



FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜLERİ
ORTAK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tuğçe HATO

BRAKİTERAPİDE KULLANILAN
RADYOAKTİF KAYNAKLARIN
İNCELENMESİ

FİZİK ANABİLİM DALI

OSMANİYE – 2015

**T.C.
OSMANIYE KORKUT ATA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**BRAKİTERAPİDE KULLANILAN RADYOAKTİF
KAYNAKLARIN İNCELENMESİ**

Tuğçe HATO

**FİZİK
ANABİLİM DALI**

**OSMANIYE
HAZİRAN-2015**

TEZ ONAYI

BRAKİTERAPİDE KULLANILAN RADYOAKTİF KAYNAKLARIN İNCELENMESİ

Tuğçe HATO tarafından Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞRU danışmanlığında Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik** Anabilim Dalı'nda hazırlanan bu çalışma aşağıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından oy birliği/çokluğu ile **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞUR
Fizik Anabilim Dalı, OKÜ

Üye: Prof. Dr. Mustafa TOPAKSU
Fizik Anabilim Dalı, ÇÜ

Üye: Yrd. Doç. Dr. Sinan YAŞAR
Fizik Anabilim Dalı, MKÜ

Yukarıdaki jüri kararı Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve /..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. A. Ali GÜRTEN
Enstitü Müdürü, **Fen Bilimleri Enstitüsü**

Bu Çalışma OKÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından Desteklenmiştir.

Proje No: OKÜBAP-2014-PT3-047

Bu tezde kullanılan özgün bilgiler, şekil, çizelge ve fotoğraflardan kaynak göstermeden alıntı yapmak 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunu hükümlerine tabidir.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, bu çalışma sonucunda elde edilmeyen her türlü bilgi ve ifade için ilgili kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını ve bu tezin Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Tuğçe HATO

ÖZET

BRAKİTERAPİDE KULLANILAN RADYOAKTİF KAYNAKLARIN İNCELENMESİ

Tuğçe HATO
Yüksek Lisans, Fizik Anabilim Dalı
Danışman: Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞUR

Haziran 2015, 106 sayfa

Bu çalışmada, Brakiterapi kaynakları, yarı ömür, enerji, dikey şeması ve tıbbi uygulamadaki kullanımları açısından incelenmiştir. Bu kaynaklar Co-60, I-125, Cs-137, P-32, Au-198, Ir-192, Pd-103 dır. Ayrıca ¹⁹² Ir silindirik kaynağının açığa ve geometriye bağlı değişimleri AAPM formalizmi kullanılarak incelenmiştir. Elde edilen sonuçlarda, doz eşdeğerleri açığa ve geometriye bağlı olarak değişmiştir.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Brakiterapi, Kanser

ABSTRACT

INVESTIGATION OF RADIOACTIVE SOURCES USED IN BRACHYTHERAPY

Tuğçe HATO
M.Sc., Department of Physics
Supervisor: Assist.Prof.Dr F.Aysun UĞUR

June 2015, 106 pages

In this study, Brachytherapy sources investigated in terms of half life, energy, decay scheme and use in medical applications. These sources are Co-60, I-125, Cs-137, P-32, Au-198, Ir-192, Pd-103. Also, Angles and geometry changes of ¹⁹²Ir cylindrical source was investigated by using AAPM formalizm. In obtained results, Dose equivalent values were changed with geometry and angles.

Key Words: Radiotherapy, Brachytherapy, Canser

Çok Kıymetli Aileme...

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tez konumun belirlenerek tez çalışmamın yürütölmesini üstlenen, çalışmalarım süresince değerli bilgi ve tecrübeleriyle katkılarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞUR'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca bölümdeki çalışmalarım süresince beni destekleyen Sayın Doğan YAŞAR'a, Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (ÇNAEM) çalışanlarına, Sayın Araştırma görevlisi Yusuf ZALAOĞLU'na ve çalışmalarım boyunca bana desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarım Yenigün TÜRKYILMAZ, Kadir SOYAK, Elif GÖREN ve Faik SAVAŞ'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	
TEZ BİLDİRİMİ	
ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İTHAF SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Kanser nedir?	1
1.2 Kanserın Sebepleri	3
1.3 Diğer Yaşa Bağlı Durumlar	4
1.4 İyi Huylu ve Kötü Huylu Tümörler.....	5
1.5 Kanser Tedavisi.....	5
1.6 Radyoterapi nasıl etki eder?	7
1.7 Radyoterapinin Amaçları ve Yararları Nelerdir?	7
1.8 Radyoterapi Uygulama dozları.....	8
1.9 Gama Işını ve Kobalt Tedavi Sistemleri	9
1.10 Radyoterapi Tedavisinin Planlanması	9
1.11 Radyoterapinin Kanser Tedavisinde Kullanım Şekli Şunlardır	10
1.11.1 Palyatif radyoterapi.....	10
1.11.2 Küratif radyoterapi.....	11
1.11.3 Adjuvan tedavi.....	11
1.11.4 Neoadjuvan tedavi	11
1.11.5 Definitif tedavi.....	11
1.12 Radyoterapinin riskleri nelerdir ?.....	12
1.13 Radyoterapi Nasıl Uygulanır?	12
1.14 Radyoterapi Uygulamaları	13
1.15 Radyoterapi Aygıtları.....	14
1.15.1 Kilovoltaj Aygıtları.....	14
1.15.2 Süpervoltaj Aygıtları	15
1.5.3 Megavoltaj Aygıtları.....	15

