bu çalışma	TG-43
10	0,56	0,609
20	0,69	0,743
30	0,79	0,846
40	0,85	0,926
50	0,9	0,969
60	0,93	0,987
70	0,94	0,995
80	1,01	0,999



Şekil 4.4. $r = 3\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

Çizelge 4. 10. $r = 4\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

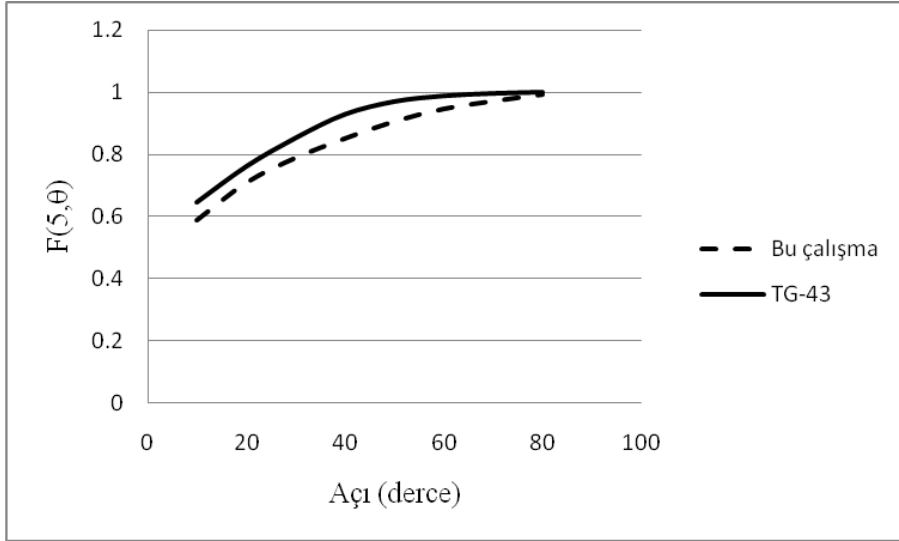
açı	Bu çalışma	TG-43
10	0,55	0,63
20	0,68	0,752
30	0,80	0,848
40	0,88	0,928
50	0,94	0,969
60	0,95	0,987
70	1,01	0,995
80	0,96	0,999



Şekil 4.5. $r = 4\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

Çizelge 4. 11. $r = 5\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

açı	bu çalışma	TG-43
10	0,590	0,645
20	0,710	0,76
30	0,790	0,852
40	0,852	0,928
50	0,907	0,969
60	0,947	0,987
70	0,972	0,995
80	0,993	0,999



Şekil 4.6. $r = 5\text{cm}$ için hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerlerinin TG-43 verileri ile karşılaştırılması

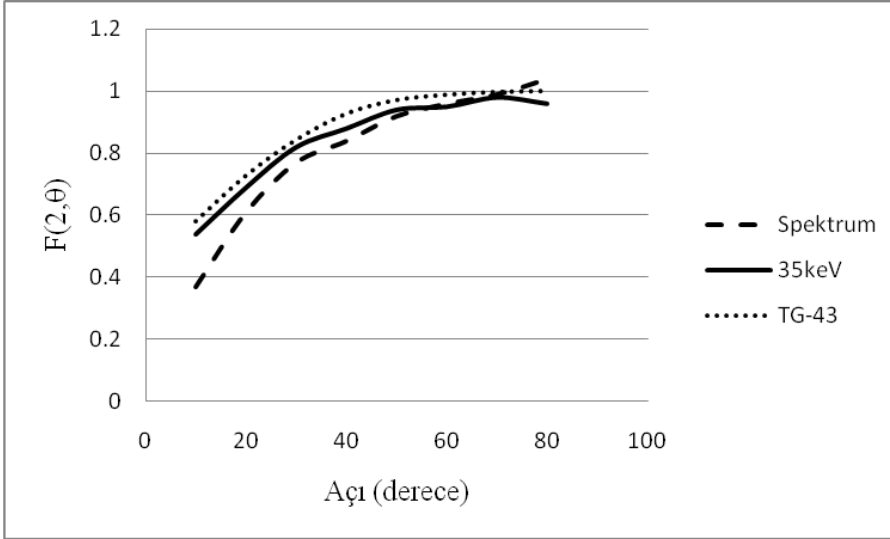
4.4. Mono Enerji Ve Spektrum Etkisi

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

Çizelge 4. 12. $R=2$ için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(2,\theta)$

Açı	F(spektrum)	F(35keV)	F(tg-43)
10	0.37	0.54	0.58
20	0.61	0.69	0.727
30	0.77	0.82	0.842
40	0.84	0.88	0.926
50	0.92	0.94	0.97

60	0.96	0.95	0.987
70	0.99	0.98	0.996
80	1.04	0.96	0.999

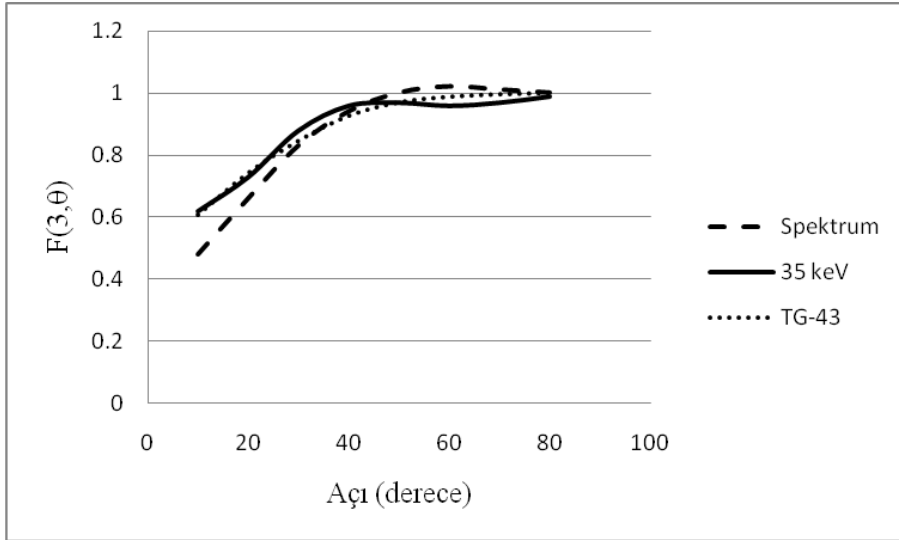


Şekil 4.7. R=2 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 değerleri ile karşılaştırılması.

Çizelge 4. 13. R=3 için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(3,\theta)$

Açı	F(spektrum)	F(35keV)	F(tg-43)
10	0.48	0.62	0.609
20	0.66	0.73	0.743
30	0.83	0.88	0.846
40	0.94	0.96	0.926
50	1.00	0.97	0.969

60	1.02	0.96	0.987
70	1.01	0.97	0.995
80	1.00	0.99	0.999

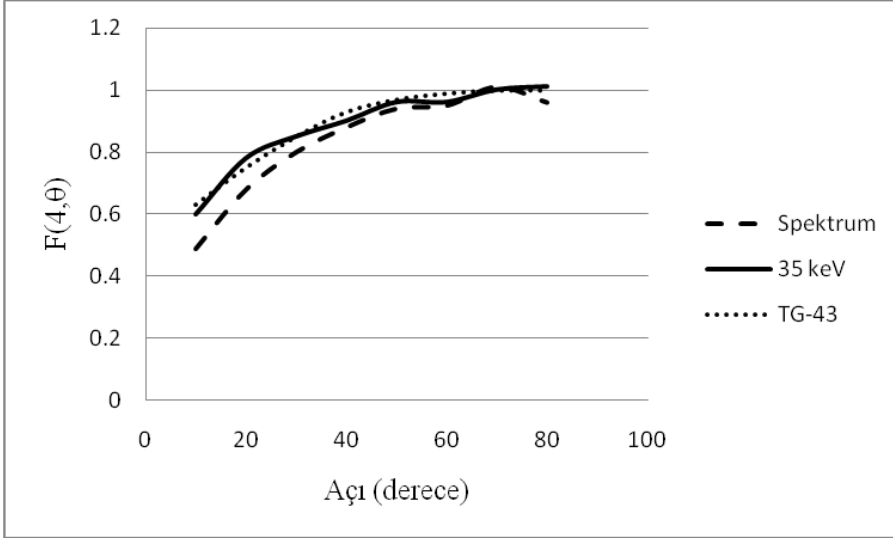


Şekil 4.8. R=3 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 değerleri ile karşılaştırılması.

Çizelge 4. 14. R=4 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(4,\theta)$

Açı	F(spektrum)	F(35keV)	F(tg-43)
10	0.49	0.60	0.63
20	0.68	0.78	0.75
30	0.80	0.85	0.85
40	0.88	0.90	0.93
50	0.94	0.96	0.97

60	0.95	0.96	0.99
70	1.01	1.00	1.00
80	0.96	1.01	1.00

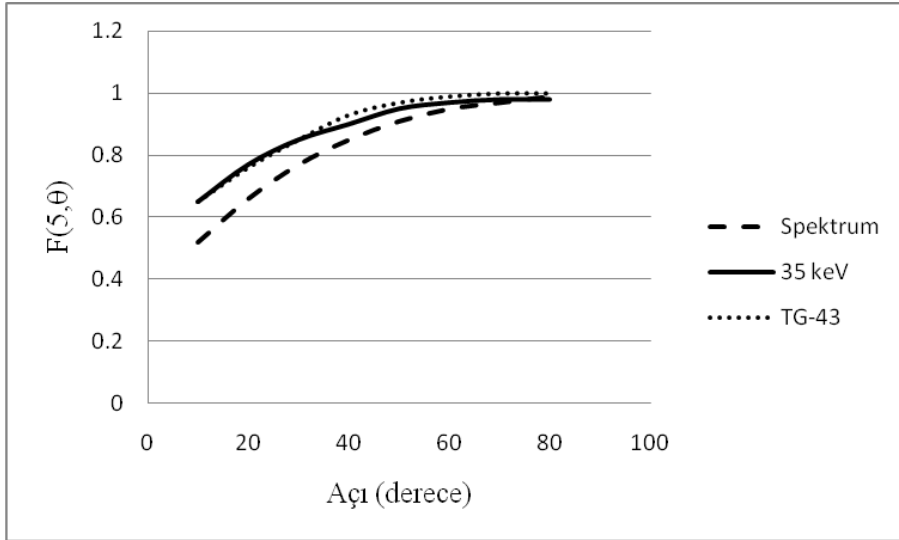


Şekil 4.9. R=4 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 değerleri ile karşılaştırılması.

Çizelge 4. 15. R=5 için 35 keV mono enerji ve spektrum kullanılarak hesaplanan anizotropi fonksiyonu $F(5,\theta)$

Açı	F(spektrum)	F(35keV)	F(tg-43)
10	0.52	0.65	0.65
20	0.66	0.77	0.76
30	0.77	0.85	0.85
40	0.85	0.90	0.93
50	0.91	0.95	0.97

60	0.95	0.97	0.99
70	0.97	0.98	1.00
80	0.99	0.98	1.00



Şekil 4.10. R=5 için spektrum ve mono enerji ile elde edilen verilerin TG-43 depğerleri ile karşılaştırılması.

4.5. Radyoaktif Bölgenin Yarıçap Değişiminin Doza Etkisi

^{125}I kaynağının iç kısmında gümüş marker'ın ve bunun üzerindeki ^{125}I maddesinin farklı değerlerdeki yarı çapı için çizelge 4.daki doz değerleri elde edildi. Orjinal kaynağın yarı çapı 0.025cm iken bu değer 0.015cm, 0.01cm ve .005cm olarak değiştirildi ve elde edilen doz değerleri normalize edildi.

Çizelge 4. 16. Kaynaktan r uzaklıktaki noktalarda farklı kaynak yarıçapları için elde edilen doz değerlerinin orijinal kaynak için elde edilen verilere oranı (D_r/D_R : r:değişken yarıçap, R: ilk yarıçap değeri).

R	$D_{0.02}/D_{0.25}$	$D_{0.015}/D_{0.25}$	$D_{0.01}/D_{0.25}$	$D_{0.005}/D_{0.25}$
0.1	1.78	1.39	1.46	1.68
0.5	1.30	1.07	1.14	1.32
1	1.21	1.64	1.35	1.56
2	1.03	1.07	1.15	1.33
3	0.93	1.38	1.03	1.20
4	0.99	1.52	1.11	1.29

Çizelge 4. 17. Kaynaktan r uzaklıktaki noktalarda farklı kaynak yarıçapları için hesaplanan radyal doz fonksiyonu değerleri

r	$g_{0.025}$	$g_{0.02}$	$g_{0.015}$	$g_{0.01}$	$g_{0.005}$
0.1	0.92	1.35	0.78	1	0.99
0.5	1.28	1.39	0.83	1.09	1.09
1	1	1	1	1	1
2	0.9	0.78	0.59	0.77	0.77
3	0.75	0.58	0.63	0.58	0.58
4	0.51	0.42	0.47	0.42	0.42

Farklı yarı çapta kaynak kullanılmasına rağmen referans noktası 1cm olarak seçildi. Fakat bu noktada elde edilen doz değerleri arasında az da olsa bir fark mevcuttur. $g(r)$ değerlerinin çakışmamasında bunun da bir etkisi olmaktadır. Bu EGS-MG çoklu geometri paketi ile daha detaylı incelenmiştir

4.6. Sıfır Derecede, Z Ekseninde Doz Hesabı

0 derecede doz hesaplamak için çok yüksek sayılarda foton kullanmak buna bağlı olarak da uzun zaman çalışmak gerekmektedir. Bunlara rağmen hata oranları makul seviyenin altına indirilememektedir. İç kaynak yarıçapını azaltmakla dozimetrik karakteristiklerin hesabında kayda değer bir değişme görülmemektedir. Çalışmada 3.10^7 adet foton kullanılarak, aşağıdaki çizelge 4.da verilen dozlar ve hata değerleri verilmiştir.

Çizelge 4. 18. $\theta=0^\circ$ da dozun uzaklıkla değişimi ve hesaplardaki hata oranları. R; iç kaynak yarıçapıdır.

r(cm)	$D_1(R=0.025)$ (Gy/foton)	$\sigma(\%)$	$D_2(R=0.005)$ (Gy/foton)	$\sigma(\%)$	D_2/ D_1
1	7.81E-15	4.5	1.09E-14	2.7	1.40
2	2.32E-15	8.3	2.60E-15	5.6	1.12
3	7.77E-16	14.3	9.04E-16	9.5	1.16
4	2.41E-16	22.8	5.08E-16	11.4	2.11
5	2.89E-16	21.5	2.46E-16	16.6	0.85
6	9.34E-17	37.1	1.22E-16	23.6	1.31
7	2.18E-17	65.1	3.61E-17	38.9	1.66

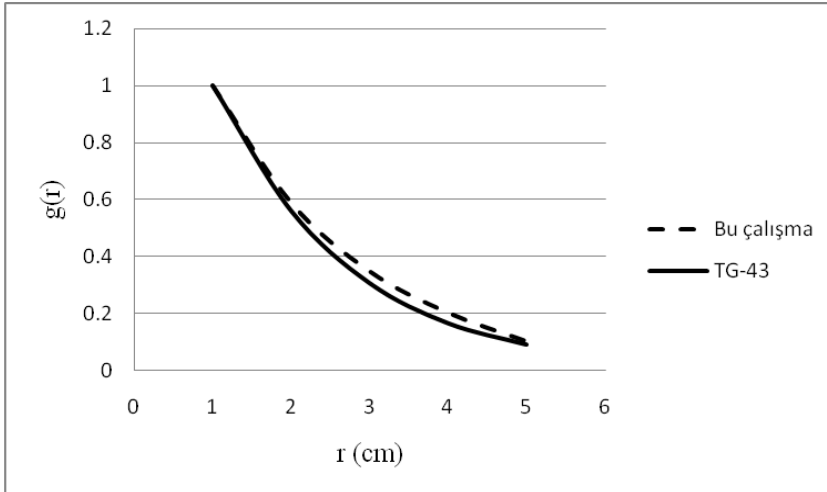
Görüldüğü üzere, ince bir kaynak tasarlandığında 0 derecedeki doz hesabına ait hatalar kayda değer bir şekilde azalmaktadır. Bu yaklaşım tarzı hesaplamalarda kolaylık getirecek bir yöntemdir.

4.7. ^{103}Pd Kaynağı

Silindirik geometriye sahip bir ^{103}Pd kaynağı modellendi. Bunun için ticari model Theragenic 200 kullanıldı. 4.5mm uzunluğunda bir Titanyum kapsül içinde, merkezde kurşun bir “marker” olmak üzere bunun her iki tarafında üzerine ince bir tabaka olarak kaplanmış paladyum bulunan grafit peletler bulunmaktadır

Çizelge 4. 19. TheraSeed 200 için hesaplanan Radyal Doz fonksiyonlarının TG-43 verileri ile karşılaştırılması

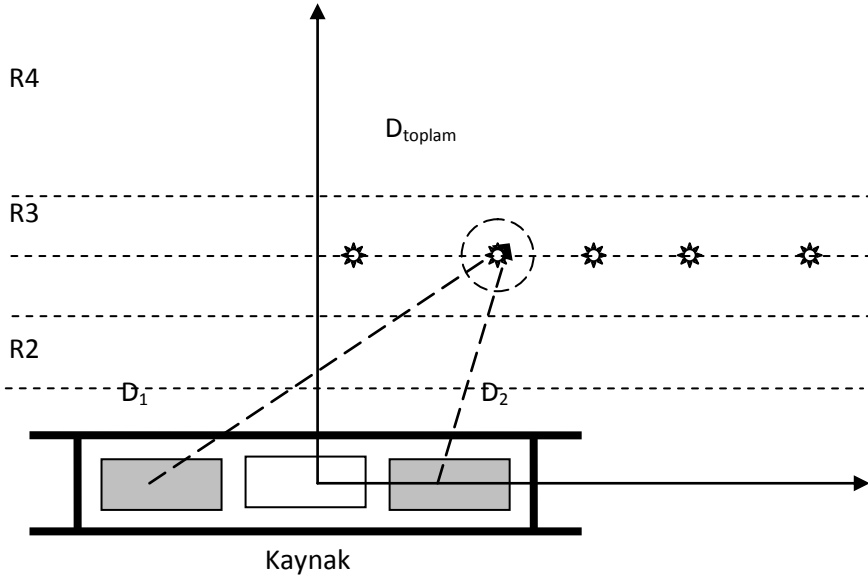
r	g(r)	TG-43
1	1	1
2	0,59	0,56
3	0,35	0,306
4	0,205	0,165
5	0,105	0,09



Şekil 4.11. TheraSeed 200 için hesaplanan radyal doz fonksiyonlarının TG-43 verileri ile karşılaştırılması

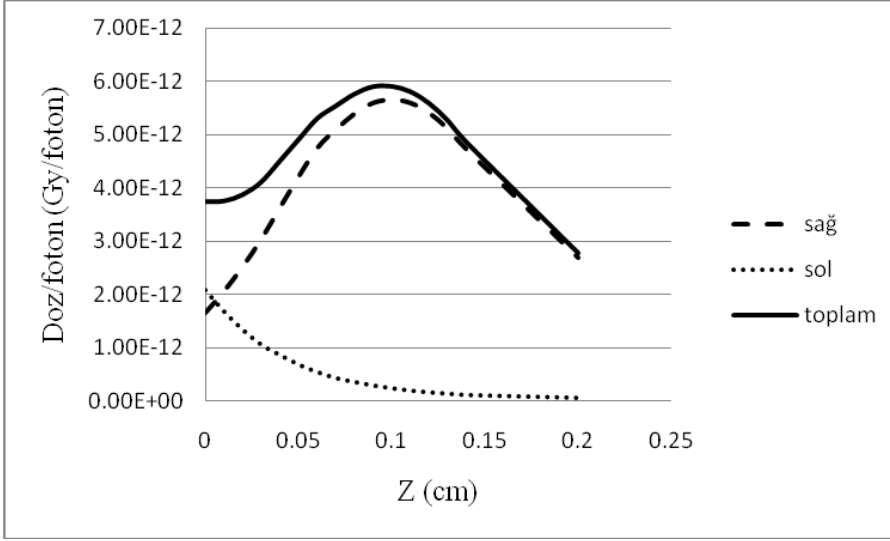
4.8. ^{103}Pd İcin Farklı Uzaklıklarda Z Eksenine Paralel Noktalarda Doz Hesabı

Birden fazla radyoaktif metaryel olduğu için ayrıık katkıların inelenmesi amaçlanmıştır. Kaynağın boyu mesafesinde ve kaynağın boyunu açan mesafelerde $z=z_i$ doğruları üzerinde belirlenen noktalarda doz hesaplandı.

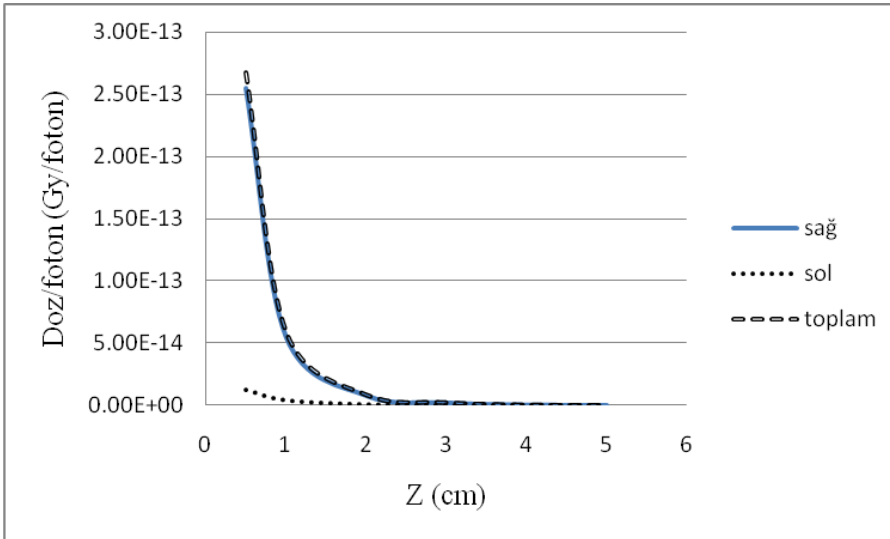


Şekil 4.12. Z eksenine paralel farklı radyal noktaların dağılımı

Kaynağın sağ ve sol tarafından gelen diferansiyel dozlar hesaplandı ve bunların toplamı kolektif dozu verdi (sağ: hesaplama noktalarının olmadığı $[R, -Z]$ bölgesi, sol: hesaplama noktalarının yer aldığı $[R, Z]$ bölgesi olarak tanımlanmıştır.)

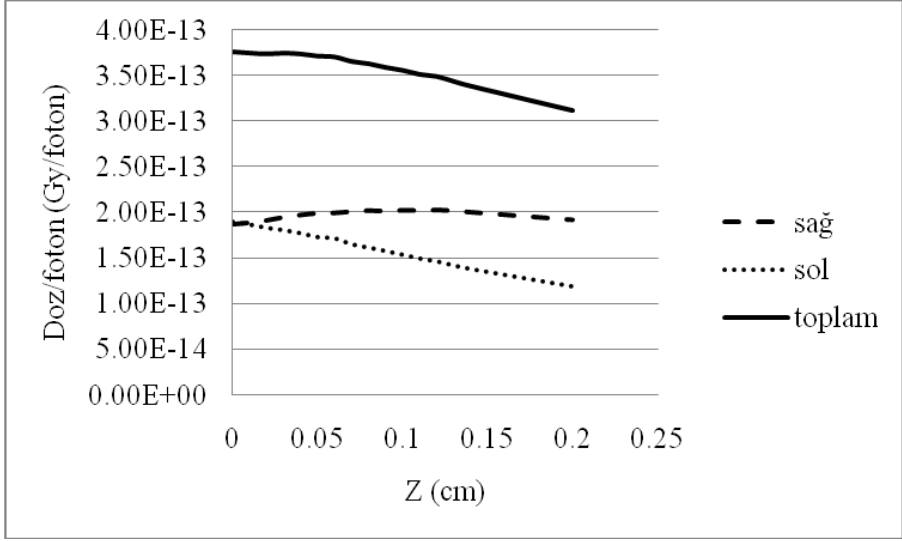


a

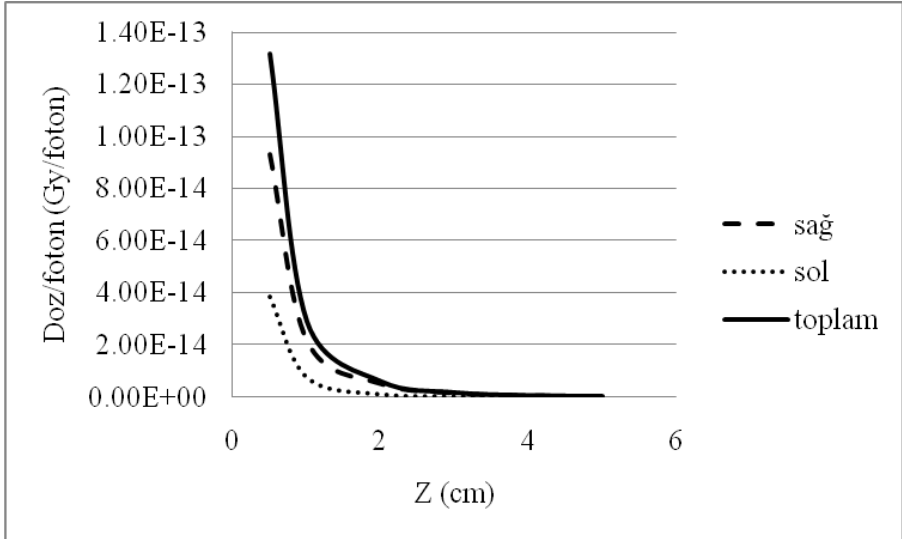


b

Şekil 4.13. $R=0.1\text{cm}$ 'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesince b: kaynak boyunu aşan noktalarda)

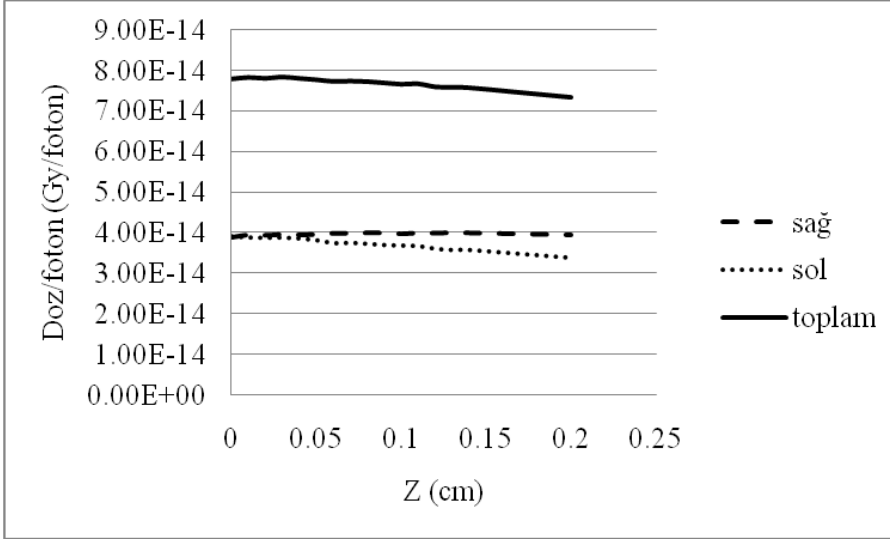


a

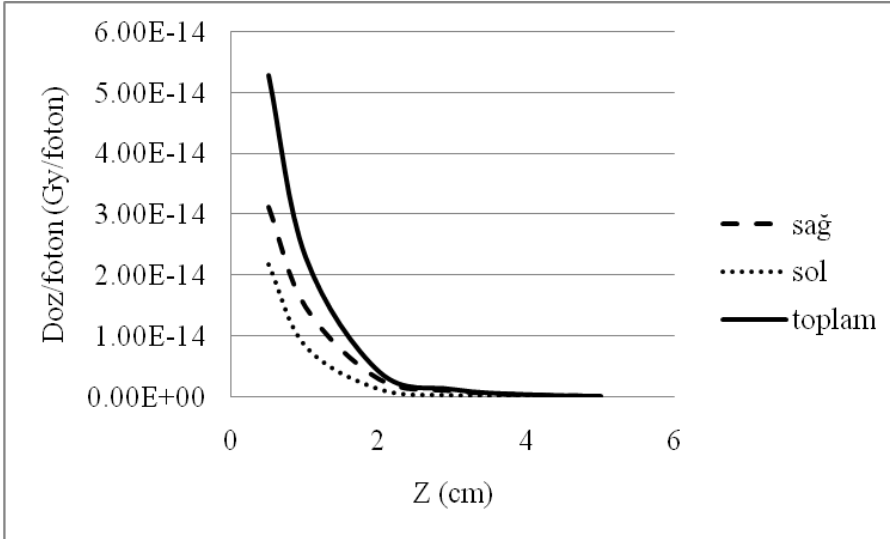


b

Şekil 4.14. $R=0.5\text{cm}$ 'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesinde b: kaynak boyunu aşan noktalarda)

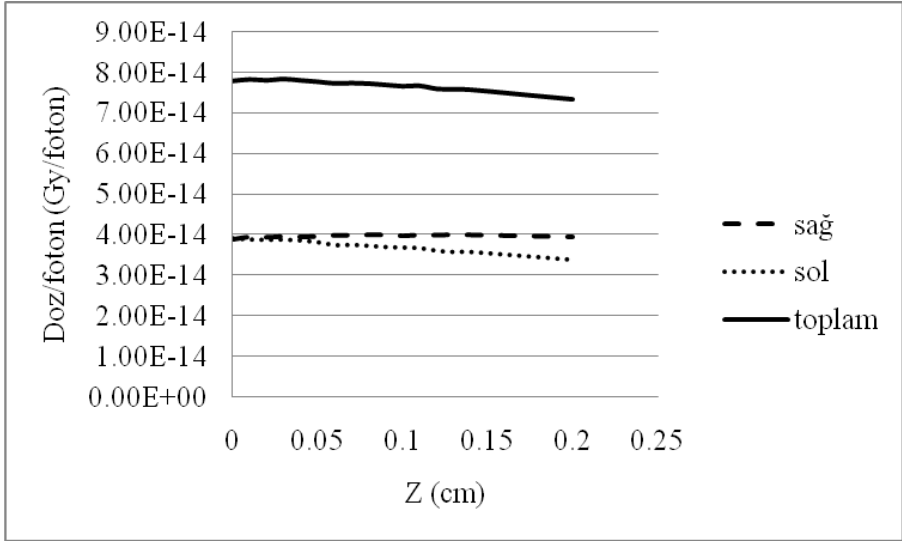


a

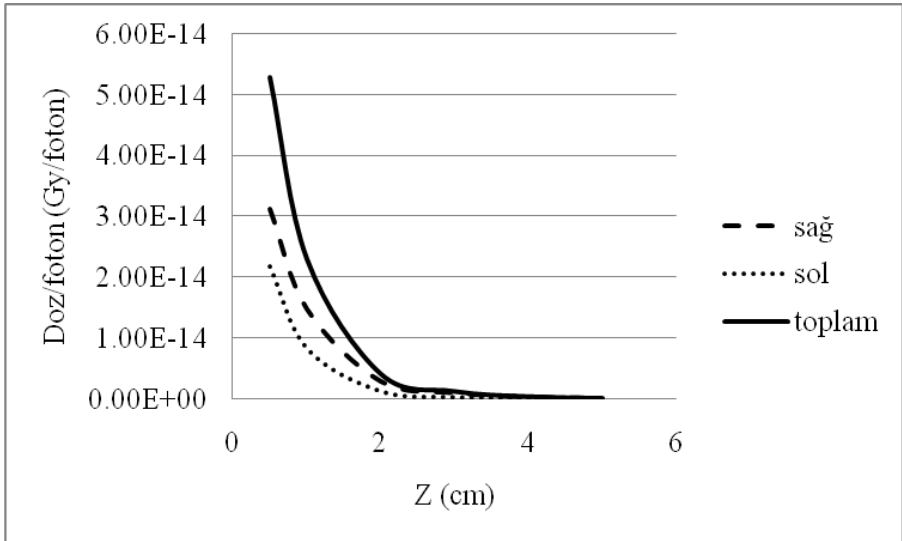


b

Şekil 4.15. R=1cm'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesince b: kaynak boyunu aşan noktalarda)



a



b

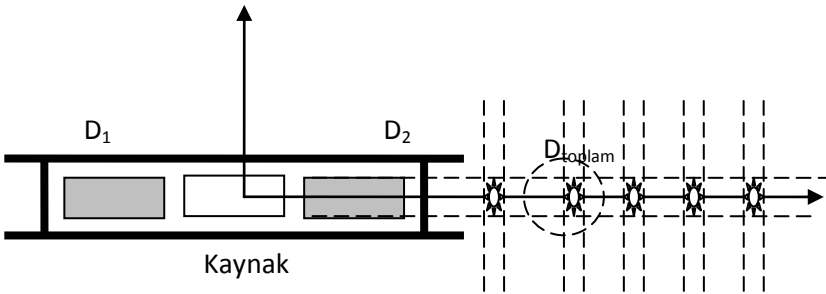
Şekil 4.16. R=2cm'den geçen Z eksenine paralel doğru üzerindeki noktalarda doz dağılımı (a: kaynak boyu mesafesince b: kaynak boyunu aşan noktalarda)

Çalışılan kaynak, R ve Z eksenlerine göre simetrik olduğundan açısal olarak $[0,90]$ bölgesinde hesaplama yapılmıştır. $[90, 180]$ bölgesindeki değerler $[R,-Z]$ 'de bulunan simetrik noktalar için eşit kabul edilmektedir.

0 – 0.2cm Z değerleri arasındaki noktalar kaynağın toplam boyu mesafesindedir. Doz dağılımı bu bölgede çok küçük değişimler göstermekle beraber sıfır eğimli kabul edilebilir (*a grafikleri*). Bu istenen bir durumdur. Kaynak boyunu aşan mesafelerde ise istenildiği ve beklenildiği üzere sert düşüşler görülmektedir (*b grafikleri*).

4.9. ^{103}Pd İçin Sıfır Derecedeki Anizotropi Fonksiyonu

Kaynak ekseninde istenen noktalarda ($R=0$ için) parçacık başına doz hesaplandı.

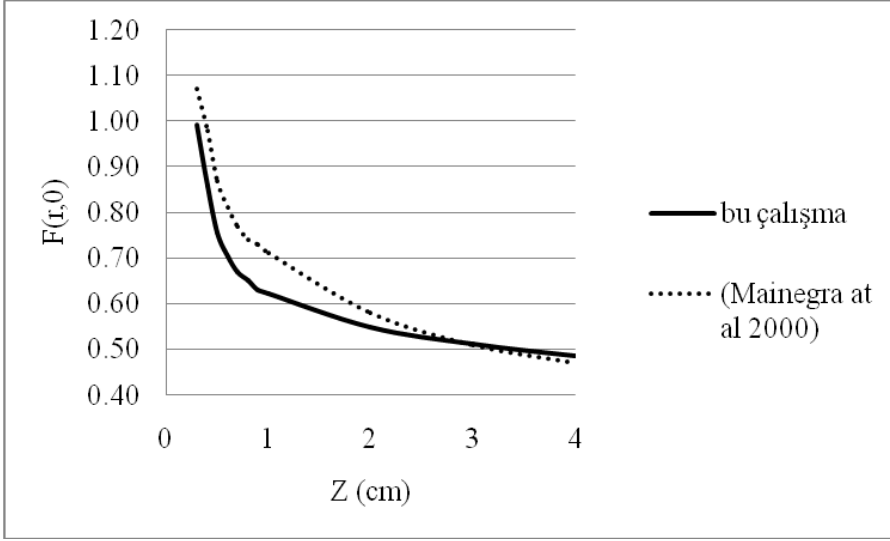


Şekil 4.17. Pd-103 için sıfır derecede anizotropi fonksiyonu hesaplama geometrisi

Yukarıdaki şekildeki noktalarda hesaplanan dozların toplamına sağ kaynaktan gelen katkı en büyüktür sol kaynaktan gelen katkı ihmal edilebilecek kadar azdır. Bunu doz dağılımının grafiğinden rahatça görebiliriz.

Çizelge 4. 20. $\theta=0'$ da $[0,Z]$ üzerindeki noktalarda ^{103}Pd için dozun bileşenleri

R	Sol kaynaktan gelen doz (Gy/foton)	Sağ kaynaktan gelen doz (Gy/foton)	Toplam doz (Gy/foton)
0.3	1.31E-14	2.72E-12	2.73E-12
0.4	1.39E-14	1.16E-12	1.17E-12
0.5	1.39E-14	5.99E-13	6.13E-13
0.6	1.08E-14	3.61E-13	3.71E-13
0.7	7.80E-15	2.38E-13	2.46E-13
0.8	5.77E-15	1.86E-13	1.92E-13
0.9	4.56E-15	1.22E-13	1.27E-13
1	3.75E-15	9.32E-14	9.70E-14
1.5	1.71E-15	2.87E-14	3.04E-14
2	8.77E-16	1.19E-14	1.27E-14
3	2.40E-16	2.79E-15	3.03E-15
4	7.58E-17	8.40E-16	9.16E-16



Şekil 4.18. Pd-103 için 0 derecede hesaplanan anizotropi fonksiyonu değerinin literatür değeri (Mainegra et al. 2000) ile karşılaştırılması

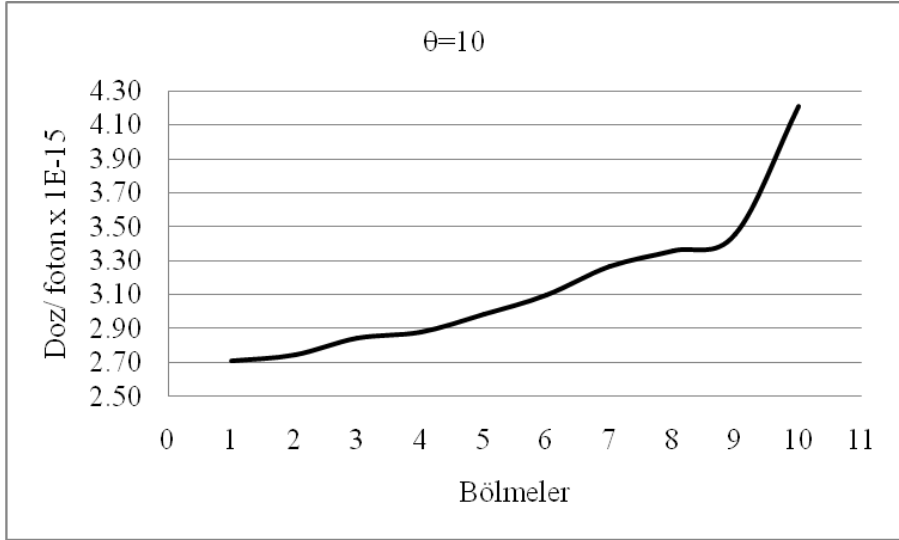
¹⁰³Pd–Theragenic 200 kaynağı için 0 derecede doz değerlerine ait hata oranları ¹²⁵I– Model 6711 kaynağı için yapılan hesaplamaların hata oranlarına kıyasla oldukça düşük çıkmıştır. ¹⁰³Pd için hata oranları simülasyonda foton sayısı artırılarak daha da düşürülebilir.

4.10. Radyoaktif Materyalinin Toplam Doza Diferansiyel Etkileri

Theragenic 200 kaynağında birden fazla radyoaktif materyel mevcuttur fakat Model 6711 gibi kaynaklar tek bir radyoaktif elemana sahiptir. Model 6711 kaynağının radyoaktif silindiri 10 eşit parçaya bölünerek çoklu radyoaktif elemana sahip hale getirildi. Hesaplama EGSnrc-MP kodunda gerçekleştirildi. Bu çalışmada, diğer

mesafelerde de aynı karakteri sergilemesi nedeni ile sadece $r = 3$ cm mesafedeki radyal doz değişimlerinin sonuçları alınmıştır.

R=3cm için açısal dağılımlar:



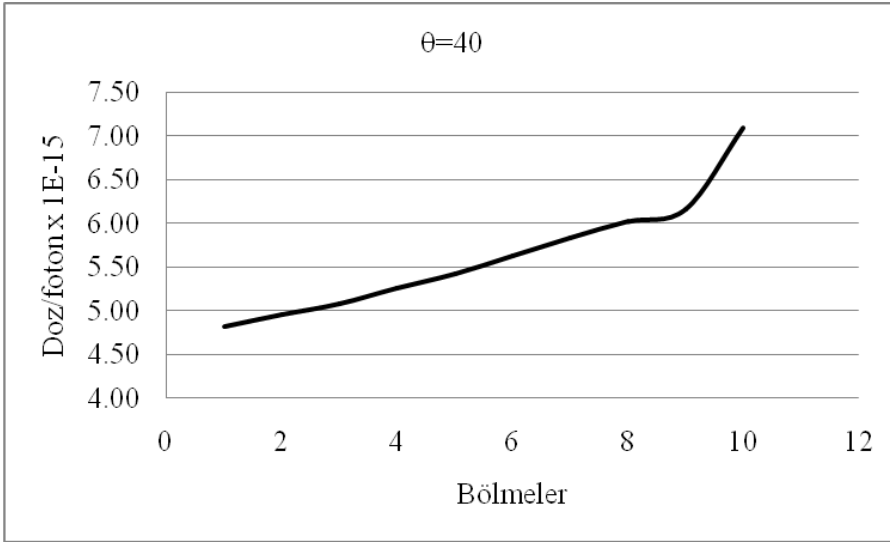
Şekil 4.19. $\theta=10$ derece için kısmi doz değişimi



Şekil 4.20. $\theta=20$ derece için kısmi doz değişimi



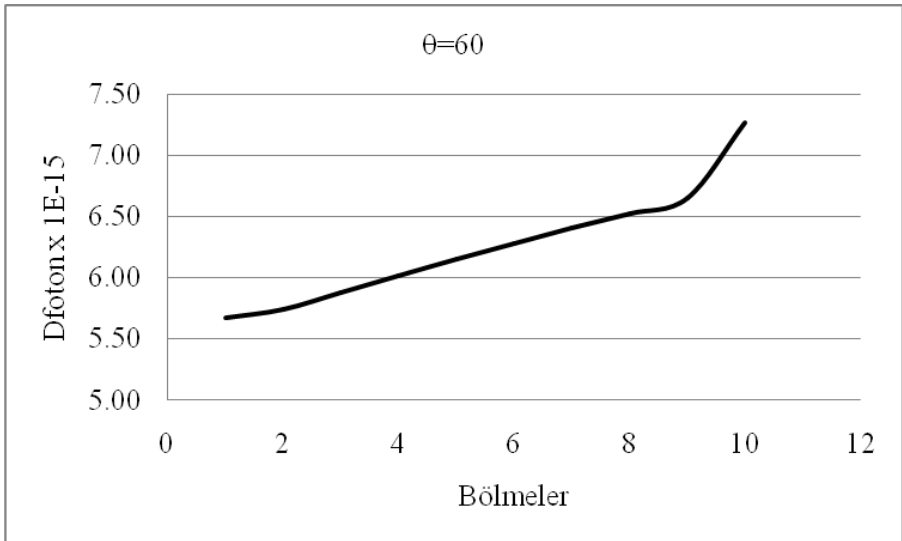
Şekil 4.21. $\theta=30$ derece için kısmi doz değişimi



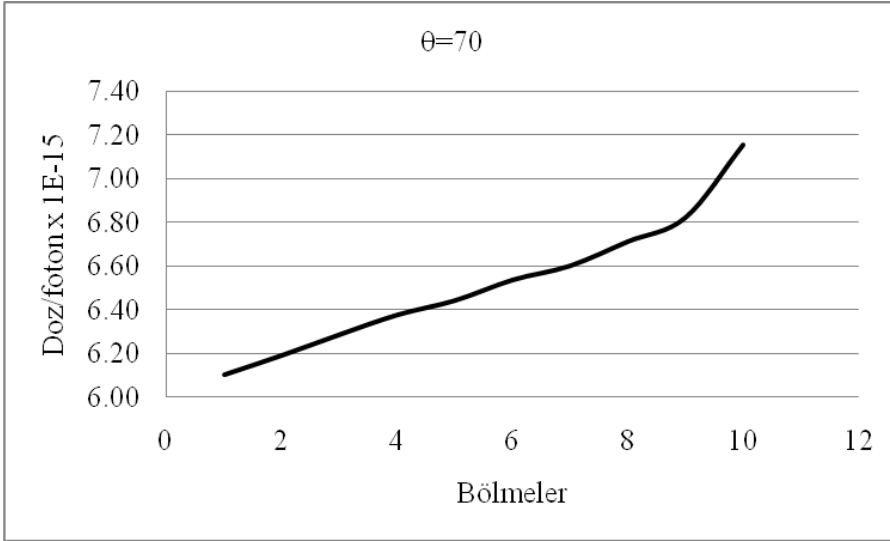
Şekil 4.22. $\theta=40$ derece için kısmi doz değişimi



Şekil 4.23. $\theta=50$ derece için kısmi doz değişimi



Şekil 4.24. $\theta=60$ derece için kısmi doz değişimi



Şekil 4.25. $\theta=70$ derece için kısmi doz değişimi



Şekil 4.26. $\theta=80$ derece için kısmi doz değişimi

Dozimetrik karakteristiklerin hesabında bunu şu şekilde gösterebiliriz:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta).G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2).G(r, \theta)} \quad (4.1)$$

$$\dot{D}(r, \theta) = \sum_i \dot{D}_i(r, \theta) : \quad (4.2)$$

toplam doz, kısmi dozların toplamı olarak yazılacaktır.

Artık Anizotropi fonksiyonu

$$F(r, \theta) = \frac{\sum_i \dot{D}_i(r, \theta).G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2).G(r, \theta)} \rightarrow \quad (4.3)$$

$$F(r, \theta) = \sum_i \frac{\dot{D}_i(r, \theta).G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2).G(r, \theta)} = F(r, \theta) = \sum_i F_i(r, \theta) \quad (4.4)$$

şeklinde olacaktır. Böylece F Anizotropi fonksiyonu F_i kısmi fonksiyonlar şeklinde yazılabilecektir

4.11. İkinci Aşama Çalışmalar

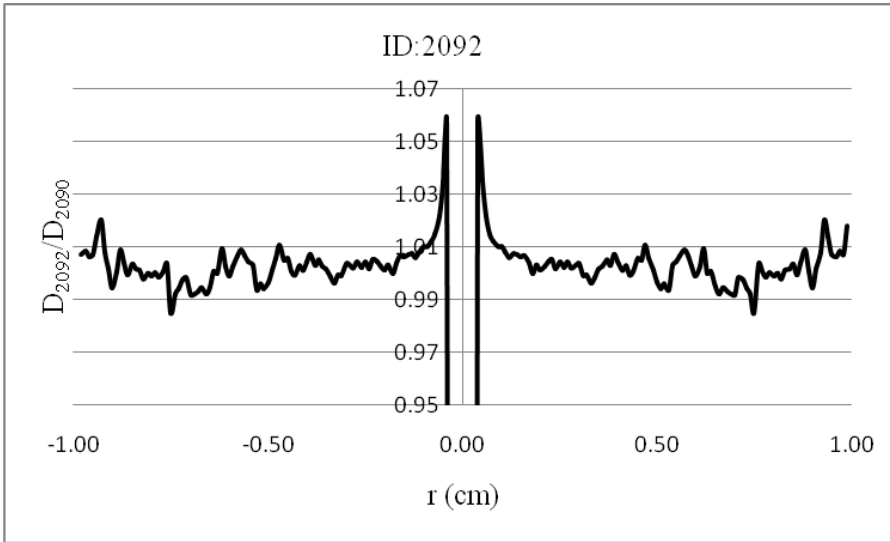
4.11.1. Egs-Mg Çoklu Geometri Paketi İle Simülasyon

Kaynakların geometrik boyutlarındaki farklılaşmaların ve iç elemanlarının konumlarının değişimlerinin doz üzerindeki etkileri incelendi ve doz dağılımlarının normalizasyonları gerçekleştirildi.