1.15.3.1	Co-60 Tedavi Aygıtları	15
1.15.3.2	Co-60 kaynakları	16
1.15.3.3	Gamma Knife	17
1.16	Lineer Hızlandırıcılar	18
1.17	Brakiterapi.....	19
1.18	Radyoterapide Son Uygulamalar	19
1.19	Özel Tedavi Teknikleri	21
1.19.1	Yoğun Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy) (IMRT)	21
1.19.2	Hacimsel Çıkışlı Radyoterapi (Volumetric Modulated Arc Therapy) (VMAT).....	22
1.19.3	Görüntü İle Oluşturulan Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy) (IGRT)	22
1.19.4	4D Radiotherapy (Dört Boyutlu radyoterapi)	23
2.	ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	24
3.	MALZEME VE YÖNTEM	30
3.1	Teorik Bilgiler.....	30
3.1.1	Brakiterapi	30
3.1.1.1	Doz oranına göre sınıflandırma	31
3.1.1.1.1	Düşük doz oranı (Lowdose rate-LDR)	31
3.1.1.1.2	Orta doz oranı (Mediumdose rate-MDR)	31
3.1.1.1.3	Yüksek doz oranı (High dose rate-HDR).....	32
3.1.1.2	Tedavi süresine göre sınıflandırma	32
3.1.1.2.1	Kalıcı Implant (Permanent)	32
3.1.1.2.2	Geçici Implant (Temporary)	33
3.1.1.3	Kullanılan ışın tipine göre sınıflandırma	33
3.1.1.3.1	Gama Yayınlayıcılar.....	33
3.1.1.3.2	Beta Yayınlayıcılar	33
3.1.1.3.3	Nötron Yayınlayıcılar	33
3.1.1.4	Uygulama tipine göre sınıflandırma	33
3.1.1.4.1	Manual (elle) sıcak bağlantı.....	33
3.1.1.4.2	Uzaktan kumandalı bağlantı	34
3.1.1.5	Radyoaktif materyalin tümörle ilişkili olarak yerleştirildiği yere göre sınıflandırıldığında	35
3.1.1.5.1	İntrakaviter brakiterapi	35
3.1.1.5.2	İnterstisyel brakiterapi	35
3.1.1.5.3	Yüzey uygulamaları (Mold ve plaklar).....	36
3.1.1.5.4	Operasyonel.....	36
3.1.2	Brakiterapi Kullanım Alanları	36
3.2	Dozimetrik Prensipler, Nicelikler Ve Birimler	36
3.2.1	Foton Akısı Ve Enerji Akısı	37
3.2.2	Kerma	39
3.2.3	Cema.....	40

3.2.4	Soğurulan Doz	40
3.2.5	Durdurma Gücü	41
3.3	Çeşitli Dozimetrik Nicelikler Arasındaki İlişkiler	47
3.3.1	Enerji akısı ve kerma (fotonlar)	47
3.3.2	Akı ve Doz (elektronlar)	49
3.3.3	Kerma ve Doz (yükü parçacık dengesi)	50
3.3.4	Çarpışma Kerması ve Işınlama (Collision kerma and exposure)	52
3.4	Kavite Teorileri	53
3.4.1	Bragg–Gray Kavite Teorisi	54
3.4.2	Spencer–Attix kavite teorisi	55
3.4.3	İyon odası kalibrasyonunda ve dozimetri protokollerinde uygulanan kavite teorisinin hususları	57
3.4.4	Foton demetlerinde geniş kavite teorisi	59
3.4.5	Foton demetleri için Burlin kavite teorisi	60
3.4.6	Durdurma gücü oranları	62
4.	BULGULAR VE TARTIŞMA	64
4.1	Brakiterapide Kullanılan Radyoaktif Kaynaklar	64
4.1.1	Kobalt-60	64
4.1.2	Sezyum 137	67
4.1.3	Au-198	67
4.1.4	I-125	69
4.1.5	Pd- 103	71
4.1.6	Ra- 223	72
4.1.7	Fosfor-32	74
4.2.	Brakiterapi Kaynaklarının Çeşitli Parametrelere Göre Sınıflandırılması	76
4.3	Yüksek Enerjili Brakiterapi Kaynaklarının Fiziksel Parametreleri	78
4.3.1	Hesaplamalar	80
4.3.2	$g_L(r)$ Fonksiyonunun Hesaplanması ve Değerlendirilmesi	83
4.3.3	$F(r,\theta)$ Fonksiyonunun Hesaplanması ve Değerlendirilmesi	84
5.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	102
	KAYNAKLAR	103
	ÖZGEÇMİŞ	106

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. ICRU 38' e göre doz hızları	31
Çizelge 3.2. Düşük doz hızlı ve yüksek doz hızlı brakiterapi arasındaki farklar	32
Çizelge 3.3. Brakiterapi uygulamalarında kullanılan yüksek doz hızlı cihazlar ve özellikleri	34
Çizelge 3.4. ⁶⁰ Co- γ enerjisi ile 35 MV x-ışını enerjisi aralığı için ortalama kısıtlı sudan havaya durdurma gücü oranları	62
Çizelge 4.1. Birekiterapide kullanılan radyoaktif kaynaklar	64
Çizelge 4.2. Cobalt izotoplarının toplu çizelgesi	66
Çizelge 4.3. Altın-198 decay tablosu.....	68
Çizelge 4.4. ¹⁹⁸ Au için X-ışınları enerjisi tablosu.....	68
Çizelge 4.5. Pd izotopları.....	71
Çizelge 4.6. Doz oranları ve limitleri.....	76
Çizelge 4.7. Kaynakları bağlantı şekline göre sınıflandırma	77
Çizelge 4.8. Kaynakların organa yerleştirilmesine göre sınıflandırılması.....	77
Çizelge 4.9. Radyoaktif maddenin ömrüne göre sınıflandırma	77
Çizelge 4.10. HDR kaynakları için, kaynak boyunun mesafeye göre değişimi	79
Çizelge 4.11. r' ye göre g (geometrik fonksiyon) nin değişimi	83
Çizelge 4.12. İki boyutlu izotrop olmayan fonksiyonun r'ye bağlı değişimi	84
Çizelge 4.13. HDR kaynakları (nucletron mHDR-v1) için, açısal doz fonksiyon değerleri.....	86
Çizelge 4.14. θ 'nın r'ye bağlı açısal doz fonksiyon değerleri.....	93

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Radyoterapiye bağlı değişen yan etkiler	10
Şekil 1.2. Radyoterapi cihazlarının sınıflandırılması.....	14
Şekil 1.3. Co-60 tedavi cihazı	15
Şekil 1.4. Co-60 bozunma şeması	16
Şekil 1.5. Co-60 kaynağının yapısı	17
Şekil 1.6. Gama knife.....	18
Şekil 1.7. Linac hızlandırma tüpü	19
Şekil 1.8. Doz dağılımlarının ve kritik organ korumalarının 2D tedavi planlamalardan3D, IMRT tedavi planlama tekniklerine göre nasıl değiştiği görülmekte.....	20
Şekil 1.9. IMRT ve VMAT planlama örnekleri.....	21
Şekil 3.1. Uzaktan yüklemeli yüksek doz hızlı birakiterapi cihazı	34
Şekil 3.2. Jinekolojik kanserlerde intrakaviter uygulamalarda kullanılan aplikatörler	35
Şekil 3.3. Sürekli bremsstrahlung spektrumunda 2 anlık yükseklik tungsten hedefinin karakteristik X-ray çizgileri olan $K\alpha$ ve $K\beta'$ yı göstermektedir.....	39
Şekil 3.4. Toplam durdurma gücünün kinetik enerjiye bağlı değişimi	45
Şekil 3.5. Build up durumundaki çarpışma kerması ve soğurulan doz arasındaki ilişki	52
Şekil 3.6. Farklı monoenergetik elektron enerjileri için, derinliğin bir fonksiyonu olarak kısıtlı çarpışma durdurma gücü oranları.	63
Şekil 4.1. ^{60}Co Bozunma Şeması	65
Şekil 4.2. ^{137}Cs ' nin Bozunma Şeması.....	67
Şekil 4.3. ^{125}I Bozunma Şeması	71
Şekil 4.4. ^{103}Pd Bozunma Şeması	72
Şekil 4.5. ^{223}Ra 'ün Bozunma Şeması	73
Şekil 4.6. ^{32}P 'ün Bozunma Şeması	76
Şekil 4.7. ^{192}I kaynağının şekli.....	80