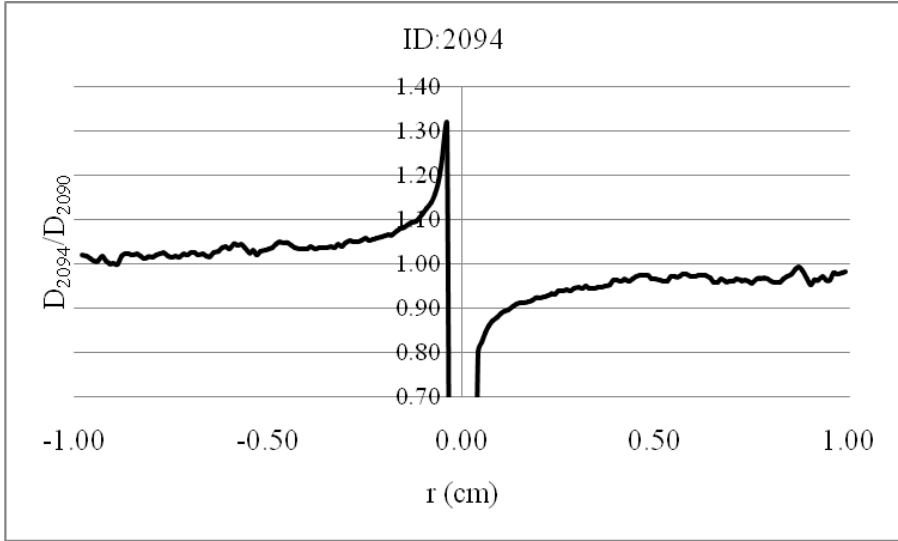
4.11. 2. Kaynak Elemanlarının Hareketinin Doz Üzerine Etkileri

Model 6711 Kaynağı İçin Bulgular

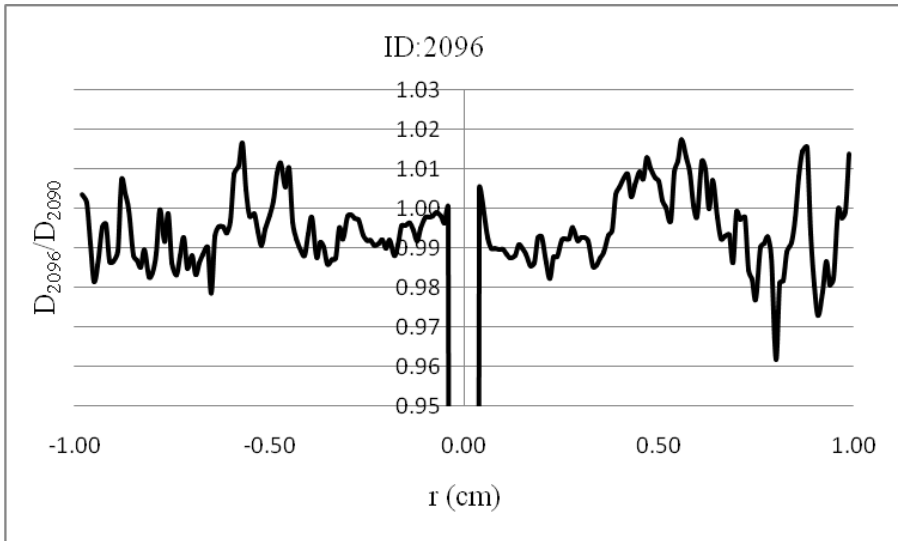
0-1 cm Arasında Doz Hesaplamaları:



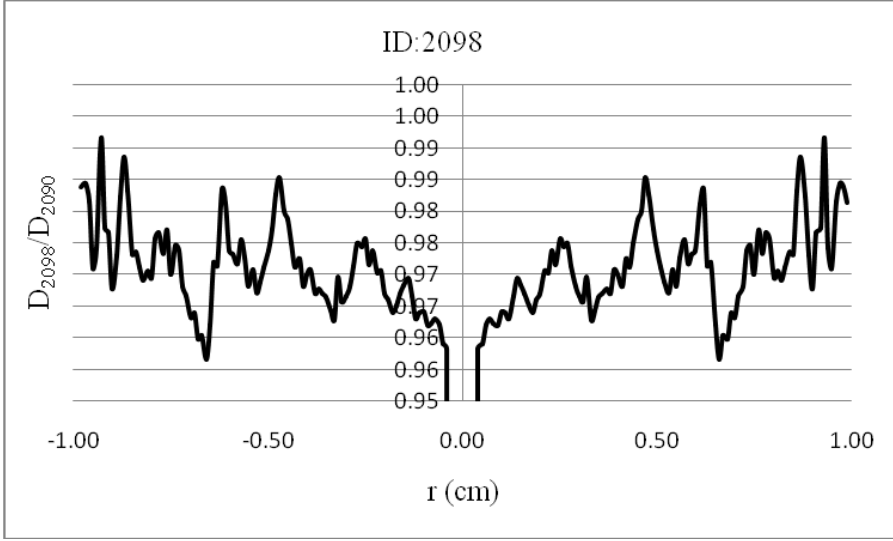
Şekil 4.27. 2092 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



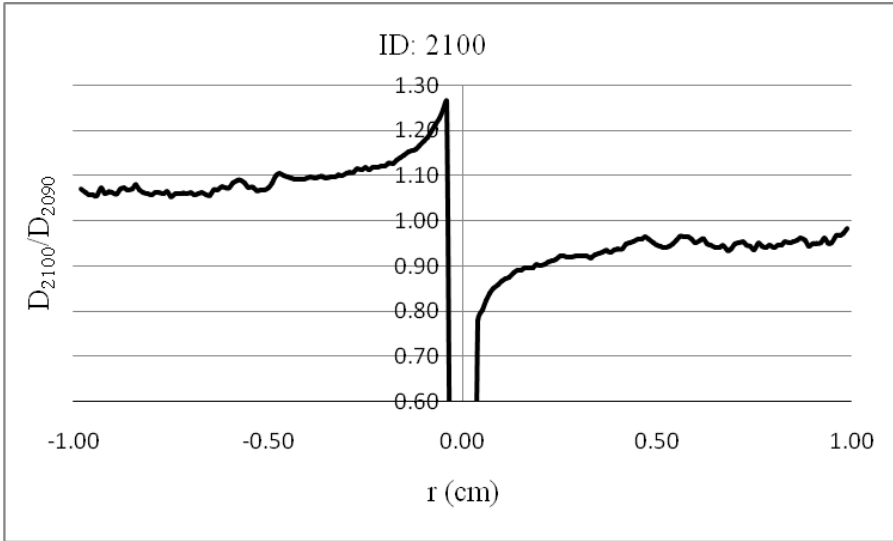
Şekil 4.28. 2094 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.29. 2096 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

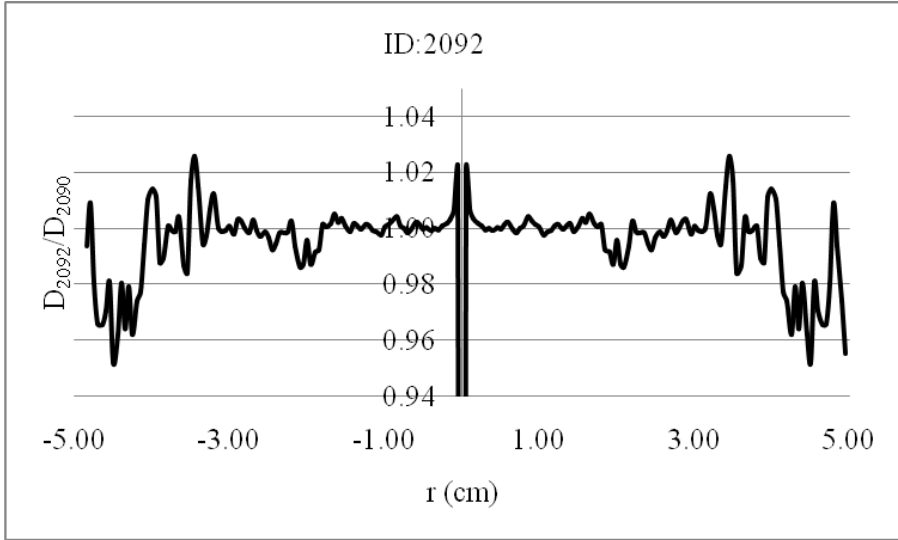


Şekil 4.30. 2098 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

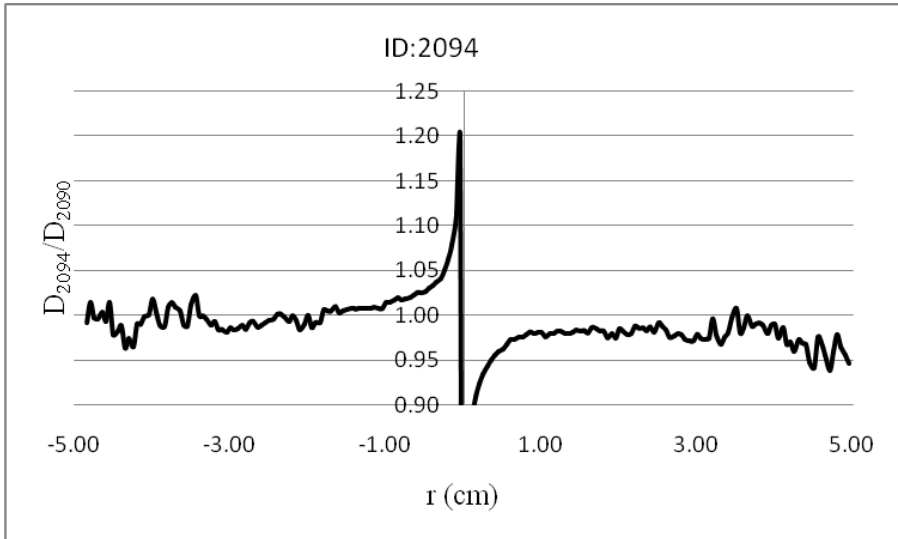


Şekil 4.31. 2100 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

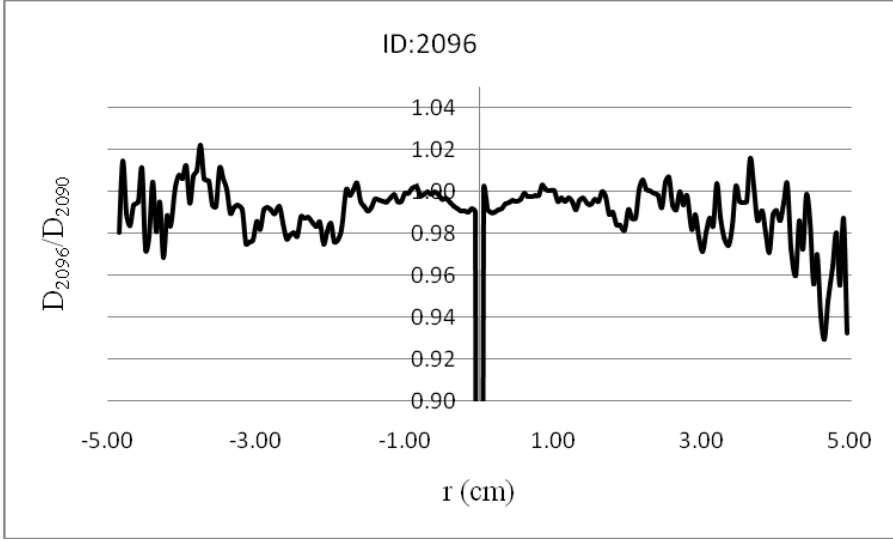
0-5 cm Arasında Doz Hesaplamaları:



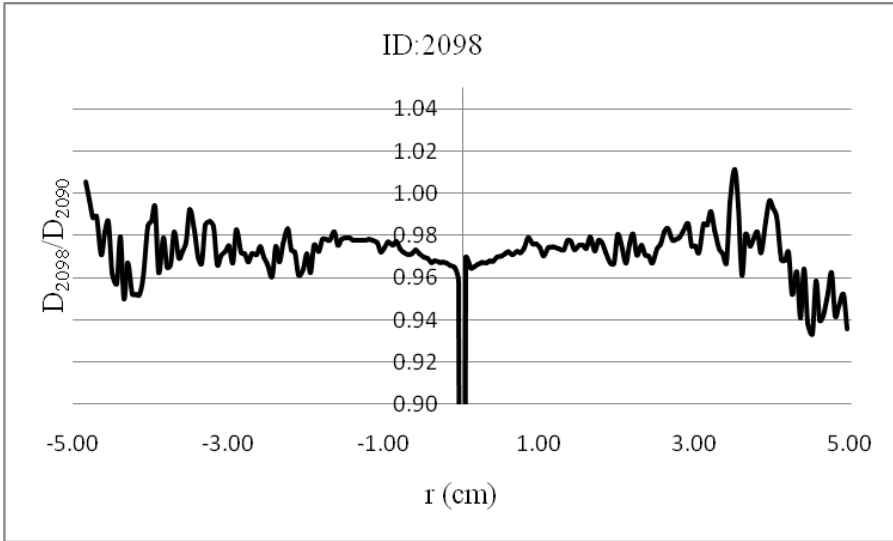
Şekil 4.32. 2092 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



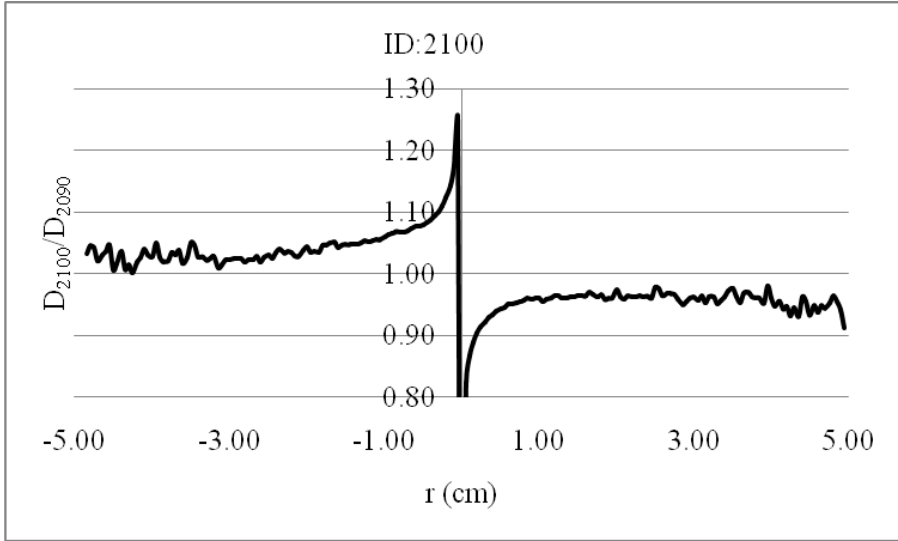
Şekil 4.33. 2094 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



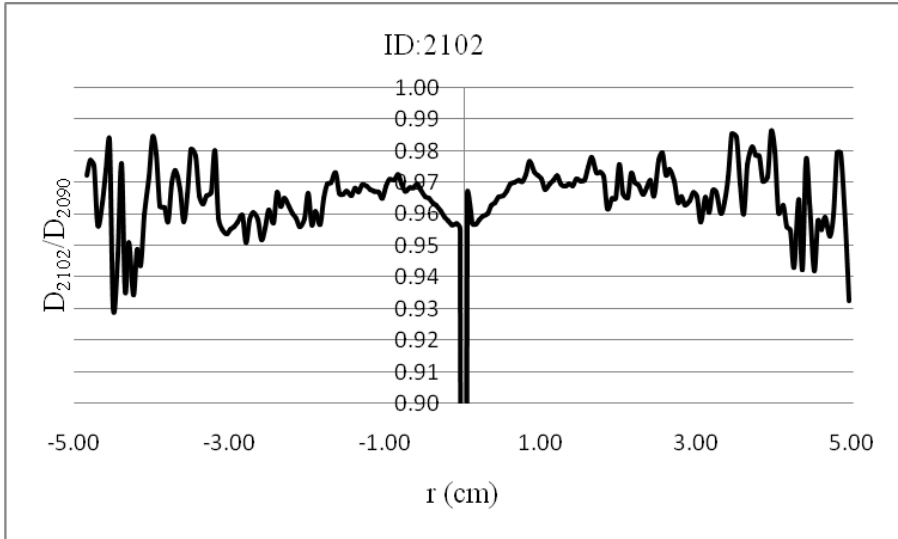
Şekil 4.34. 2096 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.35. 2098 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



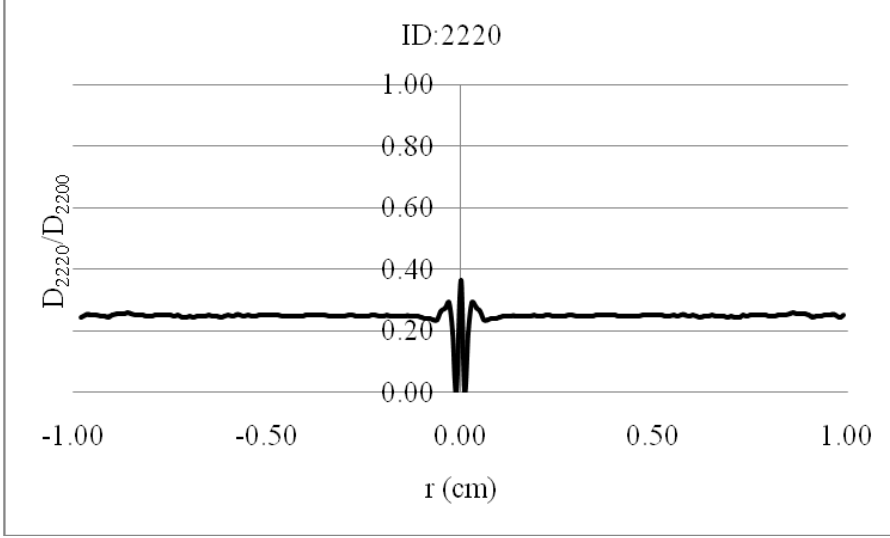
Şekil 4.36. 2100 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



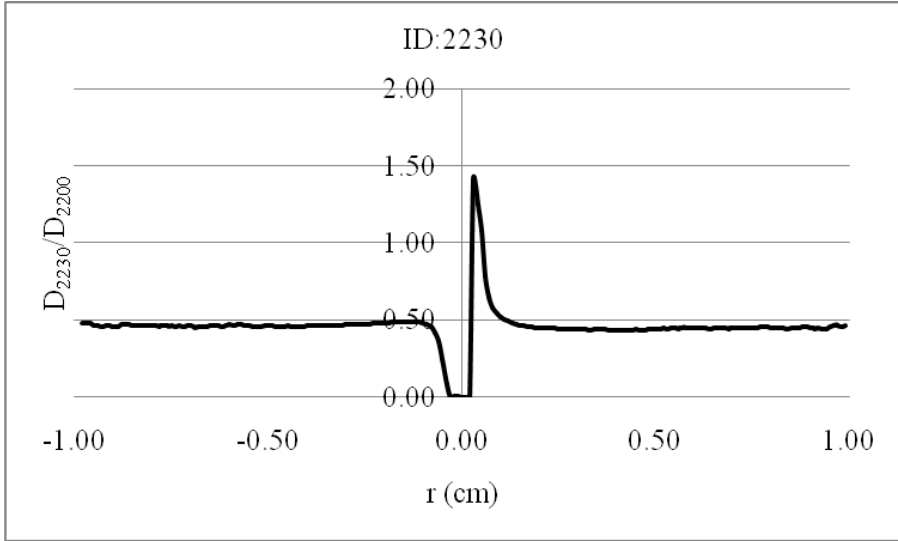
Şekil 4.37. 2102 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

Theragenc 200 Kaynağı İçin Bulgular

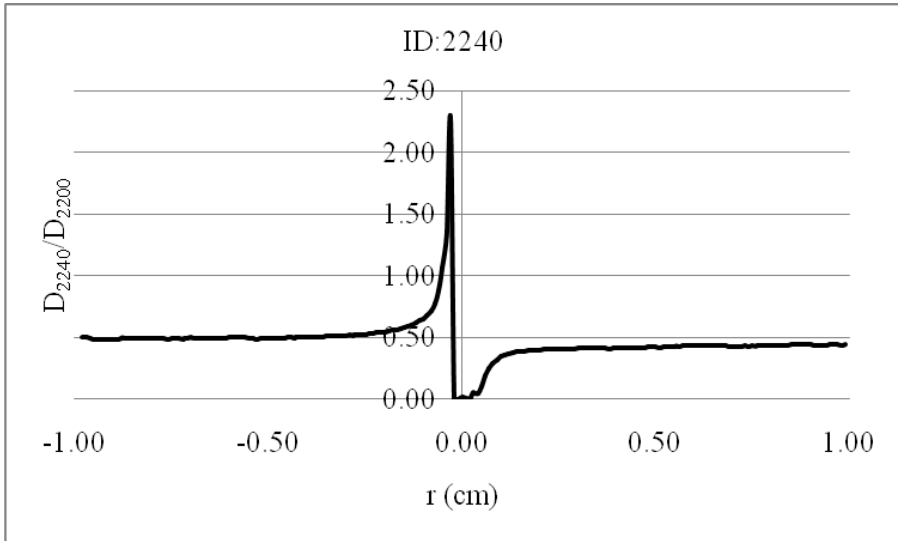
0-1 cm Arasında Doz Hesaplamaları:



Şekil 4.38. 2220 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

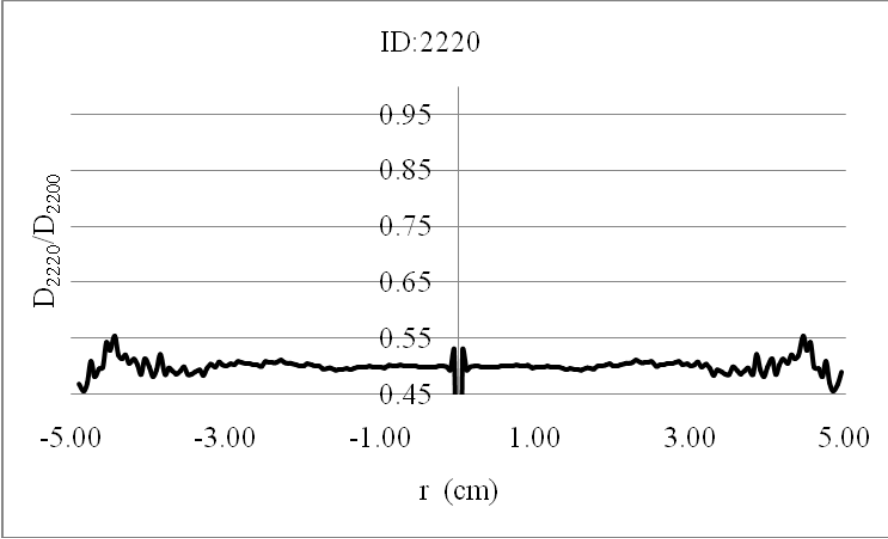


Şekil 4.39. 2230 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

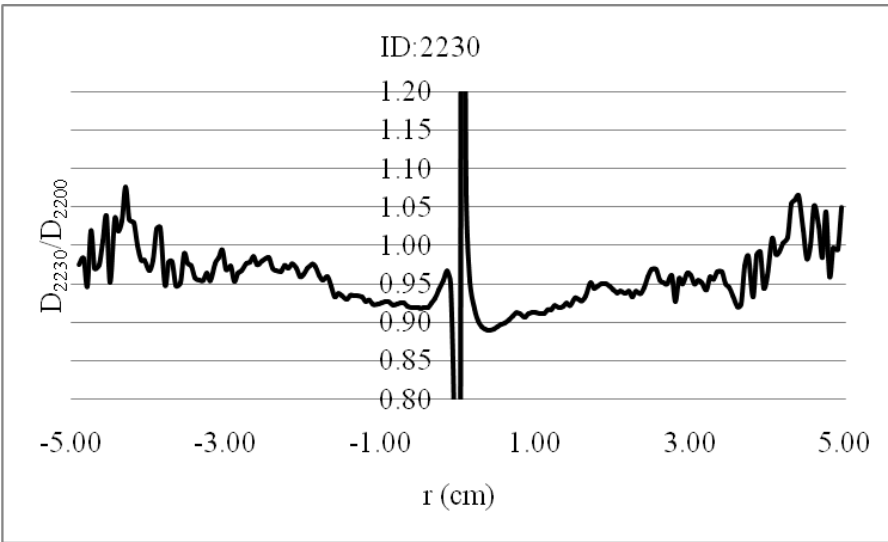


Şekil 4.40. 2240 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

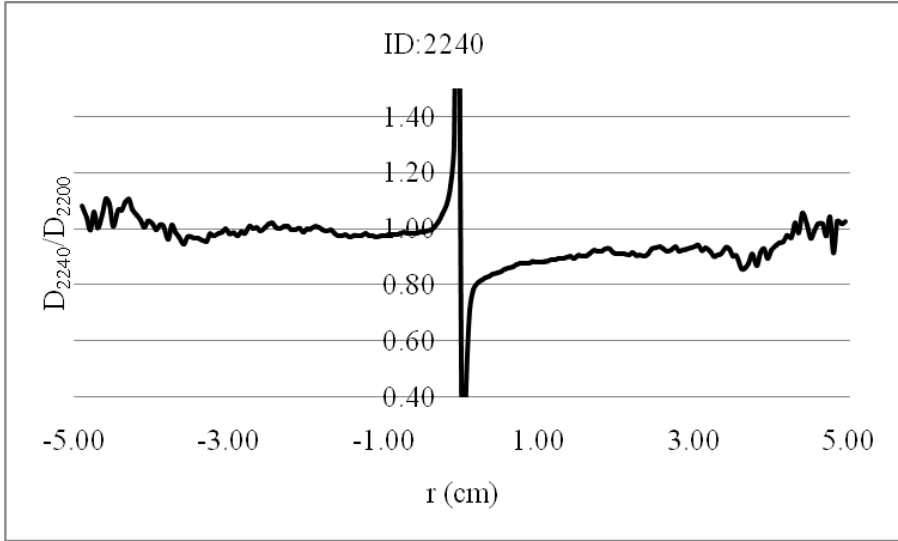
0-5 cm Arasında Doz Hesaplamaları



Şekil 4.41. 2220 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



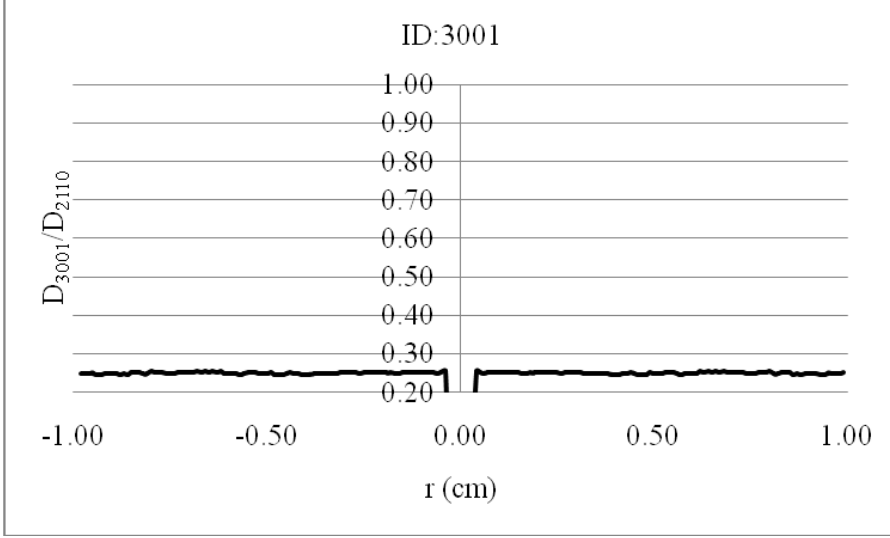
Şekil 4.42. 2230 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