Şekil 4.8. 1995 TG-43 raporuna göre yüksek enerji yayan foton kaynaklara adapte edilmiş polar koordinat hesabı.....	80
Şekil 4.9. 1995 TG-43 raporuna göre yüksek enerji yayan foton kaynaklara adapte edilmiş polar koordinat hesabı.....	81
Şekil 4.10. r' ye göre g (geometrik fonksiyon) nin değişimi	84
Şekil 4.11. İki boyutlu izotrop olmayan fonksiyonun r' ye bağlı değişimi.....	85
Şekil 4.12. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0$ için)	87
Şekil 4.13. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0.25$ için)	88
Şekil 4.14. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0.5$ için)	88
Şekil 4.15. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=1$ için)	89
Şekil 4.16. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=2$ için)	89
Şekil 4.17. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=3$ için)	90
Şekil 4.18. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=4$ için)	90
Şekil 4.19. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=5$ için)	91
Şekil 4.20. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=7,5$ için)	91
Şekil 4.21. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=10$ için)	92
Şekil 4.22. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri (r 'nin tüm değerleri için)	92
Şekil 4.23. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0$ için)	94
Şekil 4.24. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0,25$ için)	95
Şekil 4.25. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0,5$ için)	95
Şekil 4.26. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0,75$ için)	96
Şekil 4.27. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=1$ için)	96
Şekil 4.28. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=2$ için)	97
Şekil 4.29. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=3$ için)	97
Şekil 4.30. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=4$ için)	98
Şekil 4.31. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=5$ için)	98
Şekil 4.32. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=6$ için)	99
Şekil 4.33. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=7$ için)	99
Şekil 4.34. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri (0 Hariç r için tüm değerler)	100
Şekil 4.35. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri (0 ve 0.25 Hariç r için tüm değerler)	100
Şekil 4.36. Θ , n ın r' ye Bağlı Değişim Değerleri (r için tüm değerler)	101

SİMGELER VE KISALTMALAR

DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
BCG	Bacillus Calmette-Guerin (Tedavi İlacı-Prostat Kanseri)
Gy	Gray (Absorblanan Doz) (Eski)
Rad	Absorblanan Doz (Yeni)
Linac	Lineer Hızlandırıcı
MR	Manyetik Rezonans
Ci	Curie (Aktivite Birimi) (Eski)
Bq	Becquerel Aktivite Birimi (Yeni)
R	Röntgen (Işınlama Birimi)
Sv	Eşdeğer Doz (Eski)
Rem	Eşdeğer Doz (Yeni)
VMAT	Volumetri Modulated Arc Therapy
3BKRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
IMRT	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
kV	Kilo Voltaj
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
keV	Kilo Elektron Volt
IGRT	Image Guided Radiotherapy
TG-43	Task Group
Al203	Alüminyum Trioksit
TLD	Termolüminisans Dozimetri
BT	Bilgisayarlı Tomografi
PET	Pozitron Emisyon Tomografi
SAD	Saçılan Hava Oranı
%DD	Derin Doz Yüzdesi
NTCP	Normal Doku Komplikasyon Olasılığı
LDR	Low Dose Rate (Düşük Doz Oranı)
HDR	High Dose Rate (Yüksek Doz Oranı)
PDR	Pulse Dose Rate
PDD(%)	Derinlik Doz Yüzde Değeri

ICRU	Uluslar Arası Radyasyon Birimleri Komisyonu
MKS	Metre,Kilogram,Saniye
SI	Uluslar Arası Birim Sistemi
γ	Gama Işını
LET	Lineer Enerji Transferi
α	Alfa Işını
B	Beta Işını
β^-	Negatif Beta Bozunumu
β^+	Pozitron
ϵ	Elektron Yakalama
h	Plank Sabiti
ν	Işığın Frekansı
TPR	Tissue Phantom Ratio (Doku Fantom Oranı)

1. GİRİŞ

1.1. Kanser Nedir ?

Vücudumuzdaki dokularda DNA eşlenirken ortaya çıkan hasarlar sonucu hücreler düzensiz bir şekilde büyür veya anormal derecede çoğalırlar, bu olaya kanser denir. Bir günde insan vücudunda DNA eşlenirken yaklaşık on bin mutasyon olur ancak bağışıklık sistemimiz buna engel olur. Salisede bir immün sistem vücudumuzu tarar ve kötü huylu tümörü yok eder [3].

Vücudumuzdaki her hücre bölünebilir ve bu sayede hücre onarımı ile dokuların yenilenmesi sağlanır. Fakat bu durumda bir süre sonra gerçekleşmeyebilir. Çünkü vücut hücreleri sonsuz kez bölünemezler. Bütün hücre ve dokular kısıtlı sayıda bölünür ve her hücre zamanı geldiğinde gerekli yerde bölünür.

Belli zaman içinde kanserli hücreler bilinçsizce çoğalmaya ve bölünmeye başlarlar ve bu kanserli hücreler bir araya gelerek tümöre dönüşürler. Bu tümörler sağlıklı dokuları rahatsız edebilir, yaralayabilir yada içlerine dağılabilir. Bölünen hücreler doğduğu tümörlerden kaçarlarsa, lenf dolaşımı yada kan dolaşımı ile vücudun diğer sağlıklı bölgelerine dağılabilirler. Yeni yerlerinde tümör kolonileri oluştururlar ve çoğalmaya devam ederler. Kanser hücrelerinin bu şekilde vücuttaki sağlıklı dokulara yayılmasına metastaz denir [3].

Kanser hücrelerini doğmaya başladığı organlar, dokular ve mikroskoptaki görüntülerine göre gruplara ayırabiliriz. Her bir gruptaki kanser çeşidi; büyüme hızları, yayılma şekli ve tedavi çeşidine göre farklılıklar gösterebilir. Bu yüzden hastaların tedavisinde vücudunda oluşan kanser tipine göre ayrı ayrı tedavi uygulanır. Kanserlerin çoğu aynı özellikleri göstermezler.

İnsan vücudunda değişim gösteren hücrelerin ancak çok az bir kısmı kansere sebep olabilir. Bu nedenlerden bazıları aşağıda verilmiştir:

1. Mutasyona uğrayan hücrelerin yaşam süresi sağlıklı hücrelere göre daha azdır ve bu nedenle ölürlür.

2. Mutasyona uğrayan hücrelerin büyük kısmında anormal büyümeye engel olan kontrol düzenekleri (Tümör baskılayıcı genler) vardır. Bu sayede yaşayan mutant hücrelerin az bir miktarı kanserli hücreye dönüşebilir.
3. Genellikle kanser riski olan bu hücreler çoğalıp tümör oluşturmadan vücudun immün sistemi tarafından ortadan kaldırılır.

Yukarıdaki durumu şu şekilde açıklayabiliriz: Genleri değişmiş mutant hücrelerin büyük kısmı kendi içinde orantısız derecede protein oluşturabilir. Oluşan proteinler hasta vücudunun bağışıklık (immün) sistemini uyarır ve antikör oluşturmaya yada kanserli hücreye duyarlı lenfosit oluşturmaya neden olurlar. Bu sayede kanserli hücrelerin ölmesini sağlarlar. Sonuçta ortaya çıkan ve doğruluğunu destekleyen gerçek ise organ transplasantasyonu sebebiyle immüsupresif tedavi gören hastaların kanser olma riskinin 5 kat artmasıdır [3].

Bağışıklık sistemimizin (immün sistem) çalışmasını engelleyen etmenlere kanser hazırlayıcı durumlar (predispozan) denir. İmmün sistem tarafından yok edilemeyen zararlı hücreler düzensiz bir şekilde çoğalır ve buldukları dokulara zarar verebilirler. Buldukları dokuyla kalmayıp çevre dokulara da yayılabilirler (invazyon). Vücutta herhangi bir bölgeye de lenf ve kan yoluyla iletilebilirler (metastaz).

Kanserin başladığı yerin en belirgin özelliği; kanserli kümenin etraftaki dokulara girişik olmasıdır. Bening (iyi huylu) tümörlerin sınırları belirgindir. Fakat malign (kötü huylu) tümörlerin sınırları belli değildir ve etraftaki dokulara sıkı şekilde bağlı dururlar. Hastalığın ilk aşamalarında genelde bu tümörler ağrısızdır. Kanserler üredikleri dokuya yani çoğaldığı yere göre isimlendirilir [3].

Tümörlü hücrelerin çevrelerindeki dokulara giderek vücut boşlukları sayesinde diğer doku ve organlara dağılmasına metastaz adı verilir.

Anormal bir şekilde çoğalan hücreler topluluğuna kanser denir. İyi ve kötü huylu olmak üzere ikiye ayrılırlar. Kötü huylu tümör hücreleri çevrelerinde bulunan başka doku ve organlara dağılabilirler. Buna metastaz denildiğini belirtmiştik [3].

1.2. Kanserin Sebepleri

Kanser hastalığının oluşmasının asıl sebebi hücreler bölünürken DNA eşlemede hatalı eşleme olması sebebiyle hücre yapısının değişmesidir. DNA zincirinde replikasyon olurken meydana gelen hataların birçok sebebi vardır ve bu sebeblere predispozan (hazırlayıcı) faktörler adı verilir. Hücre bölünmesinin asıl amacı dokuyu onarmaktır. Onarım ve yenileme esnasında ortaya çıkan hatalar kanserin ön habercisi olabilir [3].