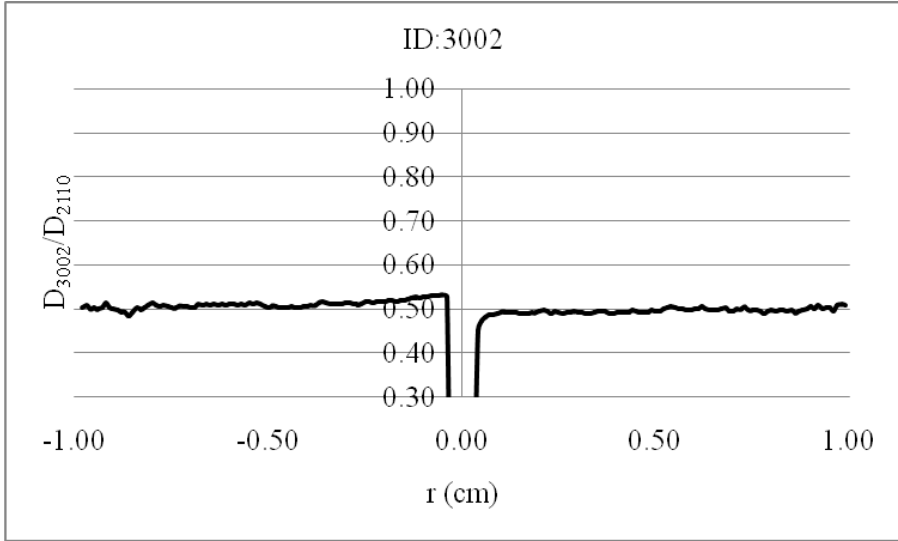
Şekil 4.43. 2240 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

Imagyn Seed Kaynağı İçin Bulgular

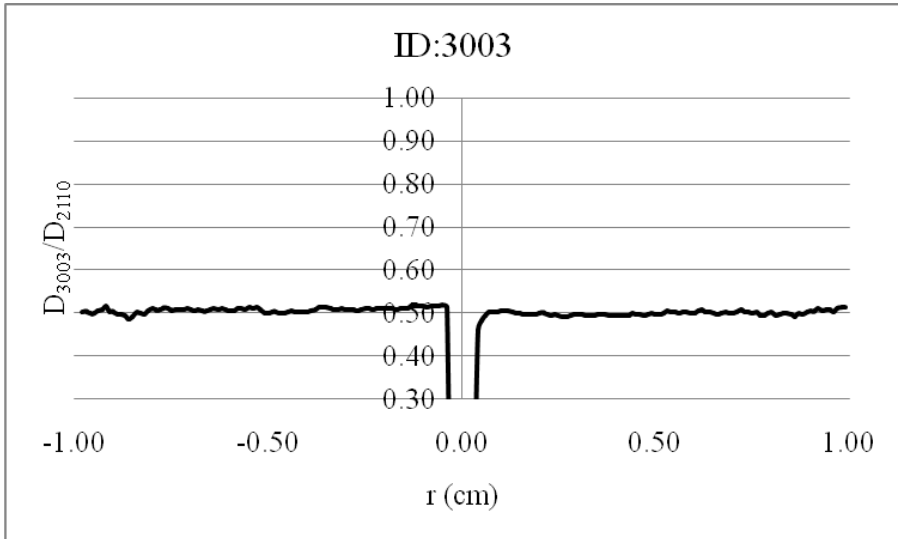
0-1 cm Arasında Doz Hesaplamaları:



Şekil 4.44. 3001 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

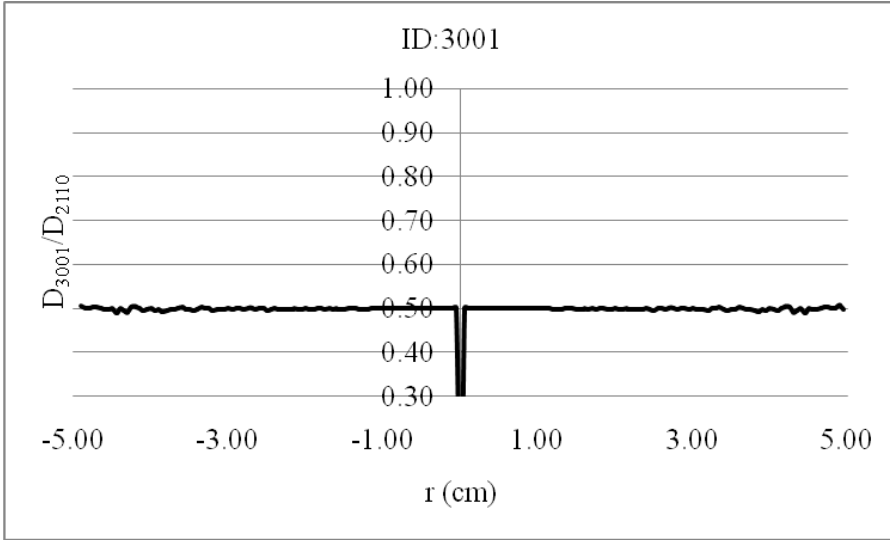


Şekil 4.45. 3002 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

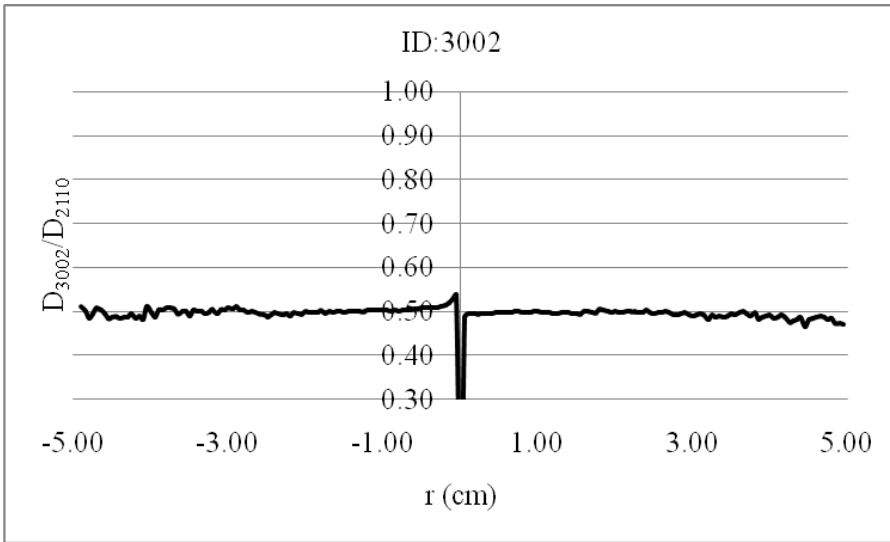


Şekil 4.46. 3003 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

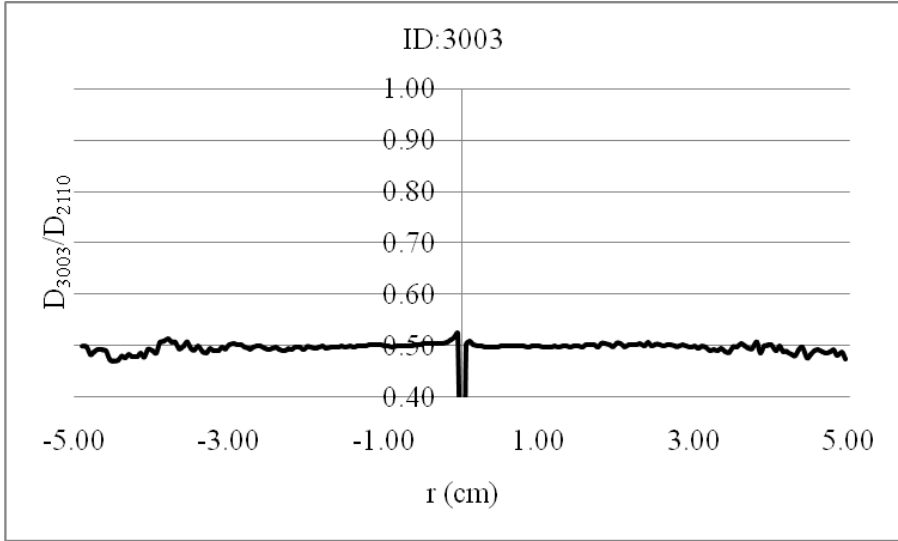
0-5 cm Arasında Doz Hesaplamaları



Şekil 4.47. 3001 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.48. 3002 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



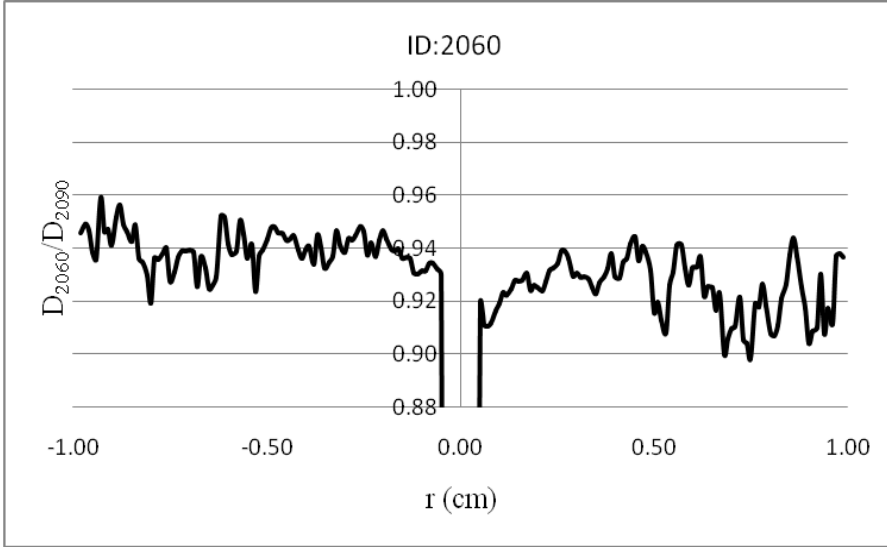
Şekil 4.49. 3003 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

4.11.3. Kaynakların Ve Bileşenlerinin Boyutlarındaki Değişimin Doz Üzerindeki Etkileri

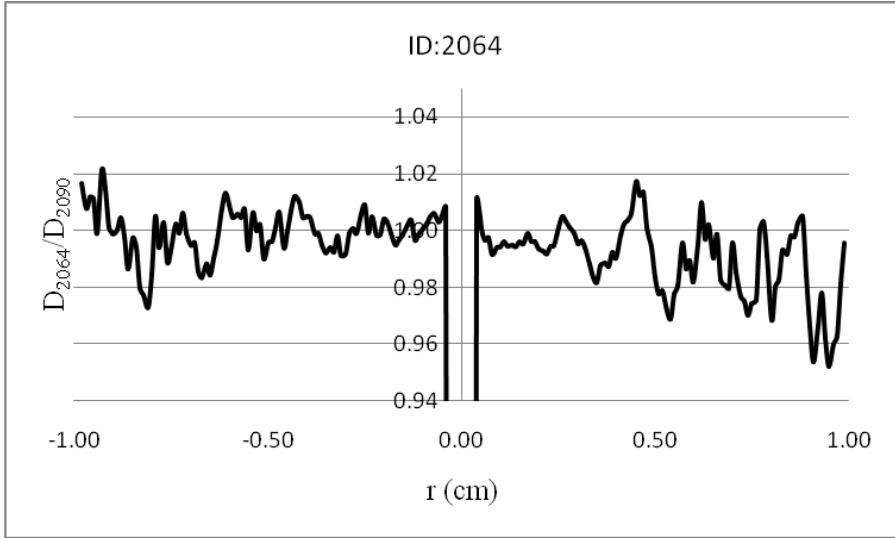
Kaynak kapsülünün kalınlığı ve uzunluğunda, marker ve radyoaktif elemanın çaplarında ve uzunluklarında %5'lik değişiklikler meydana getirildi. Bu değişimleri içeren varyasyon kaynakların bıraktığı dozlar orjinal kaynak ile elde edilen doz değerine oranlandı.

Model 6711 Kaynağı İçin Bulgular

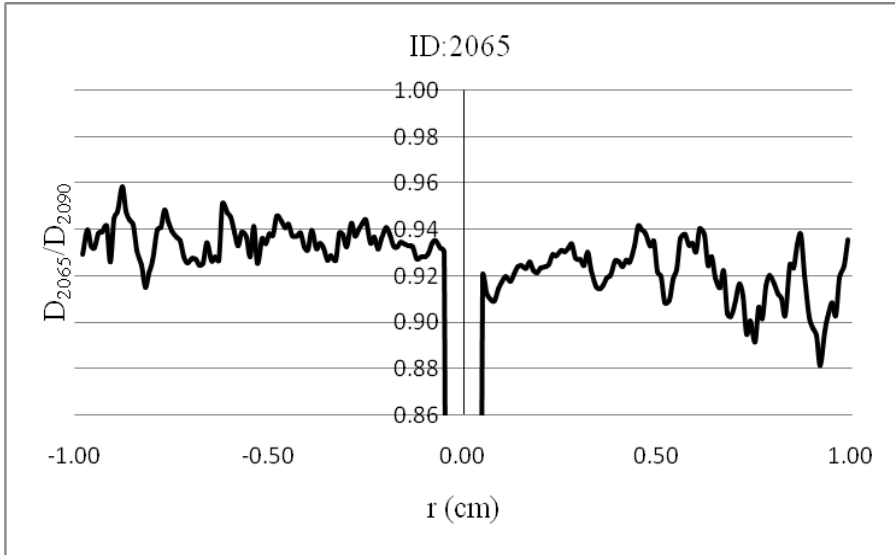
0-1 cm Arasında Doz Hesaplamaları:



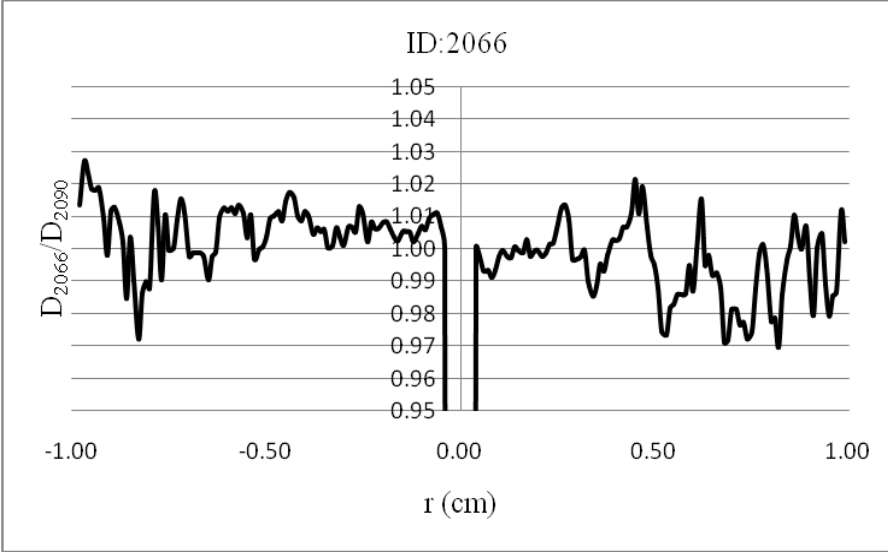
Şekil 4.50. 2060 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



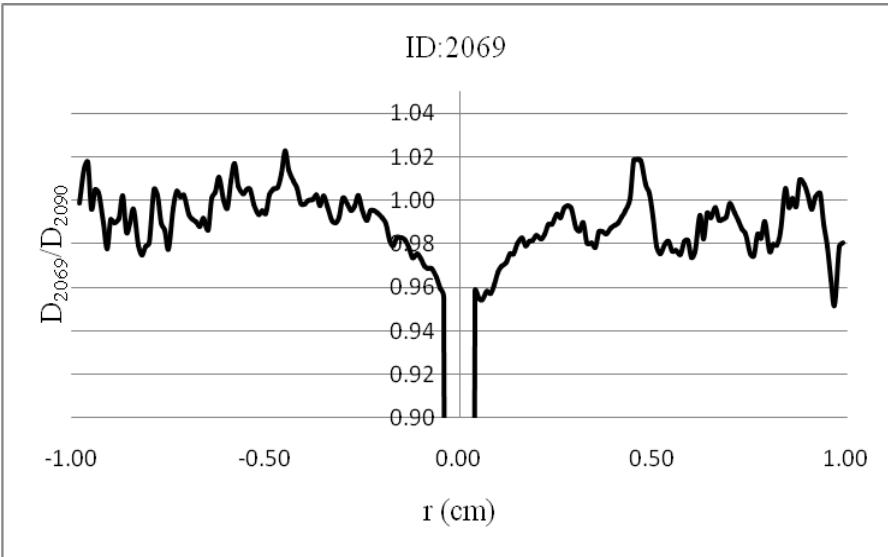
Şekil 4.51. 2064 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



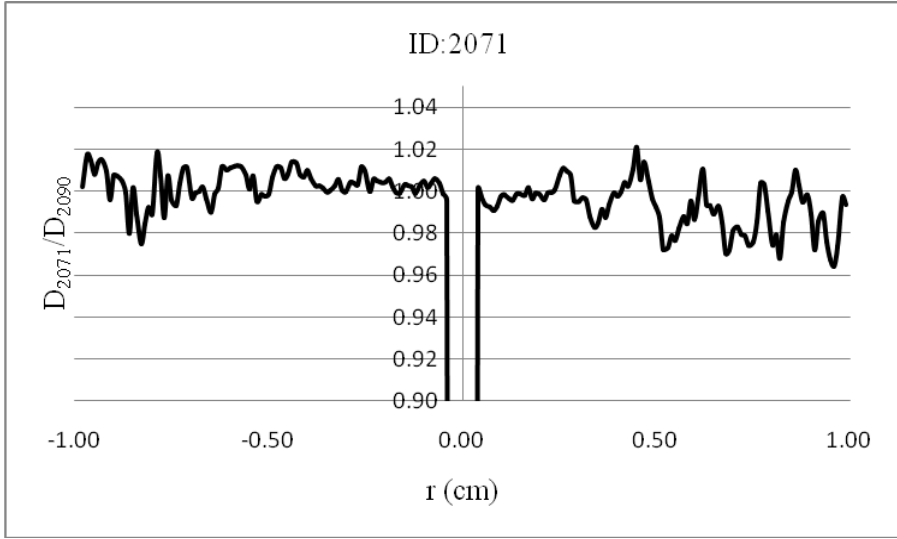
Şekil 4.52. 2065 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



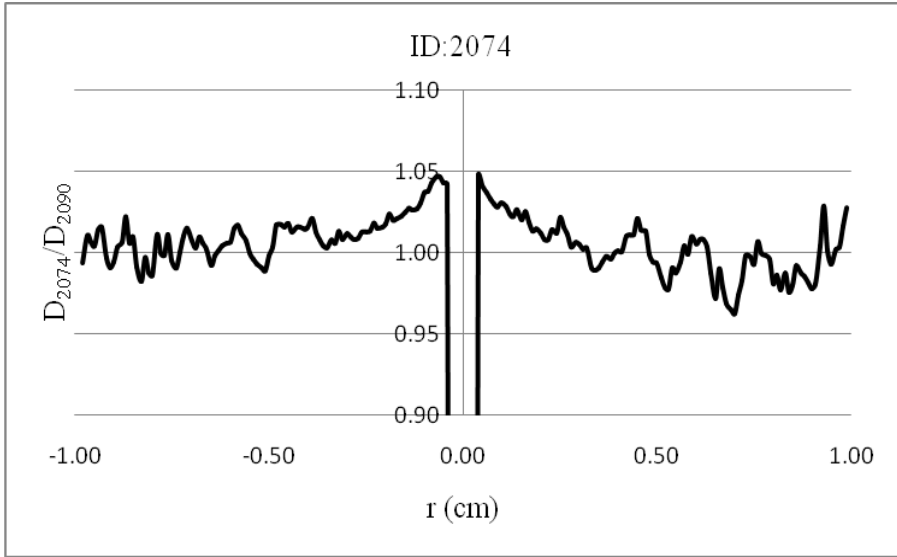
Şekil 4.53. 2066 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



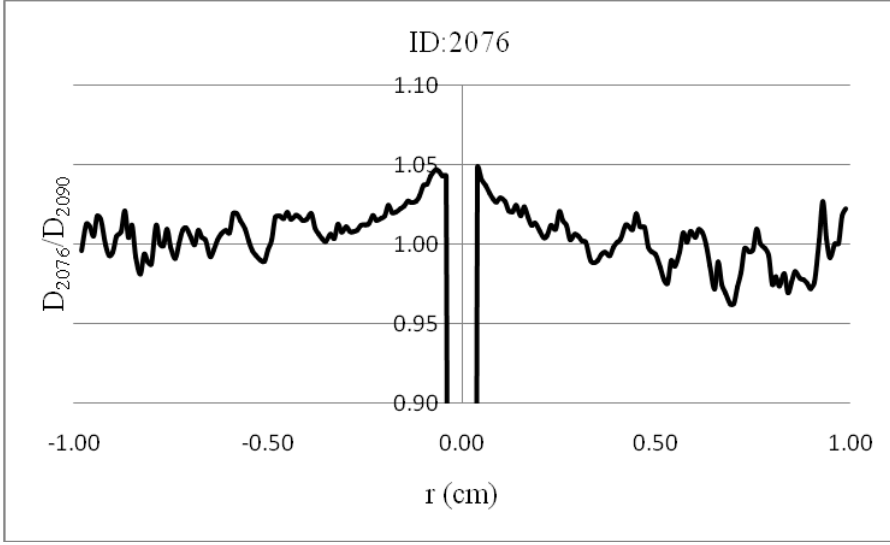
Şekil 4.54. 2069 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



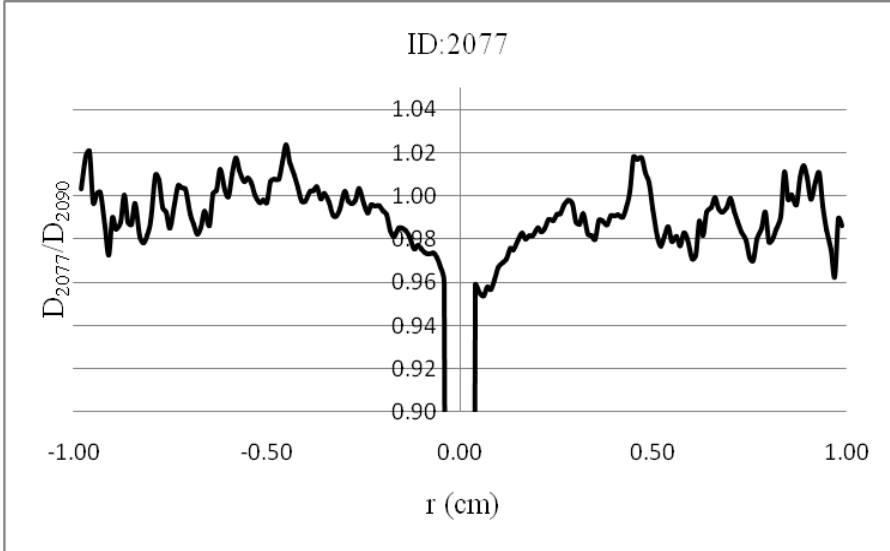
Şekil 4.55. 2071 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.56. 2074 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