1. Kansere alt yapı oluşturan bazı etmenler; gama ışınları, X-ışınları; ultraviyole ışınlar, iyonize edici radyasyonlar ve radyoaktif maddelerden yayılan egzotik partikül radyasyonlarıdır. Belirtilen ışınların etkisinde kalan dokularda çok fazla miktarda reaktif oluşur ve DNA replikasyonunu bozarak mutasyona neden olur. Buna örnek olarak çevredeki gürültü ve radyasyon kirliliği, yoğun trafik, dar sokaklar, kentleşme ve ozon ve oksijen birleşiminden kaynaklı kirlilik verilebilir.

2. Kimyasal birçok maddenin mutasyon geçirme ihtimali fazladır. Bu maddelere kanserojen madde adı verilir. Örneğin; kömür tozu, alçı tozu, sigara dumanındaki kimyasallar, silika tozu, anilin boya türevi ve metilmetakrilat gibi.

Günümüz toplumunda kanser riskini artıran en büyük kanserojen madde sigarada bulunur. Vücuttaki dokularda meydana gelen hasar hızlı bir şekilde bölünür ve zarar gören hücrelerin yerini alıp yeni hücreler meydana getirir. Dokuda mitoz bölünme ne kadar fazla olursa hücrenin bozulma riski de o kadar fazla olur. Bunlara örnek olarak bazı fiziksel etmenleri sayabiliriz: Dudak ısırma, saçla oynama, nevus (ben) koparma, yaraların kabuklarıyla oynama, bazı zararlı gıdaların çokça tüketilmesi gibi [3].

1. Kanser hastalığına yakalanma riski en çok ailenin genleriyle alakalıdır. Kanseler oluşurken birçok kez mutasyona uğrarlar ve buda yine kalıtsal yapıyla ilgilidir. Bir ailenin kanser hastalığını taşıma olasılığı kalıtsal genomlarda birden fazla mutant hücre bulunmasından kaynaklanır. Bu tip olaylarda kanserli hücreler çoğalmadan önce buna ek olan mutasyonlar kanserin başlamasına olanak tanır.

2. Kanserin ortaya çıkmasına viral etmenlerde sebep olur.

Günümüzde kadın hastalarda en fazla meme kanseri, rahim ağzı kanseri ve kalın bağırsak kanserine rastlanırken; erkek hastalarda en fazla akciğer kanseri, prostat kanseri, mide kanseri ve kalın bağırsak kanserine rastlanmaktadır. Tüm kanser tiplerinin yüzde on altısı ve tüm kansere bağlı ölümlerin yüzde yirmi sekizi; erkek hastalarda %35, kadın hastalarda ise %19 oranında Akciğer kanseri sebebiyledir. Sigara kullanımı akciğer kanserini büyük oranda tetikler.

Aşağıda kanser hastalığının görüldüğü yerlerin yüzdeleri verilmiştir:

Omurilik ve Beyin Kanseri %1

Cilt Kanseri %10

Meme Kanseri %14

Genital Bölge Kanselleri: Erkeklerde %20, Kadınlarda %8

Sindirim Sistemi kanselleri %25

Solunum Yolları Kanselleri: Erkeklerde %2, Kadınlarda %3

Karaciğer ve safra kesesi Kanseri %3

Diğer Organlar %8

1.3. Diğer Yaşa Bağlı Durumlar

Günümüzde tıp ve teknoloji olanaklarının gelişmesiyle beraber her geçen gün insan ömrü uzamaktadır. Hastalığın tedavisinin yada tanısının gecikmesinden kaynaklı oluşan bazı nadir durumlarda hasta yakınları ve doktor hastanın kalan ömrünü ön göremez tada bu süreyi belirleyemezler. Ayrıca bu hastalık bazı zamanlarda gerileme (spontanremisyon) gösterebilir fakat bu gerilemelerin hangi zaman aralıklarında olacağını anlamak olanaksızdır [3].

Kanser hastalığı sebebiyle gerçekleşen ölümlerin çoğu tümörün ilgili organı kaplamasından değil, hastanın çevreden kapıldığı enfeksiyon, kan hücrelerinde aşırı gerilemeler, dengesiz veya yetersiz beslenme ve vücutta oluşan yatmaya bağlı yaralar sebebiyle olur. Hastalığı ilerlemiş olan kişinin yakın çevresi, ailesi ve doktoru tüm kansere karşı yapılan tedaviler bitse dahi, hastaya son dakikaya kadar tıbbi

müdahaleleri yapmalı, moral vermeli ve destek olmalıdır. Hatanın ve yakınlarının en çok korktuğu durum ağrı olmasıdır. Bazen direkt kanserle alakalı olmasa da, tümörlü hücrenin tıkanmasına neden olduğu, enfeksiyon başlattığı ve sinirleri tuttuğu anda görülür.

1.4. İyi Huylu Ve Kötü Huylu Tümörler

Benign (iyi huylu) tümör hücreleri kanser değildir ve çevredeki dokulara atlamazlar. Ayrıca sınırları vardır ve etraftaki dokulara zarar vermezler. İyi huylu tümörler onkogen (farklılaşmış)'dir. Fakat mutasyon olasılığı yinede tahmin edilebilir. Vücuttan tamamiyle çıkarıldıkları zaman çoğunlukla tekrarlamazlar. Malign (kötü huylu) tümörler kanseri oluştururlar. Çevredeki organlara ve dokulara dağılılabirler ve kemik dokuyu bile eritme yeteneğine sahiplerdir (rezorbsiyon). Sınırları belli değildir. Uzak organlara da yayılabirler [3].

1.5. Kanser Tedavisi

Esasen bütün hastalıkların tedavisinde vücudun bağışıklık sistemi rol oynar. İmmün sistemimizi etkileyen nedenleri ortadan kaldırmak tedavi için ön adım olabilir. Kanser hücrelerinin nereye ve ne boyutta metastaz yaptığını öngörmek mümkün değildir. Bu yüzden tedavi gören hastaların immün sistemlerini güçlendirmek ve tümörlü bölgeyi onarmasını sağlamak asıl amaçtır [3].

Kanser tedavisini uzman onkoloji doktorları yapmaktadır. Günümüzde birçok merkezde Onkoloji Hastaneleri bulunmaktadır. Genel olarak kanser tedavisi 5 farklı yolla yapılır:

1. Cerrahi Tedavi (Tümörlü dokuyu ve etrafındaki invazyon riski olan az miktardaki sağlıklı dokuyu alıp çıkarmak. Bazı durumlarda kanserli dokuyu cerrahi müdahale ile çıkartmak olanaksız olabimektedir. Bu durumda hastaya radyoterapi veya kemoterapi uygulanır).
2. Radyoterapi (ışın) Tedavisi (Hastaya uygun dozda ışın uygulayarak kanserli hücrelerinin öldürülmesi amaçlanır).
3. Kemoterapi (kanser hücrelerini öldürmek üzere ilaçlar kullanılmasıdır).

4. Alternatif tıp: Bağışıklık sisteminin güçlendirilmesi ve hastalığın tedavisini daraltmayı amaç edinir. Ayrıca marjinalliğe açıklığı tedavi şeklinin güvenilirliğini artırır ve bu güvenilirliği kontrollü deneyler sonucu ispatlanmıştır. Tedavi öncesi uygulanır.

5. İmmünoterapi: Vücuttaki bağışıklık sisteminin hücrelerini tümörlü dokulara karşı etkin şekilde kullanılmasına denir. BCG uygulaması (idrar kesesi kanserinde kullanılır) buna örnektir.

Radyoterapi; vücuttaki tümörlü kümeleri öldürmek için hastaya uygulanan yüksek dozda radyasyon sonucu yapılan tedaviye denir. Teknolojinin gelişimi ile beraber kanser hastalığının tedavisinde birçok yeni tedavi uygulaması bulunmuştur. Hastalığın tedavisi süresince amaçlanan kanserli hücreye en yüksek radyasyon dozu verilerek çevredeki sağlıklı hücrelerin ise korunmasıdır. Lokalizasyon ciddi derecede önemlidir. Hasta için doğru tedavi yöntemi ve doğru lokalizasyon ile doğru ışınlama tedavi için büyük önem taşır. Demetlerin kalitesi tedavinin düzenli gitmesi için önem taşır. Bu yüzden dozimetreler ortaya çıkmıştır. Dozimetreler için ise belirli zamanlarda kontroller yapılması gerekmektedir. [1,2].

Radyoterapi birçok fiziksel parametre ve cihaz içermesi bakımından fizikçiler bakımından önemli bir çalışma alanıdır. Radyoaktif kaynaklar, radyoterapi cihazları, bu alanda araştırılması gereken çok sayıda parametre ve teori içermektedir.

Yüksek dozda ışın verilerek yapılan tedavi şekline radyoterapi denir. Radyoterapinin amacı kanserli hücreyi öldürmek ve bu esnada sağlıklı dokuyu koruyabilmektir. Bu tedavinin yapıldığı çalışma alanlarına ise Radyasyon Onkolojisi denir. Yüksek dozlu ışının biyolojik etkilerini inceleyen bilim dalına Radyobiyoloji denir. Radyoterapi tek başına yapılabilir ancak cerrahi ya da kemoterapiyle de birleştirilebilir. Radyoterapi cerrahi müdahale ile eşleşen sonuçlar olması durumunda hastanın organının korunmasını sağlar ve çok fazla hücre kaybını önler.