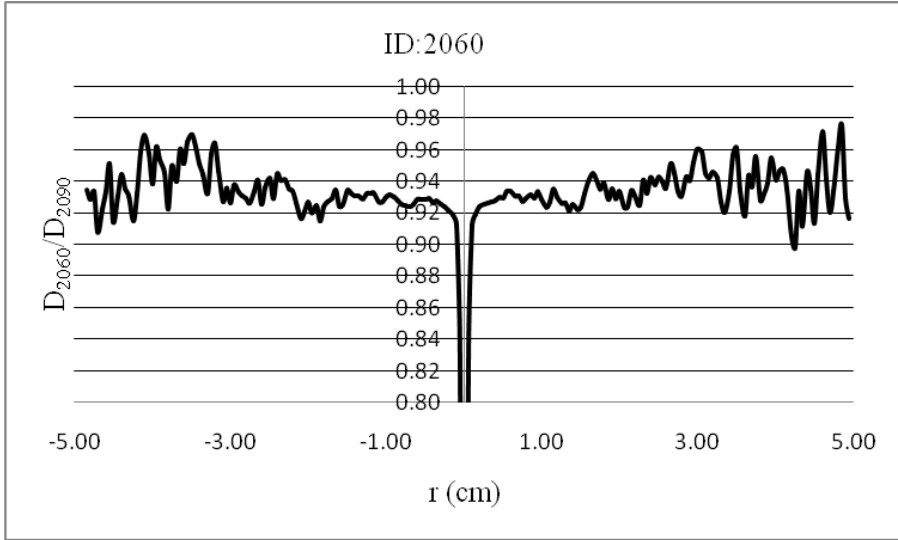


Şekil 4.57. 2076 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

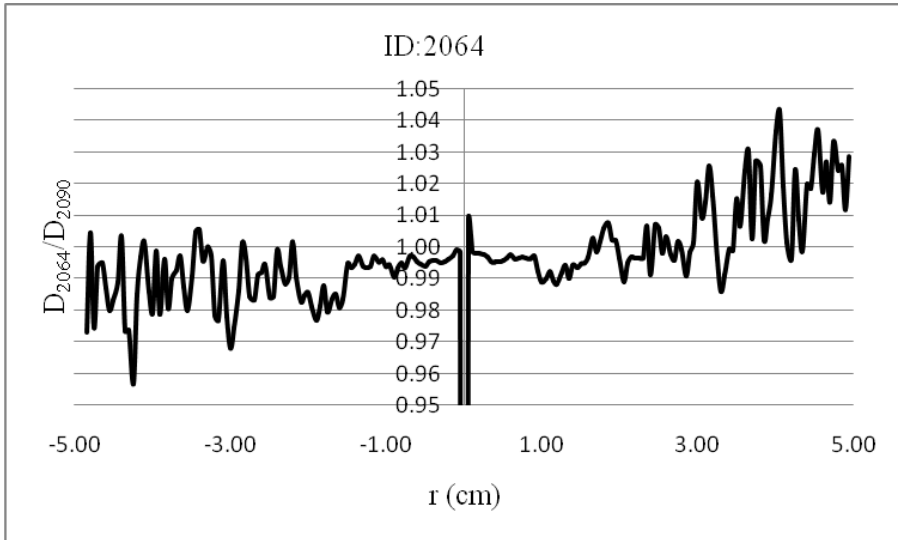


Şekil 4.58. 2077 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

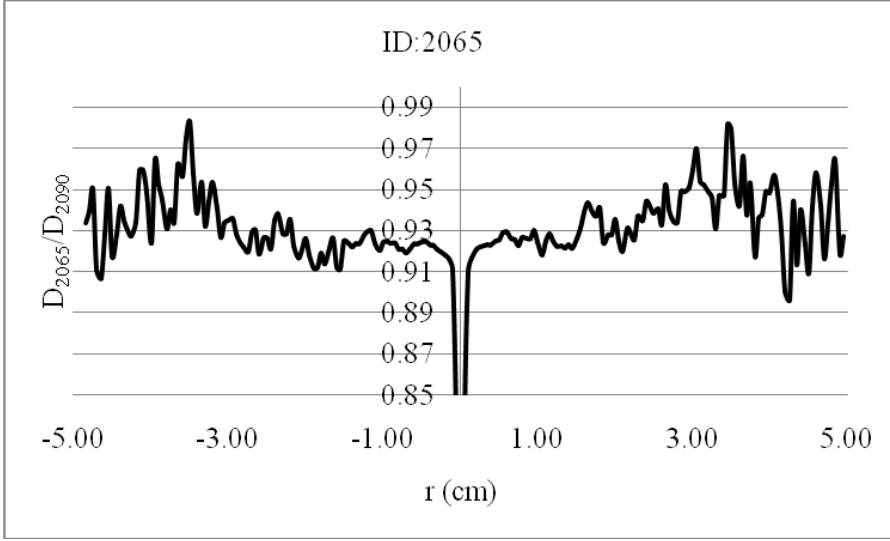
0-5 cm Arası Doz Hesaplamaları



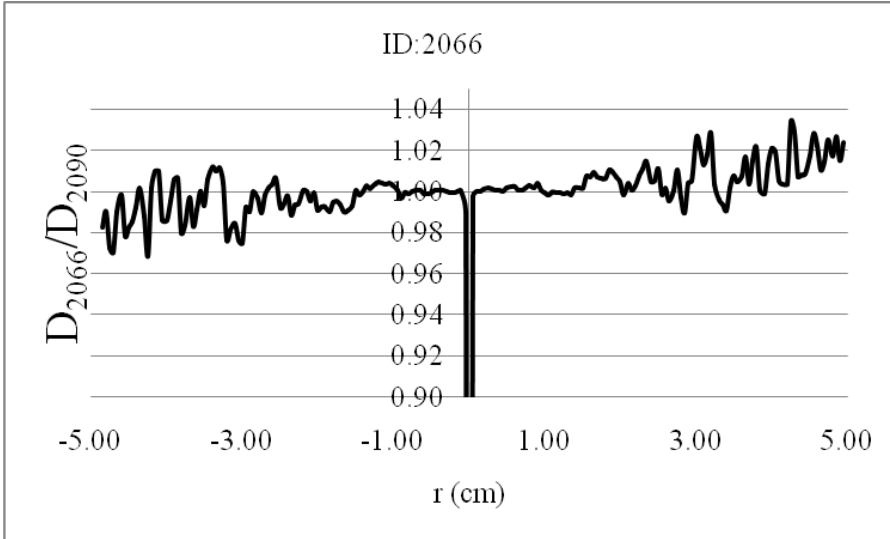
Şekil 4.59. 2060 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



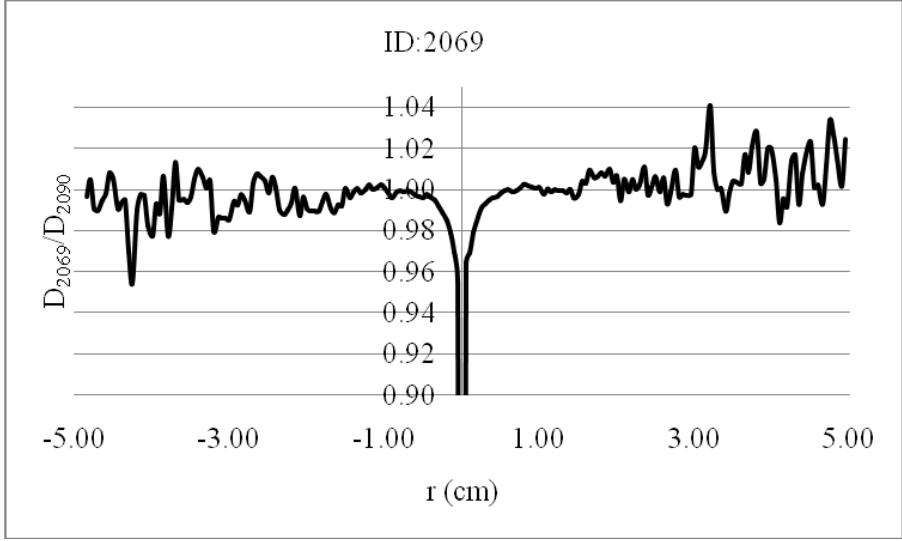
Şekil 4.60. 2064 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



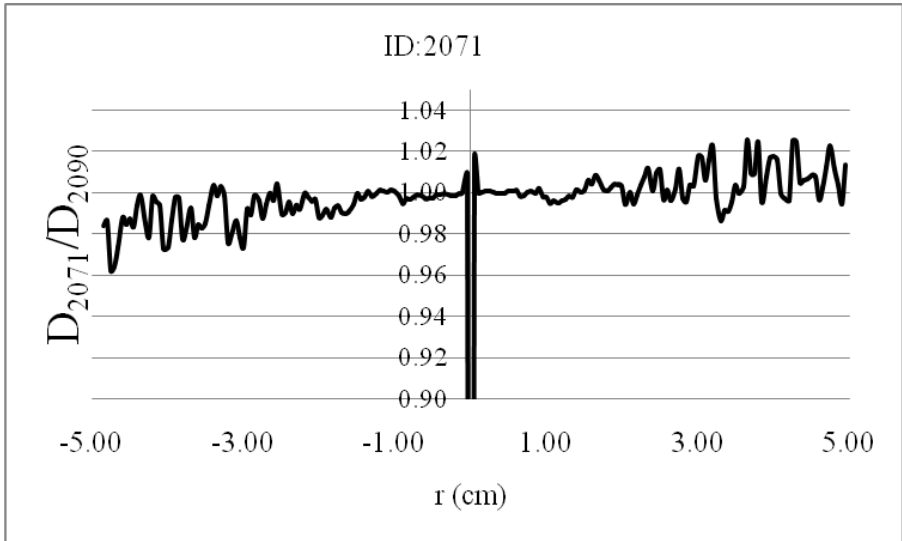
Şekil 4.61. 2065 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



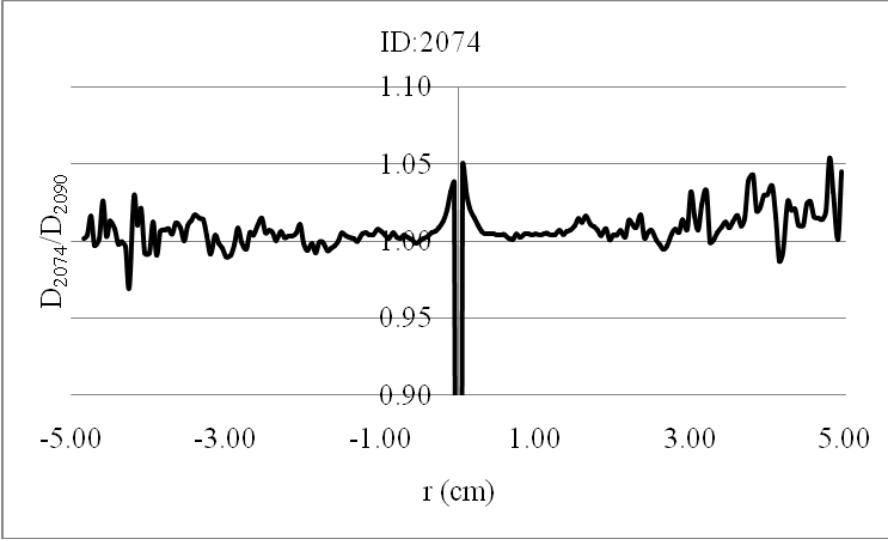
Şekil 4.62. 2066 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



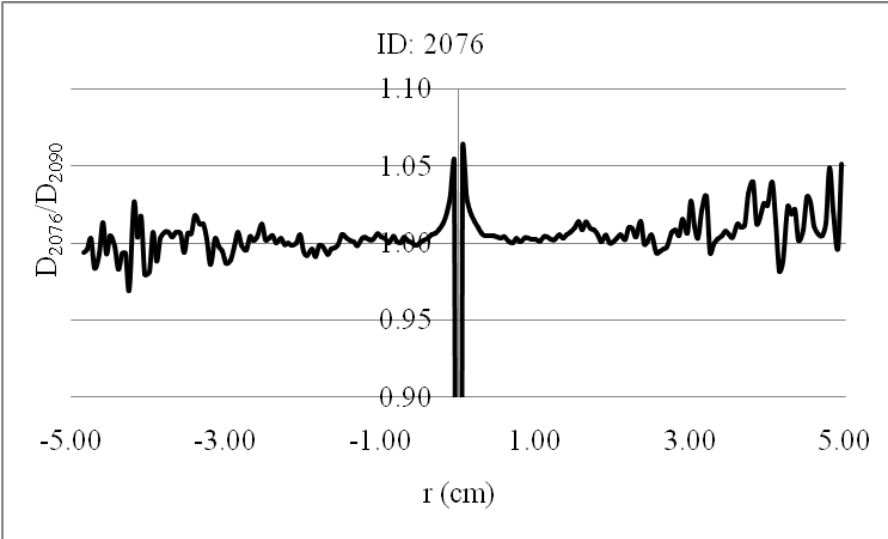
Şekil 4.63. 2069 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



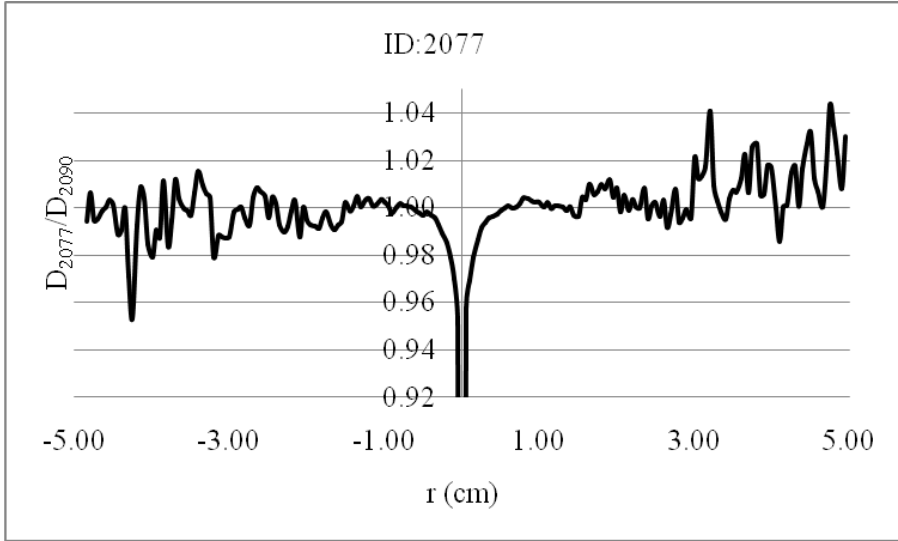
Şekil 4.64. 2071 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.65. 2074 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

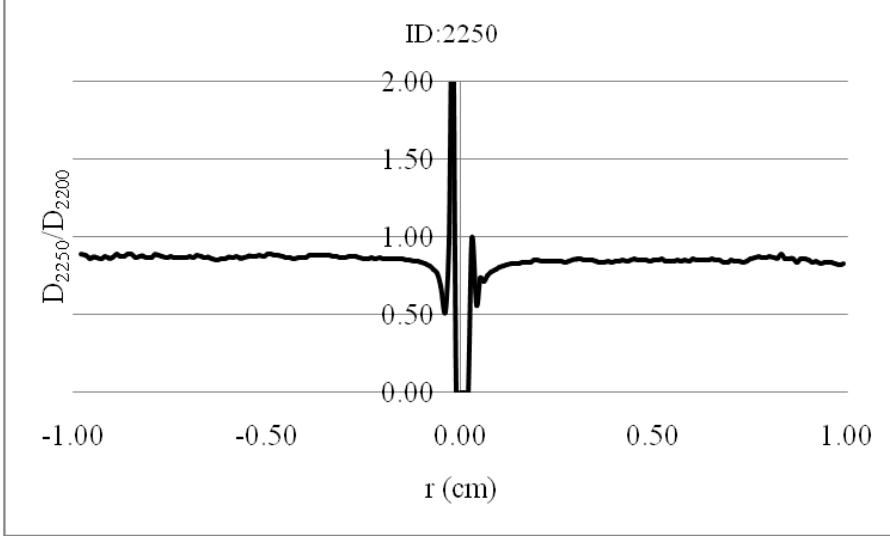


Şekil 4.66. 20676 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

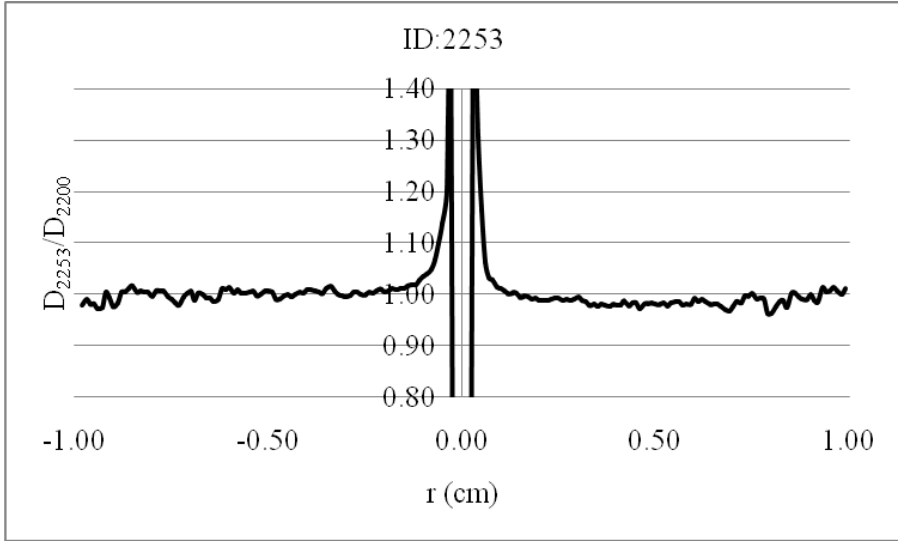


Şekil 4.67. 2077 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2090 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

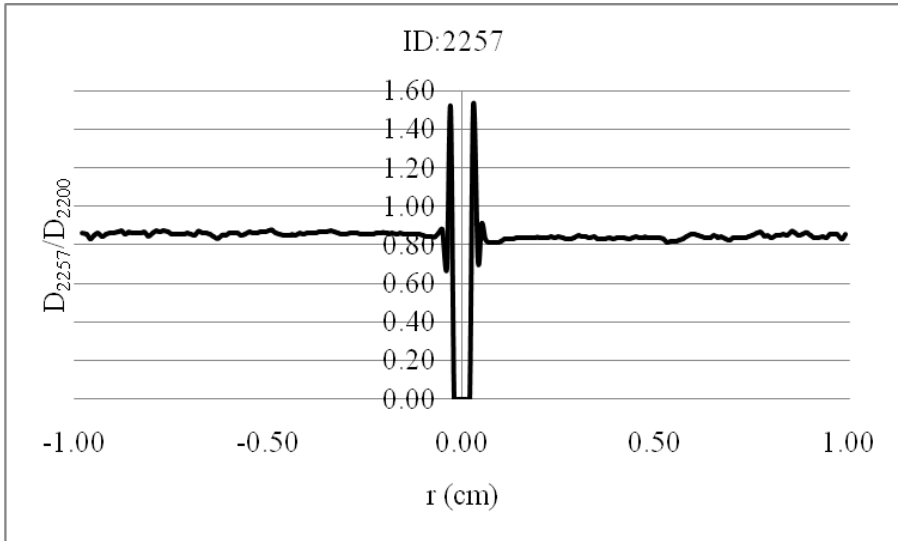
Theragenic 200 Kaynağı İçin Bulgular (0-1cm Arasında Doz Hesaplamaları)



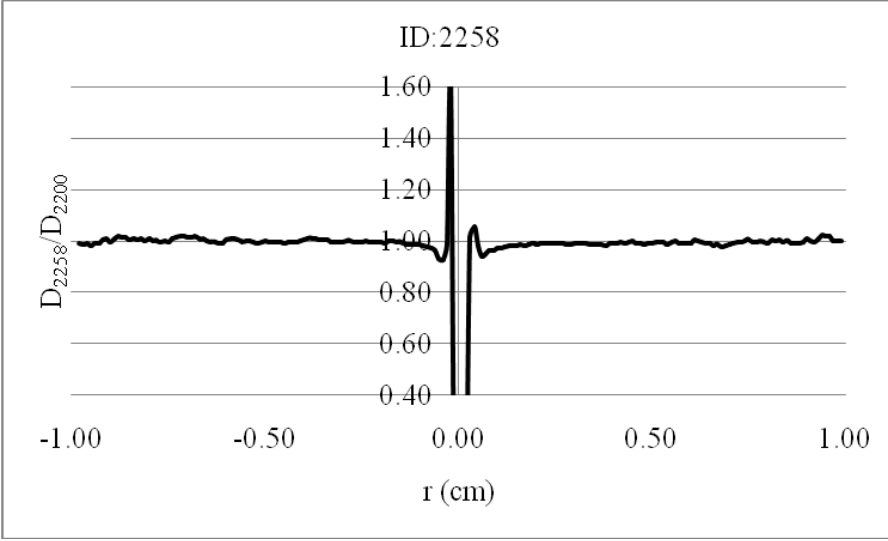
Şekil 4.68. 2250 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



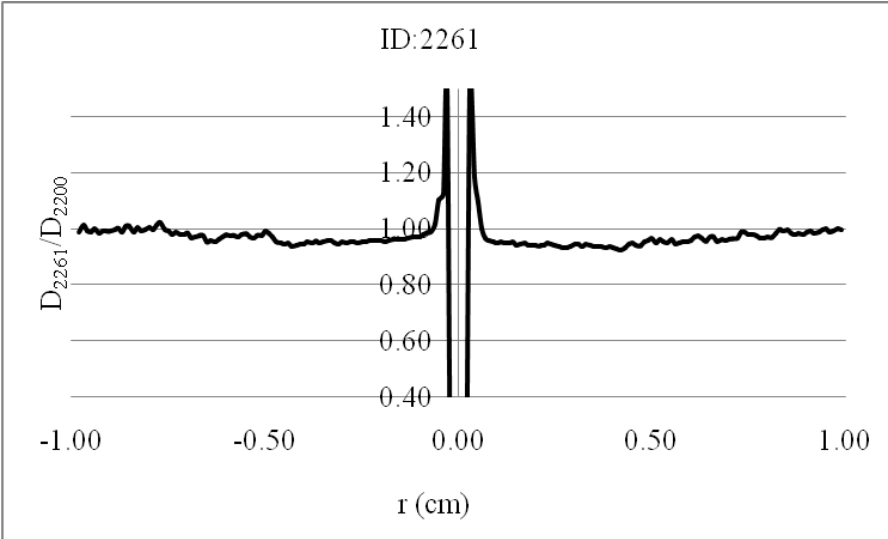
Şekil 4.69. 2253 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



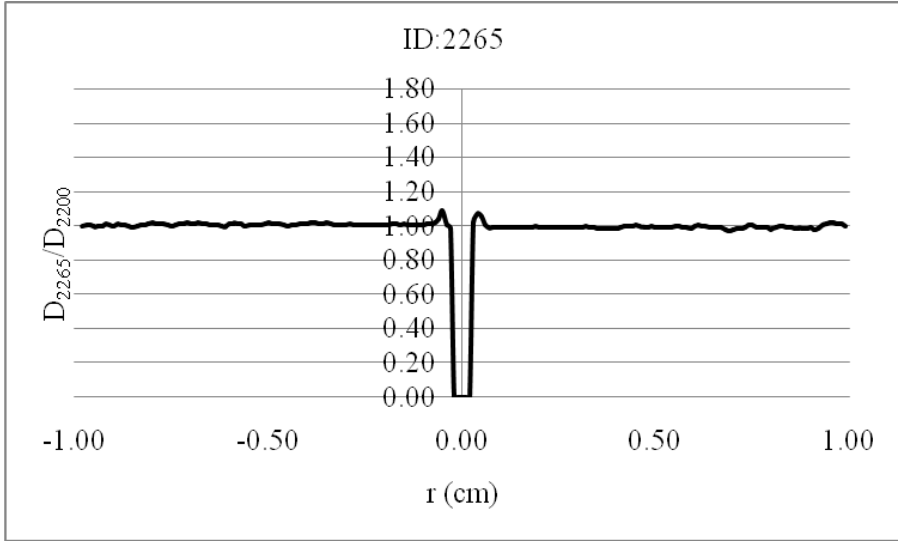
Şekil 4.70. 2257 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



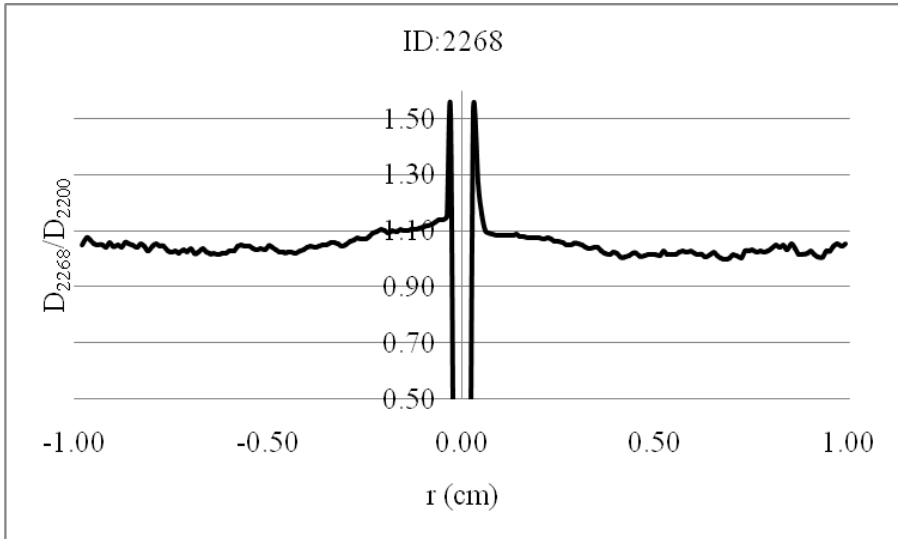
Şekil 4.71. 2258 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



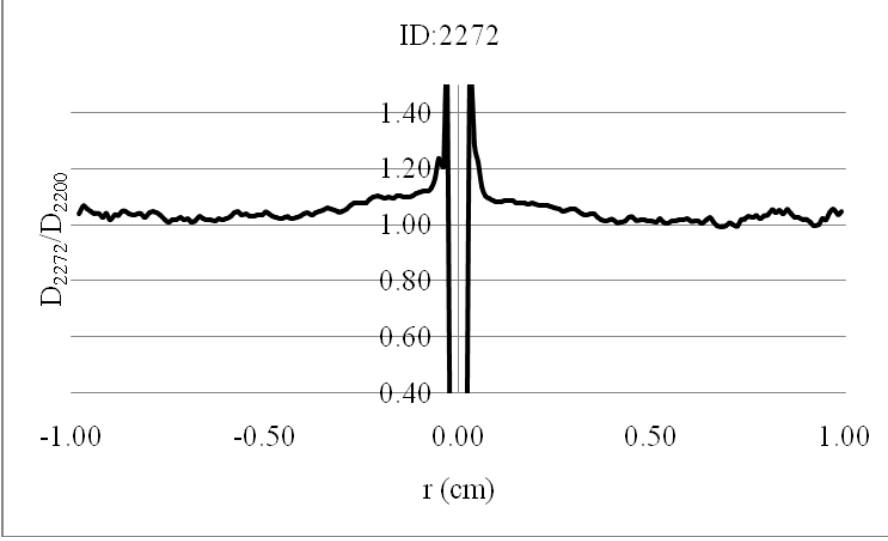
Şekil 4.72. 2261 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



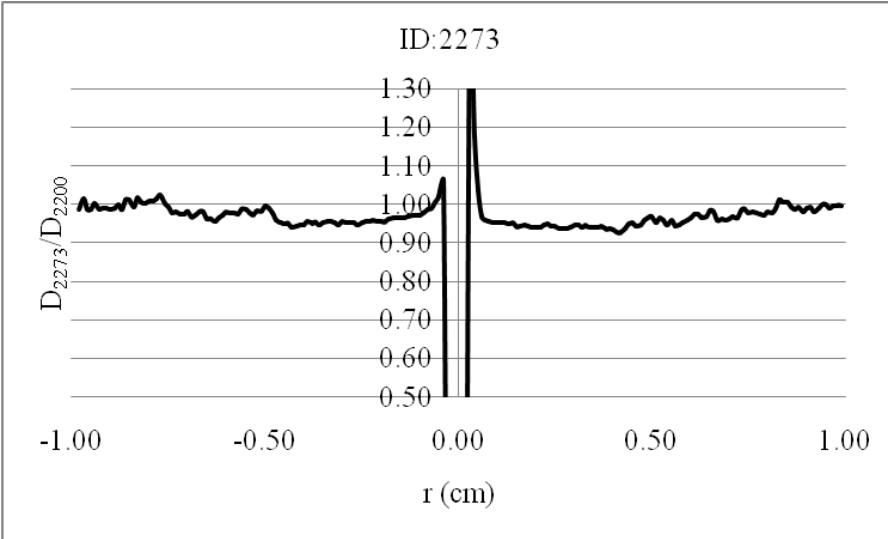
Şekil 4.73. 2265 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



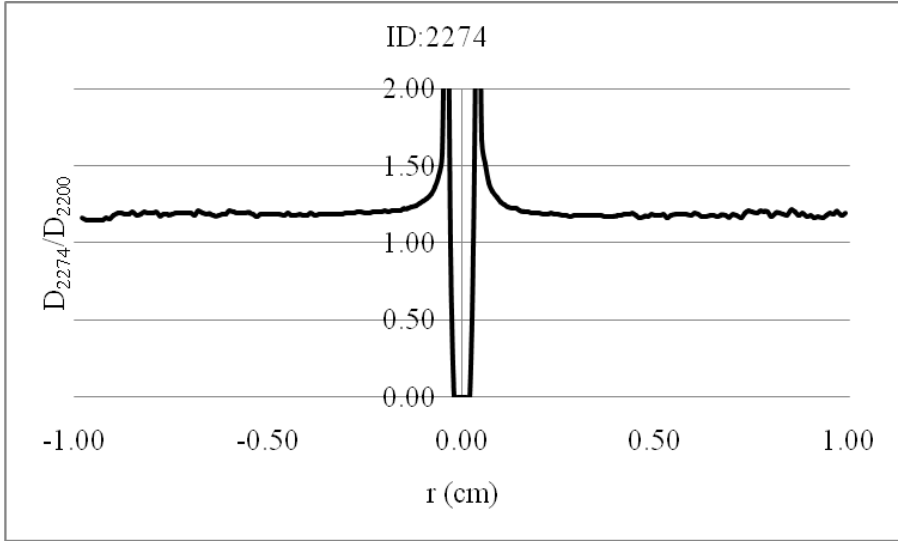
Şekil 4.74. 2268 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



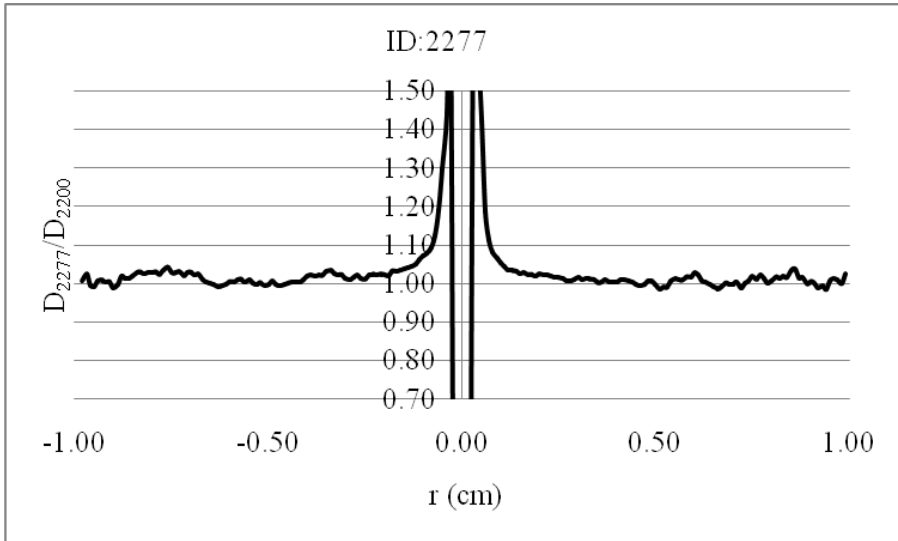
Şekil 4.75. 2272 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



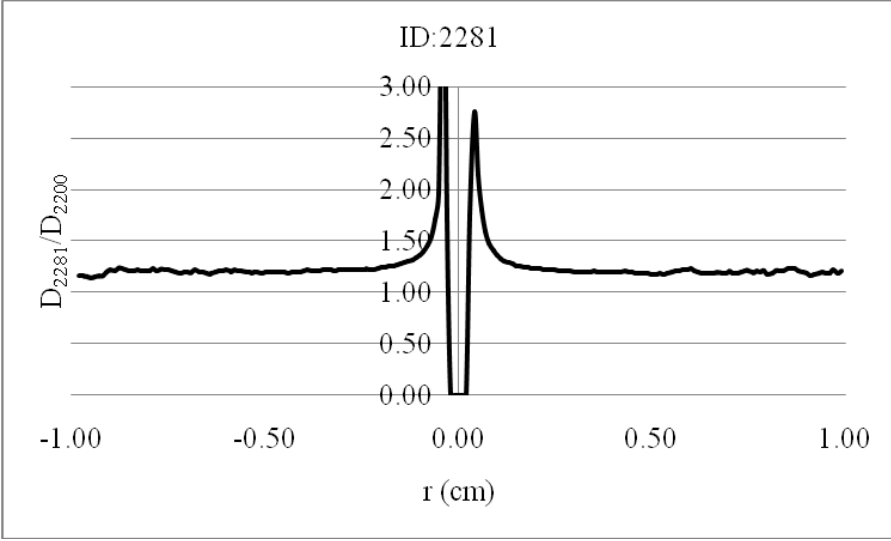
Şekil 4.76. 2273 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.77. 2274 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

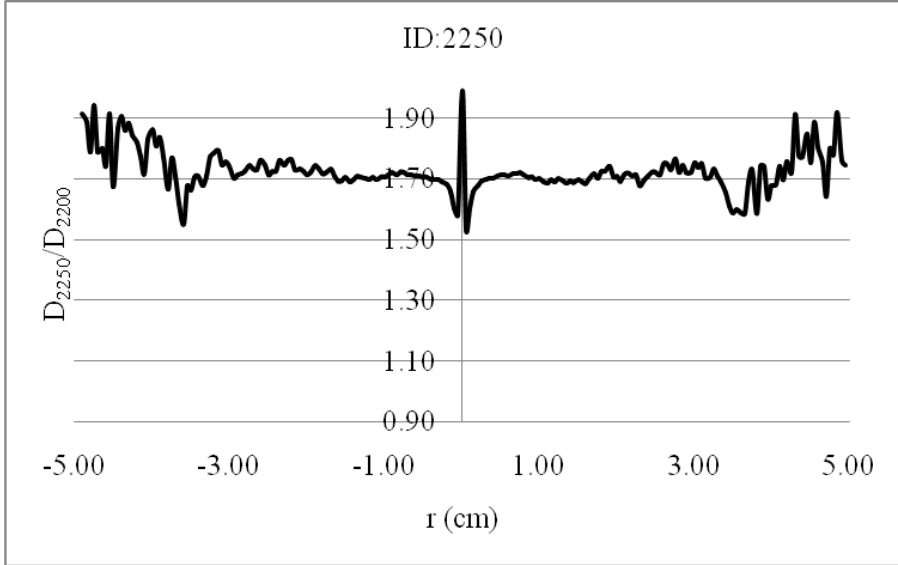


Şekil 4.78. 2277 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

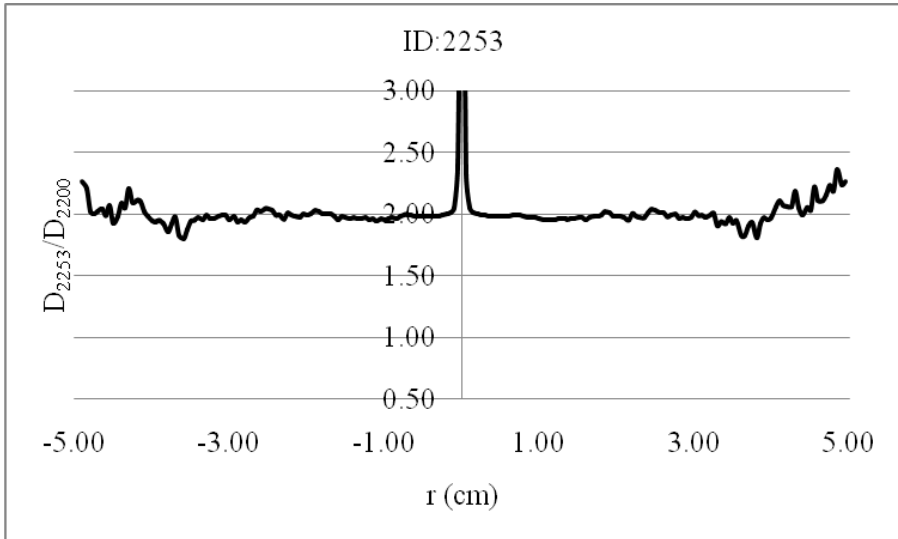


Şekil 4.79. 2281 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

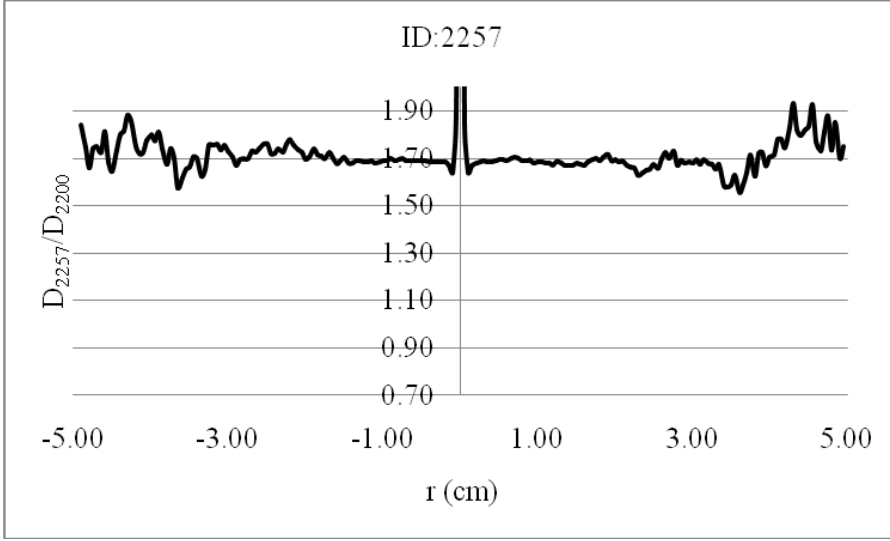
0-5 cm Arasında Doz Hesaplamaları



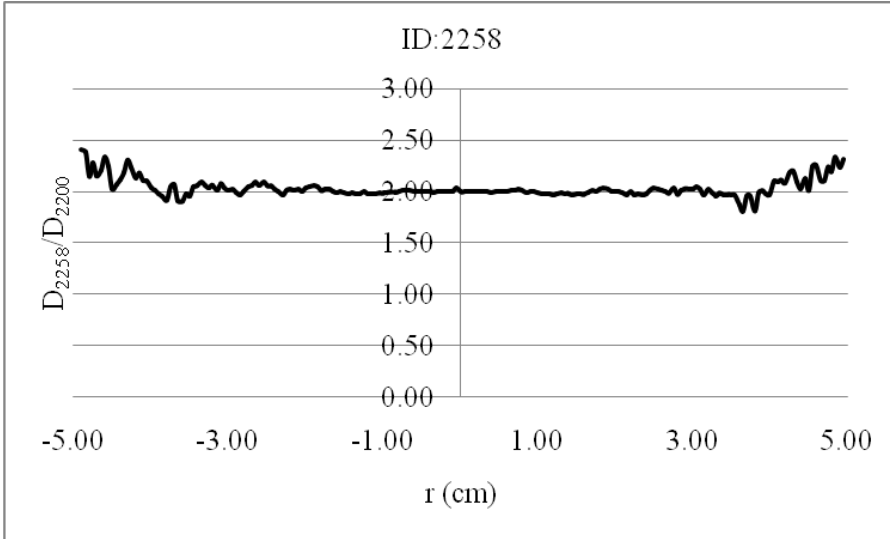
Şekil 4.80. 2250 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



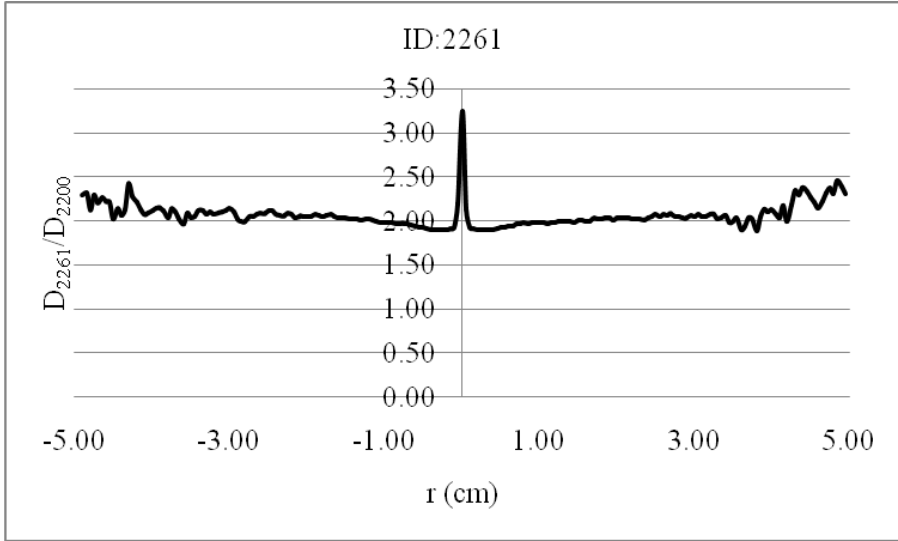
Şekil 4.81. 2253 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



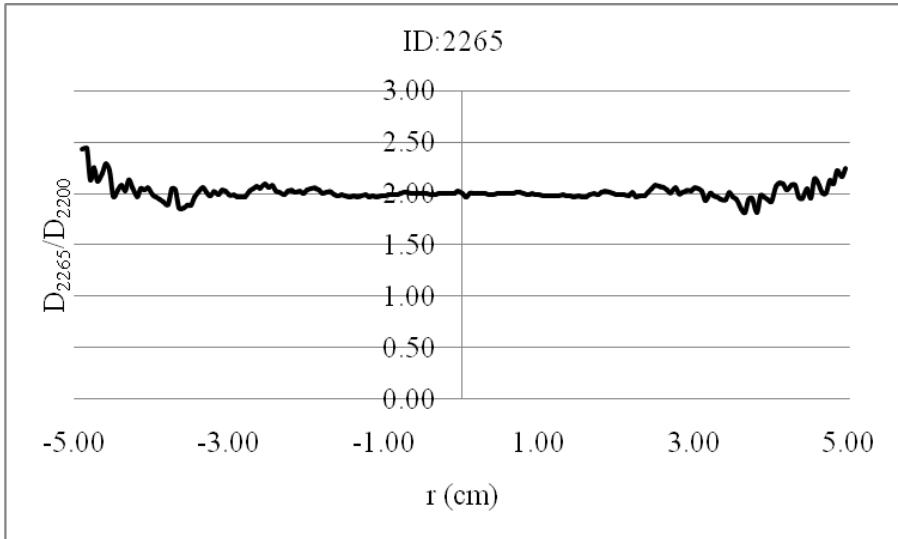
Şekil 4.82. 2257 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



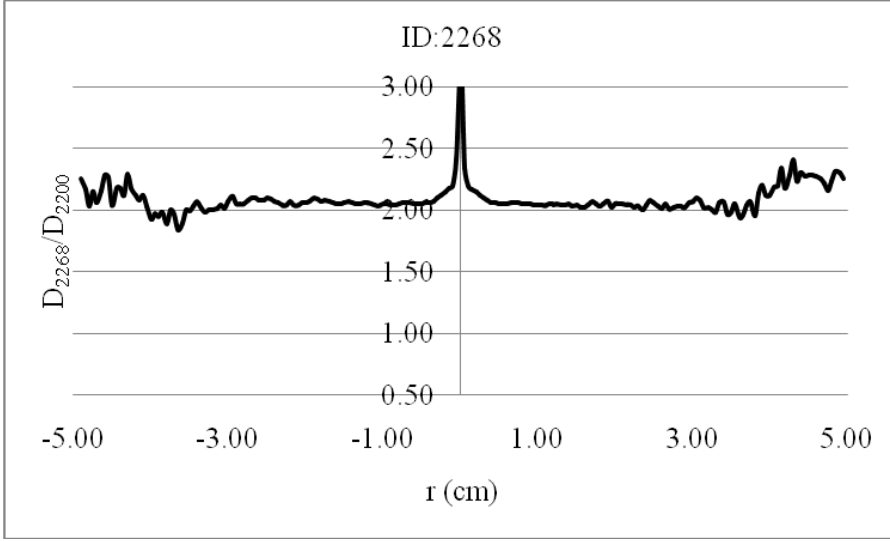
Şekil 4.83. 2258 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



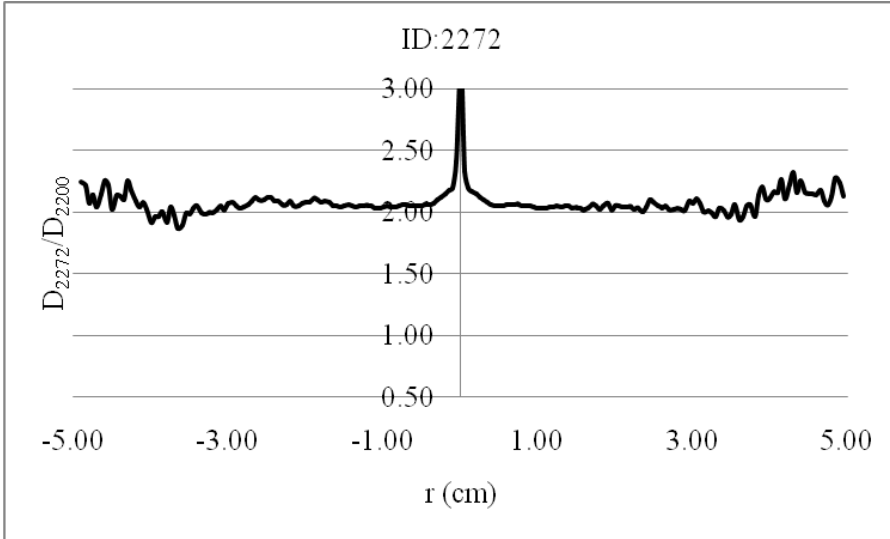
Şekil 4.84. 2261 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



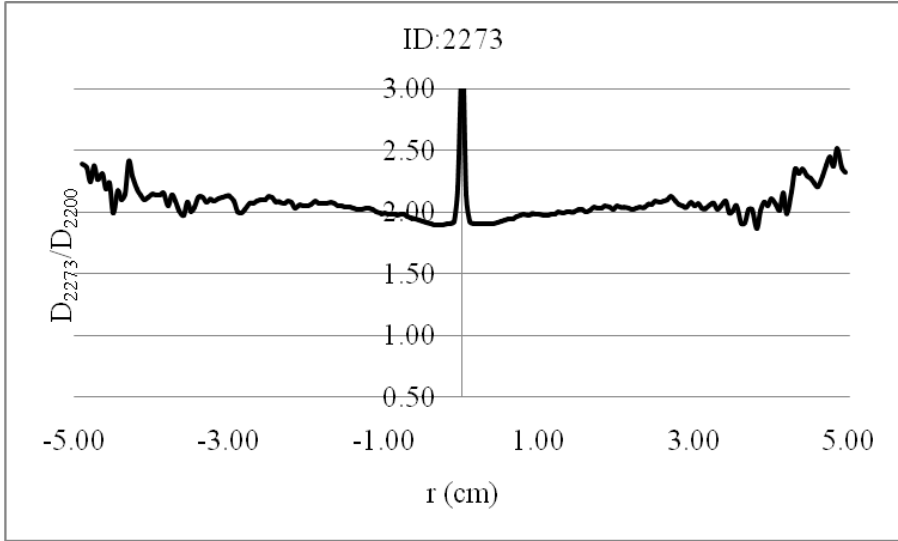
Şekil 4.85. 2265 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



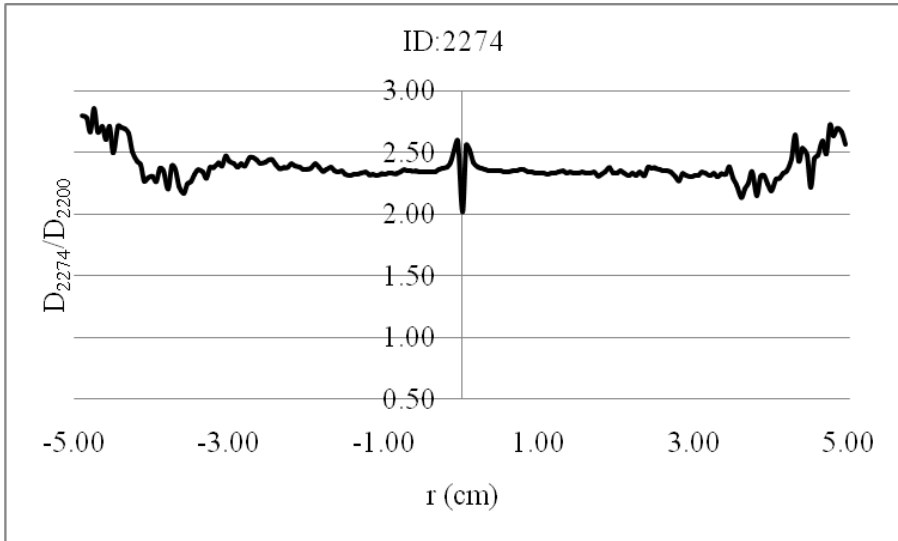
Şekil 4.86. 2268 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



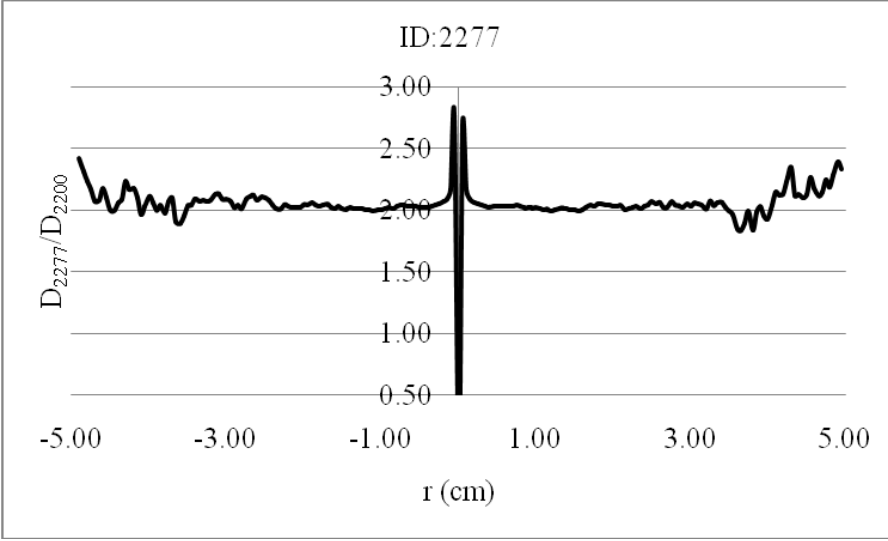
Şekil 4.87. 2272 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



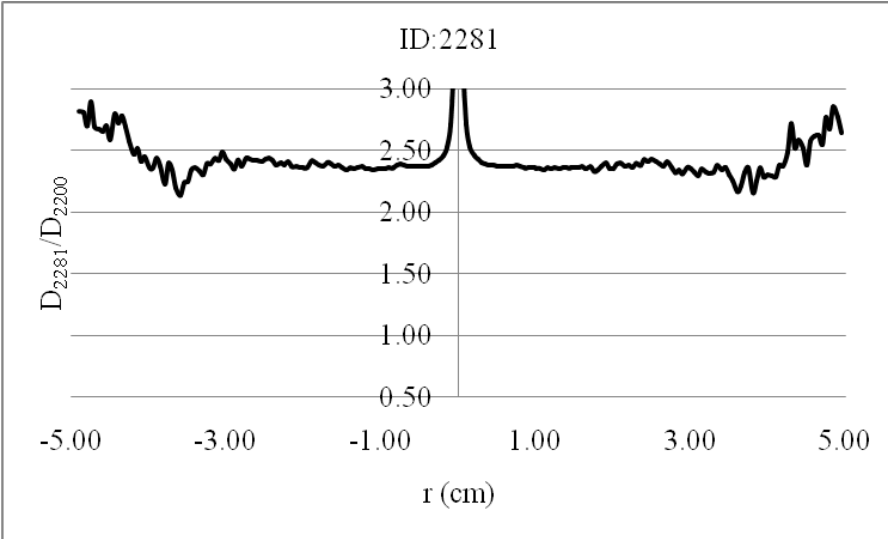
Şekil 4.88. 2273 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.89. 2274 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

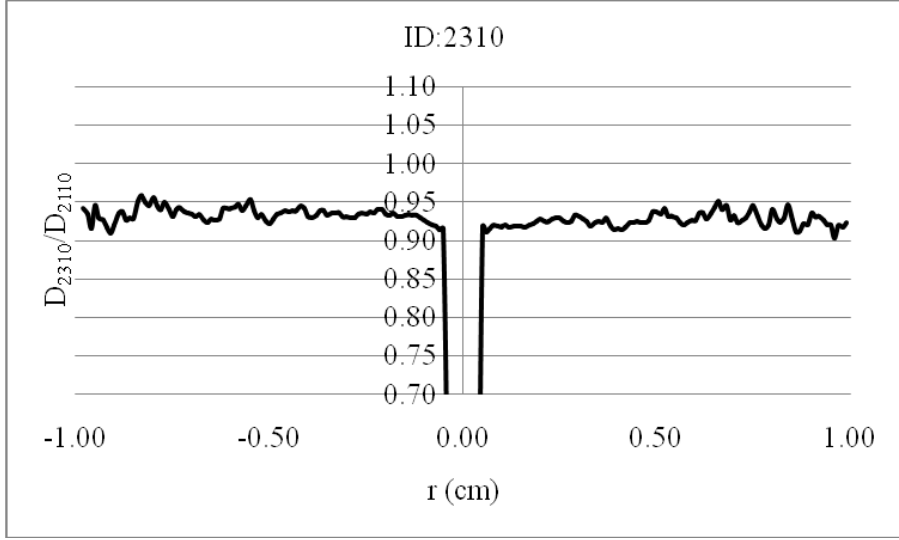


Şekil 4.90. 2277 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

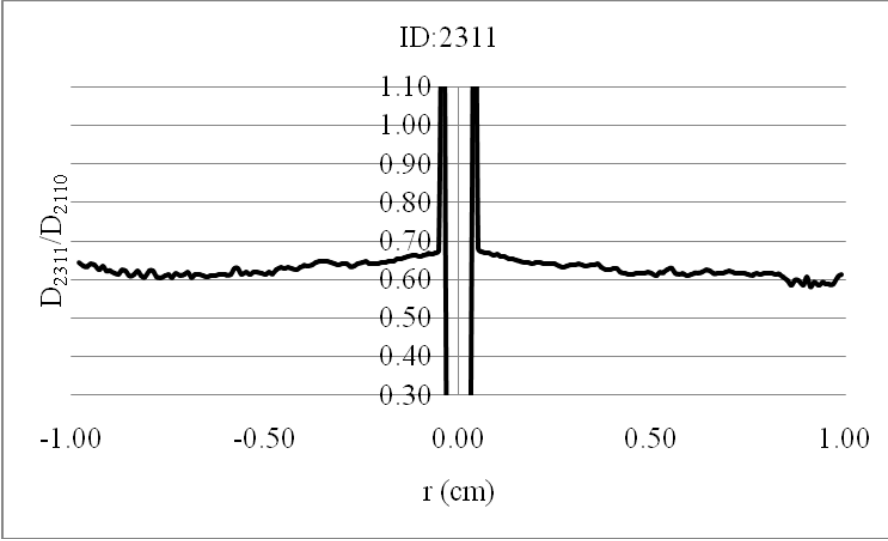


Şekil 4.91. 2281 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2200 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

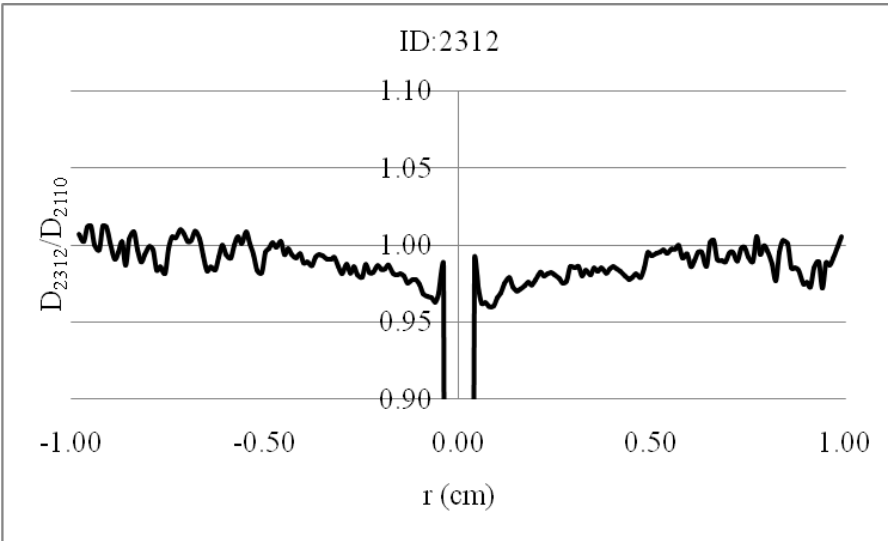
Imagyn Seed Kaynağı İçin Bulgular
0-1 cm Arasında Doz Hesaplamaları:



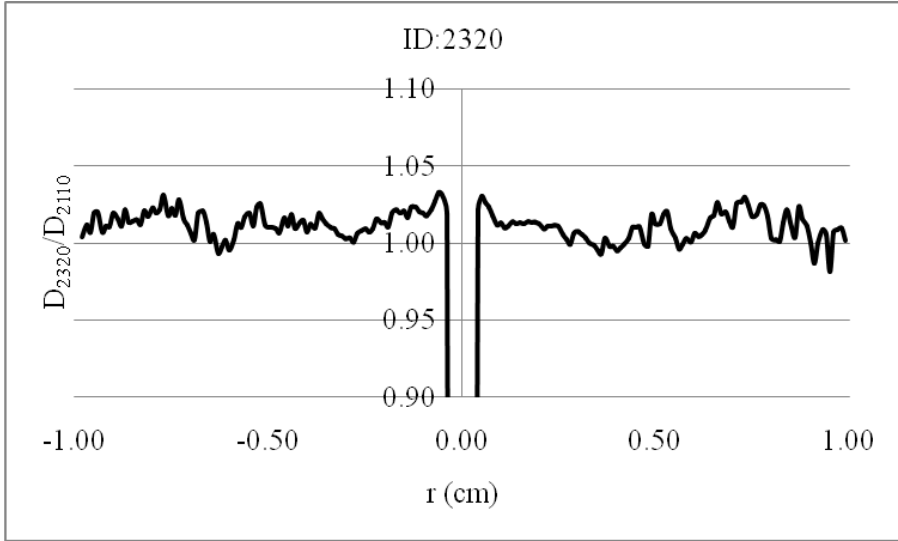
Şekil 4.92. 2310 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



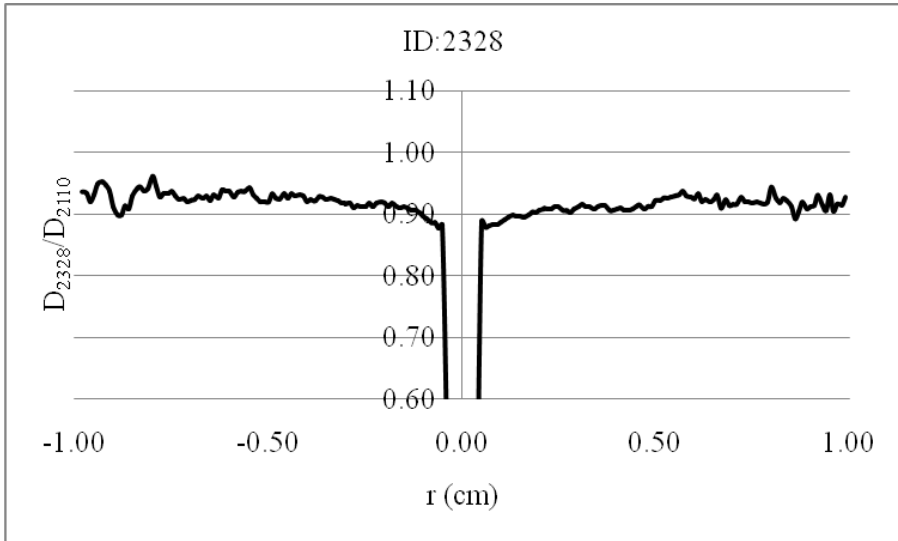
Şekil 4.93. 2311 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



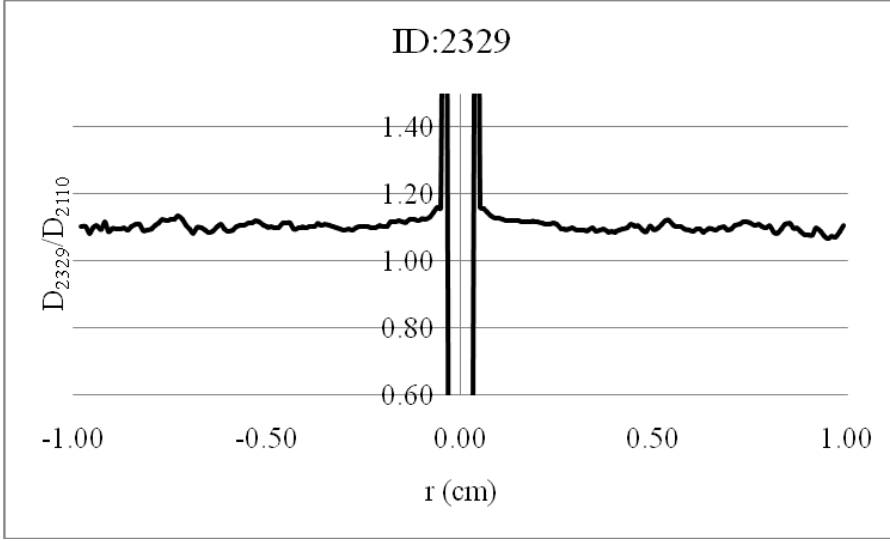
Şekil 4.94. 2312 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



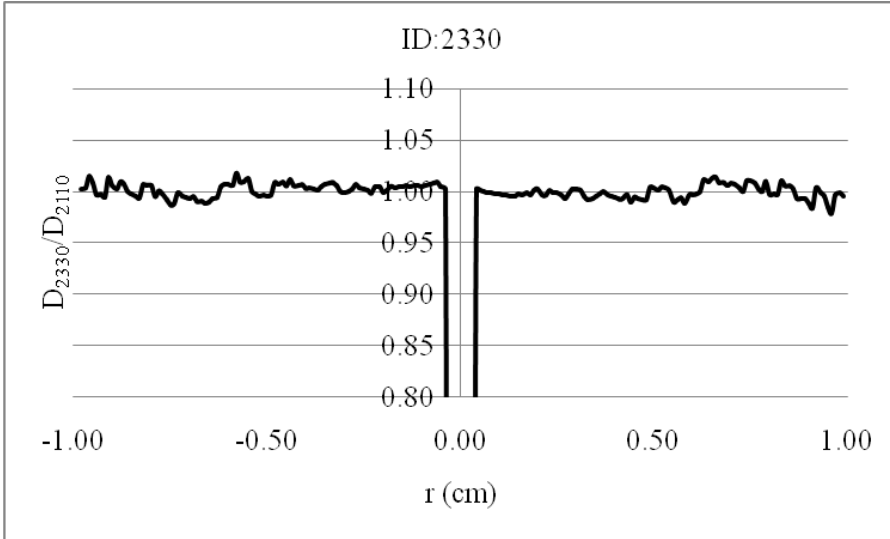
Şekil 4.95. 2320 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



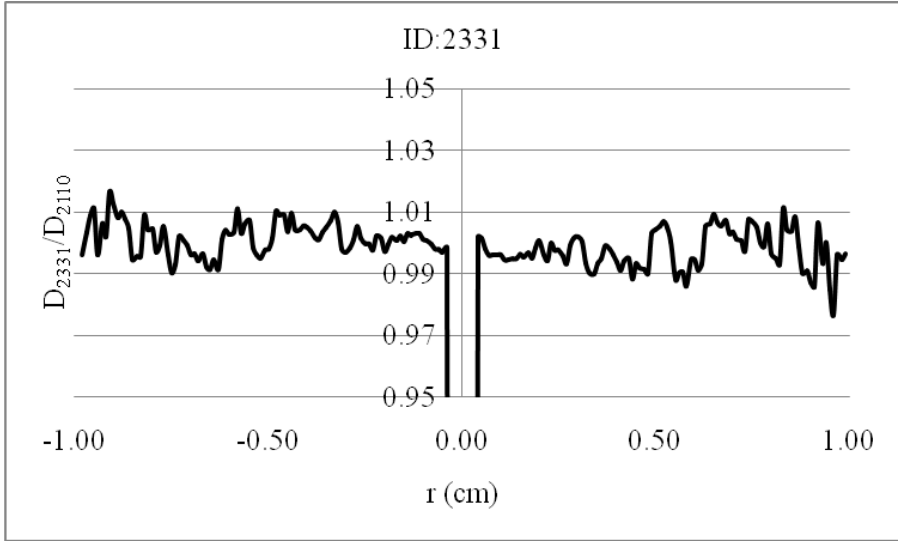
Şekil 4.96. 2328 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



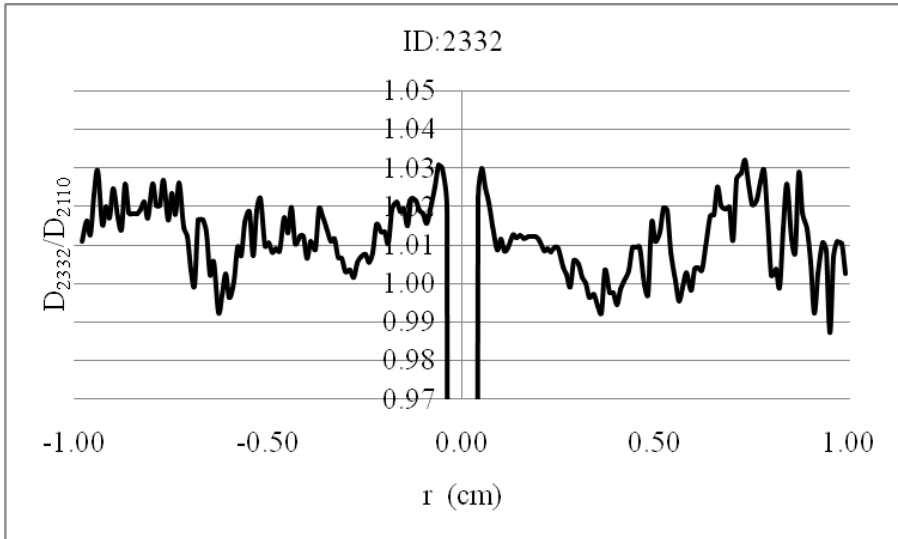
Şekil 4.97. 2329 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



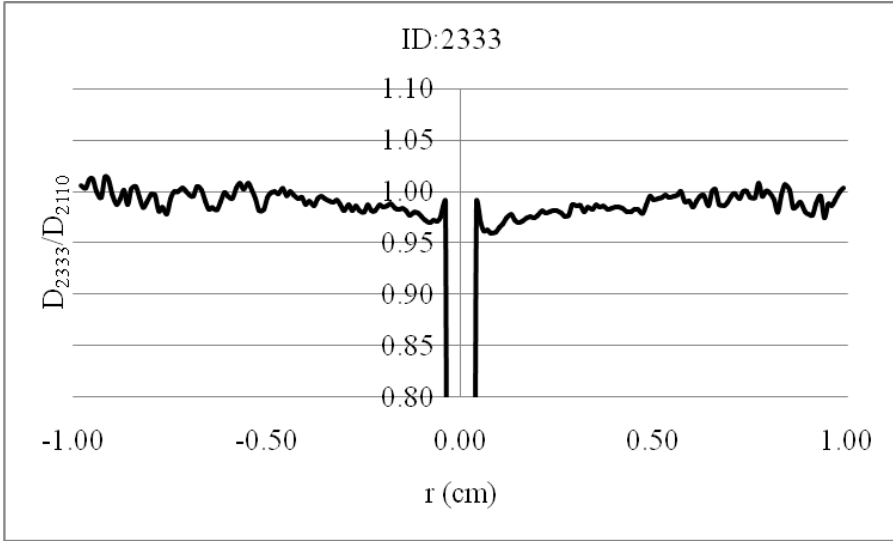
Şekil 4.98. 2330 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.99. 2331 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

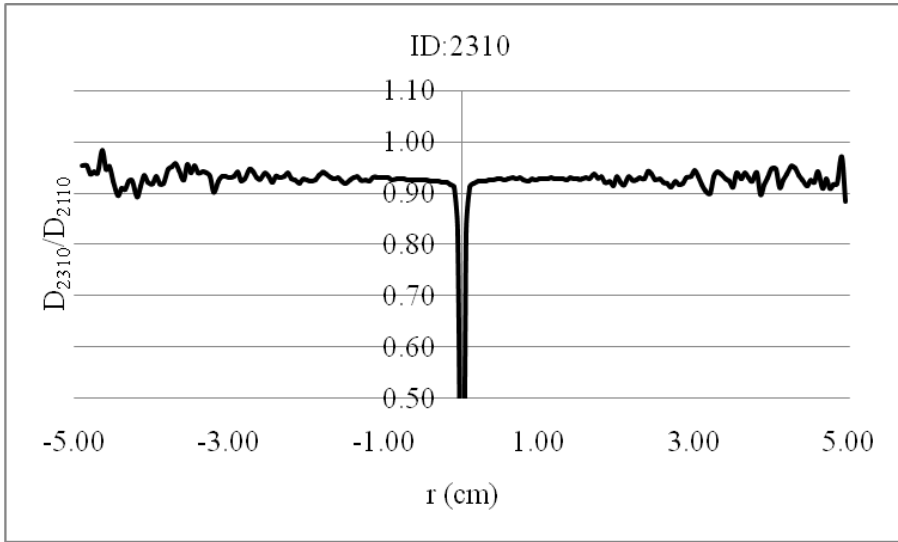


Şekil 4.100. 2332 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

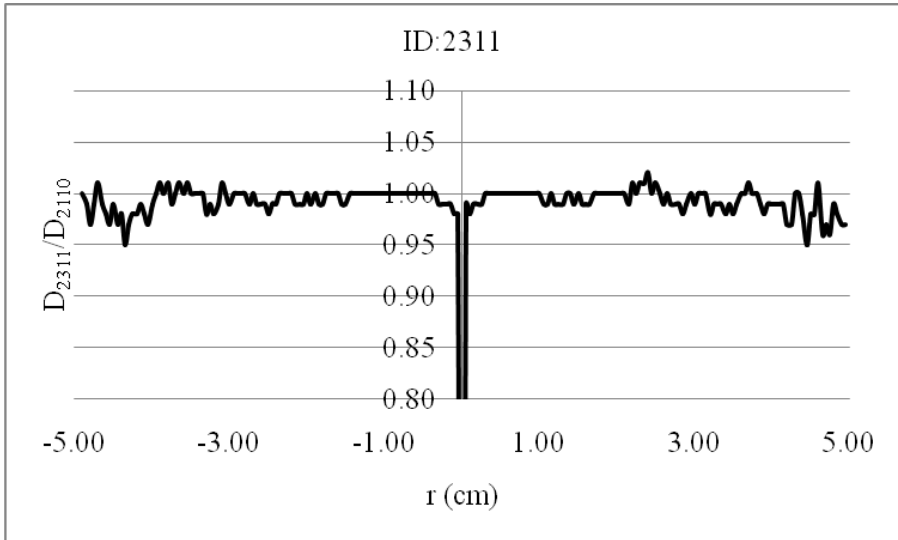


Şekil 4.101. 2333 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

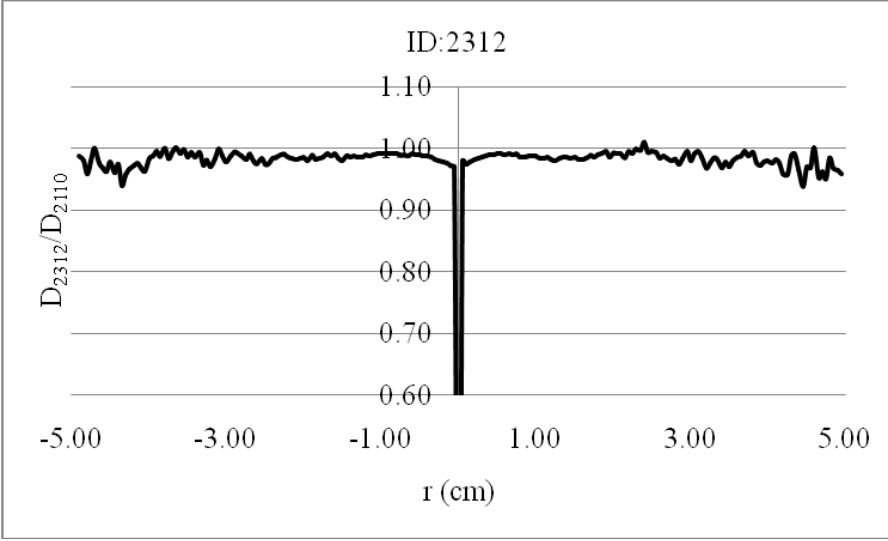
0-5 cm Arasında Doz Hesaplamaları:



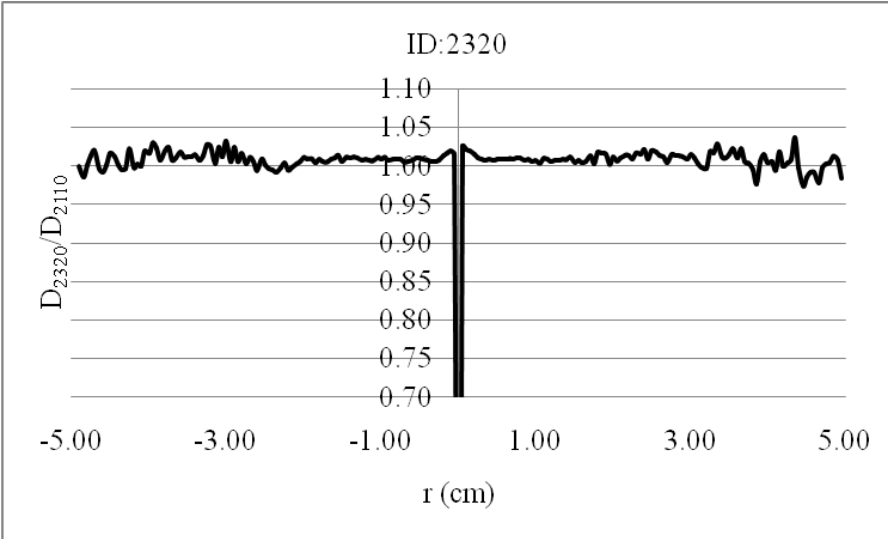
Şekil 4.102. 2310 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



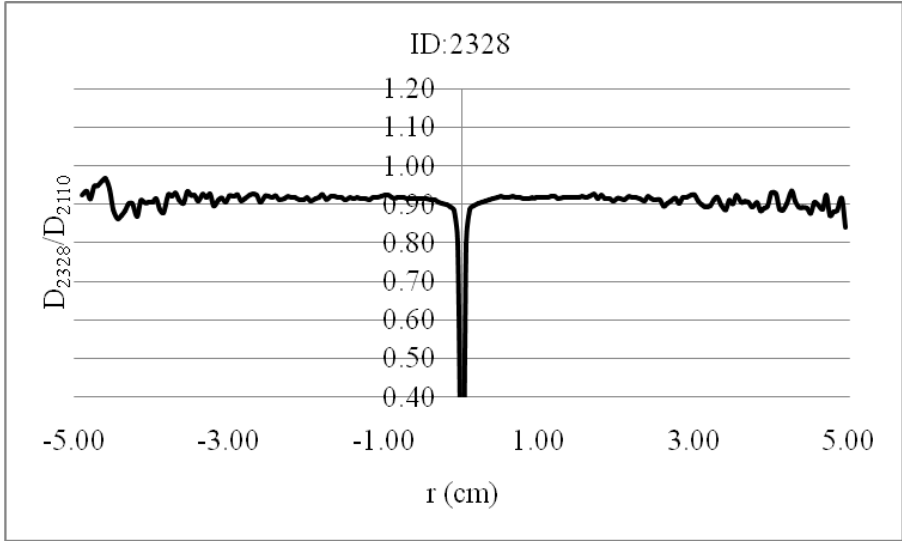
Şekil 4.103. 2311 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



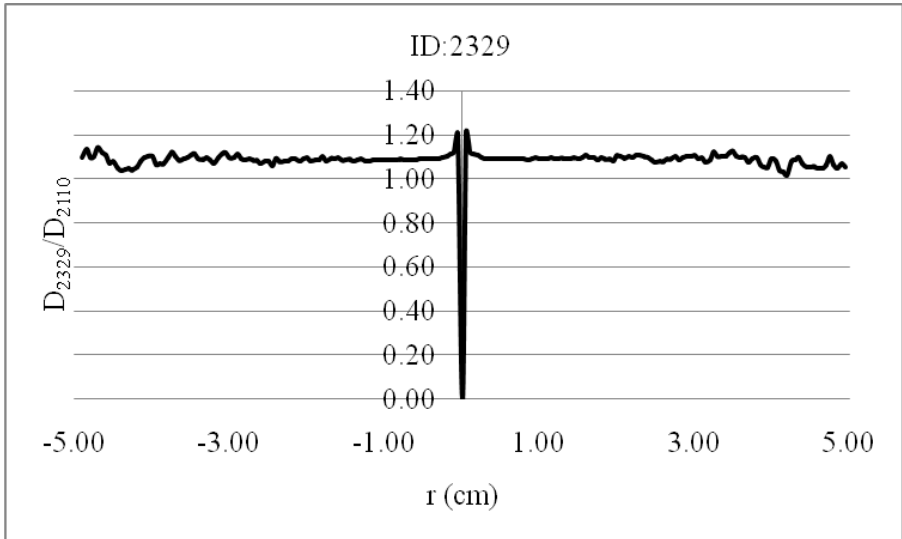
Şekil 4.104. 2312 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



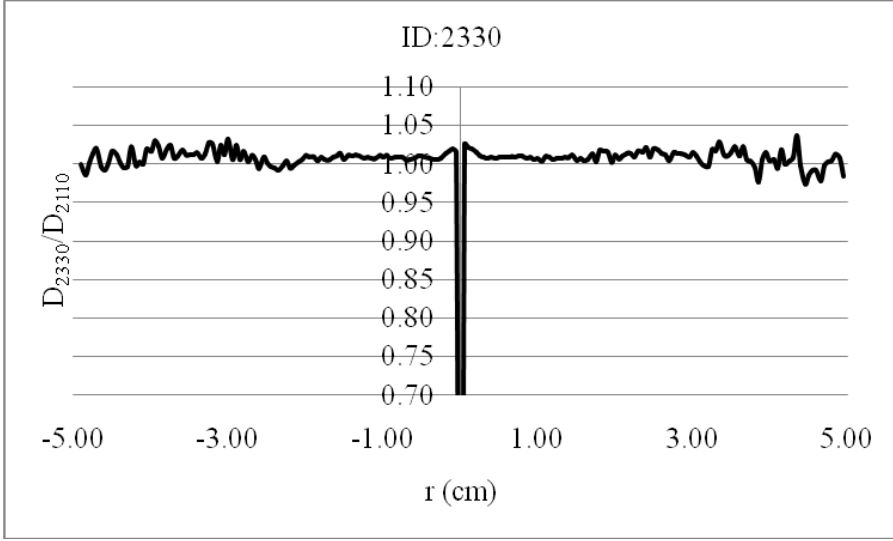
Şekil 4.105. 2320 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



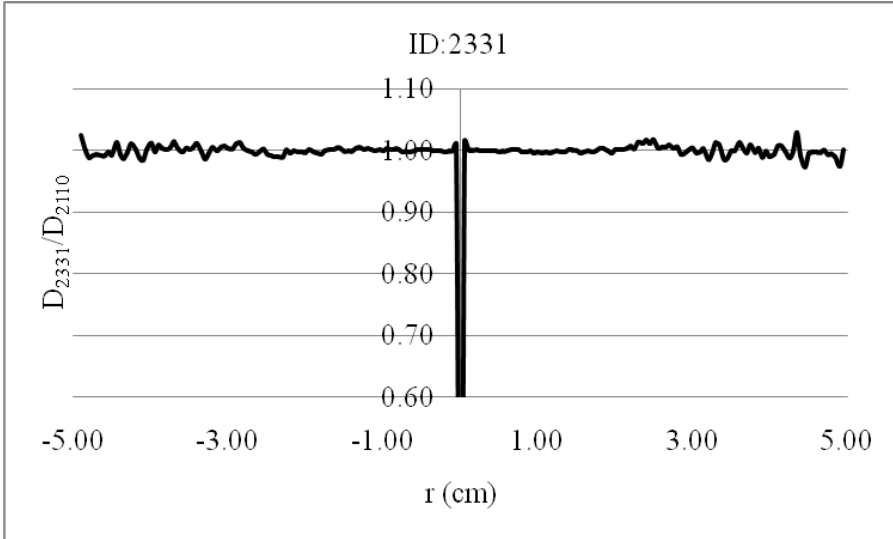
Şekil 4.106. 2328 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



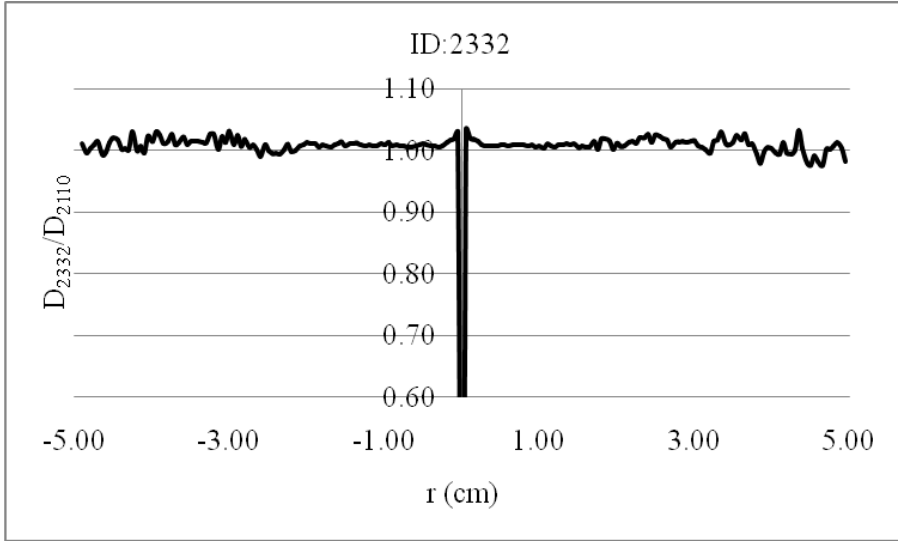
Şekil 4.107. 2329 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



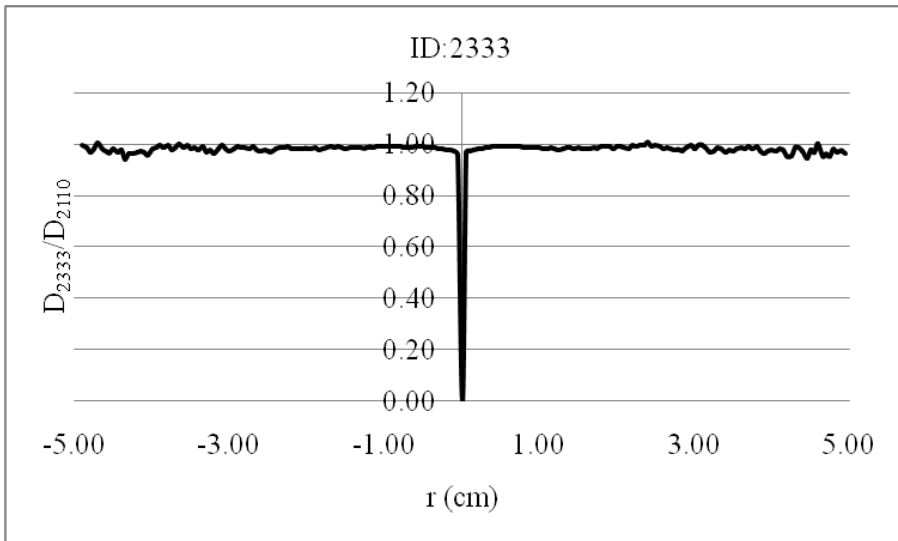
Şekil 4.108. 2330 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.109. 2331 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.120. 2332 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu



Şekil 4.121. 2333 varyasyon kaynağın doz değerlerinin orjinal, 2110 kaynağının doz değerlerine normalizasyonu

5. TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Çalışmada LDR brakiterapi kaynakları Monte Carlo simülasyonu metodu kullanılarak modellenmiş ve doz hesaplamaları yapılmıştır. Doz üzerinde etkili olan faktörler incelenmiştir.

Simülasyon çalışmalarında sonuçların güvenilirliği için elde edilen değerlere ait istatistiki hata miktarlarının %1 ve daha altında olması gerekmektedir. Bu hata miktarına katkıda bulunan etmenler incelenmiştir.

Rayleigh saçılmalarının simülasyonda hesaba katılıp katılmamasının getirdiği farklılık ve bununla ilişkili olan fantom büyüklüğünün etkisi incelenmiştir. Burada dozimetrik karakteristikler üzerinde %0.1 civarında bir farklılığın olduğu gözlenmiştir. Tek başına etkisi ihmal edilebilecek olan bu sonuç istatistiki hata unsuru olarak yine de bir katkı sağlamaktadır. LDR kaynaklar için fantom boyutlarının geleneksel olarak 30 cm (30 cm yaklaşık olarak bir insan vücudunu en kısa sınırı ile içine alabilmektedir) çaplı seçilmesi yerine daha küçük bir hacimde de dizayn edilebileceği ortaya konmuştur. Bu deneysel çalışmalarda ekonomik katkılar getirebilecektir, simülasyon çalışmalarında ise gereksiz geometrik gölgelerin azalmasını sağlayacağından çalışma süresi azalacaktır.

LDR kaynakların foton enerjileri 20-40 keV mertebesindedir. Bu nedenle doz özellikle su ortamında radyal olarak ani bir düşüş sergilemektedir. Bu nedenle etkin olarak kaynağa yakın mesafelerde doz bırakılmaktadır. Bu noktalarda –referans noktası olarak seçilen

İcm nin altında doz değerinin değiştiren bazı etkiler vardır. Bu mesafelerde doz hesaplama hacim elemanlarının (voksel) boyutları doğrudan etkilemektedir. Kaynak boyutlarına kıyasla oldukça küçük sečilmesi gerekmektedir. Böylelikle tanımlanacak başka noktaların en az sayıda bir hacim elemanı içinde kalması gerekmektedir. Bu durum anizotropi fonksiyonunun hesaplanmasında çok daha önemli olmaktadır. Açısal olarak kaynak etrafında konumlandırılan her noktayı içine alan bir hacim elemanı modellenmiştir. Ama analitik uzayda herhangi bir noktada bu fonksiyon yine tanımlı olalıdır ve bu noktalardan pek çoęu başka bir noktayı tanımlayan hacimler içinde kalacaktır. Bu nedenle hesaplamalar sonunda bir veri matrisi oluşur buradan interpolasyon yöntemleri ile istenen değerler hesaplanmalıdır. Hesaplamaların hassasiyeti için bu veriler olabildiğince çok sayıda hacim elemanları içerisinden elde edilmelidir.

Çalışılan kaynaklar ^{125}I ve ^{103}Pd bir enerji spektrumuna sahiptir. Çalışmada spektrumları kullanarak ve spektrumlarından etkin olan mono bir foton enerjisi kullanılarak yapılan ayrı hesaplamalarda verilerin birbiri ile ve literatür değerleri ile göz önünde bulundurulacak bir farklılığın olmadığı ortaya konmuştur. Bu da simülasyon çalışmalarında çalışma zamanını etkileyen bir faktördür.

Kullanılan kaynaklardan Model 6711 kapsülü içerisinde tek radyoaktif elemana, Theragenic 200 kaynağı iki tane simetrik yerleşimli radyoaktif metaryele ve Imagin Seed de beş tane

eşit radyoaktif elemana sahiptir. Tek elemandan gelen dozlar bir kerede bir hacimde hesaplandığı halde bu çalışmada birden fazla olan kaynak elemanı için ayrıık doz hesapları istenen noktalarda yapılmış ve toplam doz bu diferansiyel dozların toplamı olarak elde edilmiştir. Burada her bir kaynağın doza katkısı incelenmiştir. Kaynağın iç yapısının detaylı olarak doz dağılımı üzerine etkisi deneysel olarak saptanamamaktadır. Bu çalışma ile her bir elemanın bir noktadaki bıraktığı doz radyal olarak ne şekilde değiştiği ortaya konmuştur. Buna benzer olarak tek elemanlı kaynak da on parçaya bölünerek diferansiyel dozların nasıl değiştiği daha genelleştirilmiştir. Anizotropi fonksiyonu bu şekilde diferansiyel bir ifadeye sokularak kısmi fonksiyonların toplamı olarak yazılabileceği gösterilmiştir. İleride interpolasyon yöntemleri içerisinde bu kısmi fonksiyonlar da kullanılabilir. Kaynak tasarımlarında istenen doz dağılımının elde edilmesine yönelik hesap ve dizaynlarda bu kısmi katkıların değişimi yol gösterici olacaktır. İstenen diferansiyel kaynak değiştirilerek ya da ekleme-çıkarma ile yeni dağılım profilleri elde edilebilir. Ayrıca, bu bölmelendirme, yeterince çok sayıda yapılarak bir integral form elde dileyebilir. Bu hesaplamalar yeni kaynak tasarımlarında ya da iç yapının etkilerinin bilinmesi konusunda ışık tutacaktır.

Doz üzerindeki hata kaynaklarından biri de kaynaklara ait geometrik yapıdır. Bu henüz tam olarak ortaya konmamıştır. Bu çalışma ile geometri değişimlerinin doz dağılımı üzerindeki etkileri üç braki terapi kaynağı için detaylı olarak ortaya konmuştur. Kaynakların üretimden gelen boyut farklılıkları ve kullanım sırasında iç elemanların hareket edebiliyor olması. Geometride değişim

anlamına gelmektedir. Olası değişimler modellenerek doz hesaplanmıştır. Elde edilen doz değerleri mevcut çalışmalarda ve TG-43 raporunda model olarak kabul edilen ideal kaynağa ait doz değerlerine normalize edildiler. Bu alışma kaynağa 0-1cm ve 0-5 cm uzaklıklar için ayrı ayrı tekrarlandı. Özellikle 0-1cm arasında geometri değişimlerinin etkileri doz üzerinde oldukça etkili olduğu ortaya konmuştur. Elde edilen sonuçlar $(r, \theta) = (1, 90)$ olan referans noktasının sorgulanması gerekliliğini göstermektedir. Bu alışma her bir kaynak için normalize değerin 1'e çok yaklaştığı r değerin referans noktası olarak alınmasını önermektedir.

Geometri değişimlerinin istatistiki hataya önemli bir katkısının olduğu belirlendi. Bundan önce yapılan az sayıda çalışmada ve TG-43 raporunda öngörülen değerin üzerinde bir hata katkısı olduğu saptanmıştır. Herbir kaynağın kendi olası modellerine ait dozimetrik parametrelerle sunulması gerekliliği önerilmektedir. İstatistiki hata oldukça küçük bir aralıkta bulunmasına ramen normalize değerlerde bir dalgalanma söz konusudur. Seçilen skalanın büyük olmasının bunda etkisi vardır fakat normalizasyon değerleri de çok dar bir aralıkta bulunmaktadır. Yine de bu dalgalanmaların önüne geçilmesi amacı ile ileride yapılacak çalışmalarda simülasyon programında tanımlanan foton sayısı daha da arttırılmalıdır.

Bu çalışmada etkilerin incelenmesi için geometrileri tamamen farklı üç ticari kaynak modellendi fakat klinik uygulamalarda faydalı olması amacı ile mevcut tüm ticari kaynaklar bu şekilde incelenip detaylı olarak dozimetrik parametreleri ortaya konmalıdır.

Bu çalışmada modellenen kaynaklara, kaynak parçalarına ve fantomlara birer ID (identification –tanımlama sayısı) numarası verilmiştir. Bu yazılım paketi, kullanıcıların hizmetine sunulduğunda bu çalışmada kullanılan ID numaraları paketin veritabanında yer alacaktır. Bu veri tabanının önemli kısmı geometrik tanımlamalardan oluşmaktadır. Her bir tanımlama olabildiğince gerçek ölçülere ve durumlara sahiptir. Böylece simülasyon programının başarısı daha da artacaktır. Bu bakımdan bu çalışma ile, aynı zamanda bilim dünyasına sunulacak olan bu yazılım paketinin veri tabanının bir kısmı oluşturulmuştur. Bu veri tabanının yeni modellemelerle genişletilmesi bu konuda çalışacak bilimcilere büyük kolaylıklar sağlayacaktır.

KAYNAKLAR DİZİNİ

Dennis D. M., 2004, Improved Radial Dose Function Estimation Using Current Version MCNP Monte Carlo Simulation: Model 6711 And ISC3500 I-125 Brachytherapy Sources. Applied Radiations and Isotopes 61. 1443–1450

Duggan D. M. 2004, Improved radial dose function estimation using current version MCNP Monte-Carlo simulation: Model 6711 and ISC3500 125I brachytherapy sources Applied Radiation and Isotopes 61 1443–1450

Faiz M. K. 1984, The Physics of Radiation Therapy. (çeviren Y. PAK Radyasyon Onkolojisi Temel Bilgiler Kitabı Bölüm V - Radyasyon Onkolojisinde Radyoterapi Fiziği) Gülhane Askeri Tıp Akademisi

INNS, 2007, International Network of Nuclear Structure and Decay Data Evaluators <http://www-nds.iaea.org/nsdd.html>

King C. R., 2002, LDR vs. HDR Brachytherapy For Localized Prostate Cancer: The View From Radiobiological Models, Brachytherapy 1. 219–226

- Mainegra E., Capote R., Lopez E.**, 2000 Radial Dose Function for ^{103}Pd , ^{125}I , ^{169}Yb and ^{192}Ir Brachytherapy Sources, *Phys, Med, Biol* 45. 703–717
- Mainegra E., Capote R., Lopez E.**, 2001, Anizotropy Functions for Low Energy Interstitial Brachytherapy Sources: An EGS4 Monte Carlo Study, *Phys, Med, Biol* 46. 135–150
- Meigooni S., Keith T, Sowards, A. S.**, 2002 A Monte Carlo Evaluation of Dosimetric Characteristics of the Echosed Model 6711 ^{125}I Brachytherapy Source, *Brachytherapy* 227–232
- Meigooni S., Zhang H.**, 2002, Theoretical And Experimental Determination Of Dosimetric Characteristics For Brachyseed Pd–103 Model Pd–1 Source. *Applied Radiations and Isotopes*.
- Mobit P., and Badrigan I.**, 2004, An evaluation of the AAPM-TG43 dosimetry protocol for I-125 brachytherapy seed, *Phys. Med. Biol.* 49 3161–3170
- Nath R., Yue N.** 2002 Dosimetric characterization of a newly designed encapsulated interstitial brachytherapy source of iodine-125 – model LS-1 BrachyseedTM *Appl. Rad. and Isot.* **55** 813-821.

Nndc (National Nuclear Data Center) <http://www.nndc.bnl.gov/mird/index.html> nukleer data server. Database Version of May 21, 2007

Øverb Ø I., 1977, The Coulomb correction to electron pair production by intermediate-energy photons *Physics Letters B*, Volume 71, Issue 2, 21 November, Pages 412-414

Pantelis E., Baltas D., Georgiou E., Karaiskos P., Lymperopoulou G., Papagiannis P., Sakelliou L., Seimenis I and Stilliaris E., 2006 Dose characterization of the new Bebig IsoSeed[®] I25.S17 using polymer gel and MRI, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Volume 569, Issue 2, Pages 529-532

Pantelis E., Papagiannis P., Karaiskos P., Angelopoulos A., Anagnostopoulos G., Baltas D., Zamboglou N. and Sakelliou L., 2005, The effect of finite patient dimensions and tissue inhomogeneities on dosimetry planning of ¹⁹²Ir HDR breast brachytherapy: A Monte Carlo dose verification study *International Journal of Radiation Oncology Biology* Physics*, Volume 61, Issue 5, P.1596-1602

Ravinder N., Beyer D., Butler W., 2000, American Brachytherapy Society Recommendations For Clinical Implementation Of NIST–1999 Standarts For Palladium–103 Brachytherapy., *Radiation Oncology Biol. Phys.* 47. 273–175

Ravinder N., Ning Y., 2002 Dosimetric Characterization of An Encapsulated Interstitial Brachytherapy Source I-125 On Tungsten Substrate. *Brachytherapy* 1 102–109

Renisers B., Vynckier S., Verhaegen F., 2004 Theoretical Analysis Of Microdosimetric Spectra And Cluster Formation For Pd-103 And I-125, *Phys. Med. Biol.* 49 3781–3795

Rivard M. J., 2001, A Discretized Approach to Determining TG-43 Brachytherapy Dosimetry Parameters: Case Study Using Monte Carlo Calculations For The MED3633 Pd-103 Source, *Applied Radiations and Isotopes* 55. 775–782

Rivard M. J., 2002, Comprehensive Monte Carlo Calculations of AAPM Task Group Report No. 43 Dosimetry Parameters For The Model 3500 I-Plant I-125 Brachytherapy Source. *Applied Radiations and Isotopes* 57. 381–389

Rivard M. J., Coursey M., Larry A, Hanson W. F., 2004, Update of AAPM Task Group NO, 43 Report: A Revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculations, *Med, Phys*, 31. 663–674

Rivard M. J., and Melhus C. S., 2004, Brachytherapy dosimetry parameters calculated for a new 103Pd source, *Med. Phys.* 31

- Stephen W., Bruce P.**, 2002, Thomadsen, Measurements Of The Dosimetric Constants For A New Pd-103 Brachytherapy Source, Brachytherapy 1 110-119
- Storm L. and Israel H. I.**, 1970, Photon cross sections from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100 Atomic Data and Nuclear Data Tables, Volume 7, Issue 6 Pages 565-681
- Suntharalingam N., Podgorsak E.B., Tölli H.**, 2005 Radiation Oncology Physics Handbook-Brachytherapy: Physical And Clinical Aspects IAEA
- Töre G.**, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği İnternet sitesi İ.Ü. Tıp Fak. Rad. Onk. A.D, <http://www.radonk.org.tr/>
- Watanabe Y., Jitendra R., Harrington P. J., and Anderson L. L.**, 1998 Experimental and Monte Carlo dosimetry of the Henschke applicator for high dose-rate ¹⁹²Ir remote afterloading Med. Phys., 25, 5, 736.
- J. F. Williamson**, “Dosimetric characteristics of the DraxImage Model LS-1 I-125 interstitial brachytherapy source design: A Monte Carlo investigation,” Med. Phys. 29, 509-521 2002
- Yeğın G.**, 2002 Ir-192 Brakiterapi Kaynaklarının Dozimetrik Karakteristiklerinin Monte Carlo Yöntemi İle İncelenmesi, E.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü Doktora Tezi

ÖZGEÇMİŞ.

Berkay CAMGÖZ, 20.06.1975'te Bursa-Gemlik'te doğdu, ilkokulu Umurbey İlkokulunda, ortaokulu Umurbey Abdullah Fehmi İlköğretim Okulunda, Liseyi Gemlik Lisesinde Bitirdi. 1997 yılında E.Ü. Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2001 yılında E.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü, Nükleer Bilimler Anabilim Dalında Yüksek Lisansını tamamladı. 1999 yılında E.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü, Nükleer Bilimler Anabilim Dalında Araştırma Görevlisi olarak işe başladı, halen bu görevdedir.