1.6. Radyoterapi nasıl etki eder?

İyonize radyasyon genellikle çok hızlı üreyen hücreleri yok eder veya çoğalmalarını yavaşlatıp durdurabilir. Tümörlü kümeler sağlıklı hücrelerden çok daha hızlı bir şekilde büyür ve üreyebilir. Radyoterapi ise bunu engellemeye yardımcı olur. Radyasyonun verilmesi esnasında sağlıklı hücrelerde etkilenir ancak tümörlü kümelerin tersine aldıkları radyasyonun etkisini çabuk atarlar. Sağlıklı dokuların korunması amacıyla hastaya verilecek günlük dozlar ya da toplam dozlar hesaplanıp düşük doz vererek başlayıp planlanan doza çıkılması sağlanır. Asıl amaç radyasyonun olabildiğince kanserli dokuya verilmesidir. Bu yüzden radyoterapi hastaya seanslara bölünerek verilir [3].

1.7. Radyoterapinin Amaçları Ve Yararları Nelerdir?

Daha öncede söylediğimiz gibi asıl amaç kanserli kümelerin yok edilmesi ve sağlıklı dokuları olabilecek en az hasarla kurtarmaktır. Bu tedavi genellikle tüm organlarda kanserli hücreleri öldürmek için kullanılabilir. Bazı hastaların tedavisinde olası tek tedavi şekli radyoterapidir. Bu hastalıktan kurtulan birçok kişinin tedavisinde cerrahi yollarla birlikte radyoterapi kullanıldığı tespit edilmiştir. Lokal tedavi şeklidir. Yani vücutta sadece kanserli dokuyu hedef alır. Özel durumlarda kemoterapi ve sistemik tedaviye ek olarak radyoterapide kullanılabilir.

[3].

1.8. Radyoterapi Uygulama Dozları

Kanserli hücrelerin çoğalmasını engellemede iyonizan radyasyon kullanılır. Buda yüksek enerjili foton ya da hızlandırılmış subatomik partikül anlamına gelir. Radyasyonun absorbe edilen doz birimi eskiden 'rad' olarak kullanılıyordu. Günümüzde ise yerini GRAY (Gy)' a bırakmıştır. 1 Gy, bir kilogramlık dokuda absorbe edilen bir joule'lik enerji miktarına denir. Radyoterapi uygulanan bir hasta tedavisinin zaman aralığına göre yaklaşık 40 ile 70 Gy arasında radyasyona maruz kalır. Günümüz mamografi aygıtlarında ise maruz kalınan doz yaklaşık 0,1 ile 0,2 mGy arasındadır.

Radyasyonda amaç, hücrelerin DNA'larıyla oynamak ve bu sayede çoğalmasını engellemektir. Bunun sonucunda mitotik hücre ölümü veya Apoptosis (programlanmış hücre bölünme tipi) ile hücrelerin yok edilmesini sağlamaktır. Ayrıca radyasyondan zarar gören sağlıklı hücreler kendi kendini onarır ve tekrar eski haline dönebilir [3].

Radyasyonun kanserli hücrenin yapısında meydana getirdiği etki, foton direkt olarak DNA' daki kimyasal bağları iyonize etmesi sonucunda DNA sarmalında oluşan kırığa bağlıdır. Ya da vücuttaki hücrelerde bulunan su moleküllerinin iyonizasyon sonucunda DNA zincirinden elektron koparması şeklinde oluşan kırıklardır.

Bazı kırıklar ölüme neden olmayan küçük hasarlar oluşturur. Oluşan bu hasarlarında hücre kendini yenilerken onarır. Fakat bu durum en çok sağlıklı hücreler için geçerlidir. Büyük bir kısım kanserli hücre bu olayı gerçekleştirmez. Ancak vücutta depolanan subletal (öldürücü dozdan düşük) kanserli hücrelerin öümüne sebep olur. DNA' da oluşan diğer hasarlar ise kanserli kümenin bulunduğu organın çevresel ve yapısal koşullarına göre ya ölür ya da onarıma başlar. Radyoterapi yaygın olarak; meme, prostat, rahim, cilt, beyin kanserlerinin tedavilerinin yanı sıra lenf ve kan kanseri tedavisi içinde kullanılır.

Kaynak ile hastanın tümörlü dokusu arasında belli bir uzaklık varken yapılan ışınlama sistemine External (harici-dışardan) Radyoterapi denir. Ortaya çıkan hastalığın çeşidine göre doktorun belirlediği tedavi Co-60 veya Lineer hızlandırıcılar yardımıyla hastaya dışarıdan uygulanabilir. External ışınlamada fotonlar ve X-ışınları kullanılır.

Işınların enerjileri arttıkça hücre ya da dokuların daha alt kısımlarına etki eder.

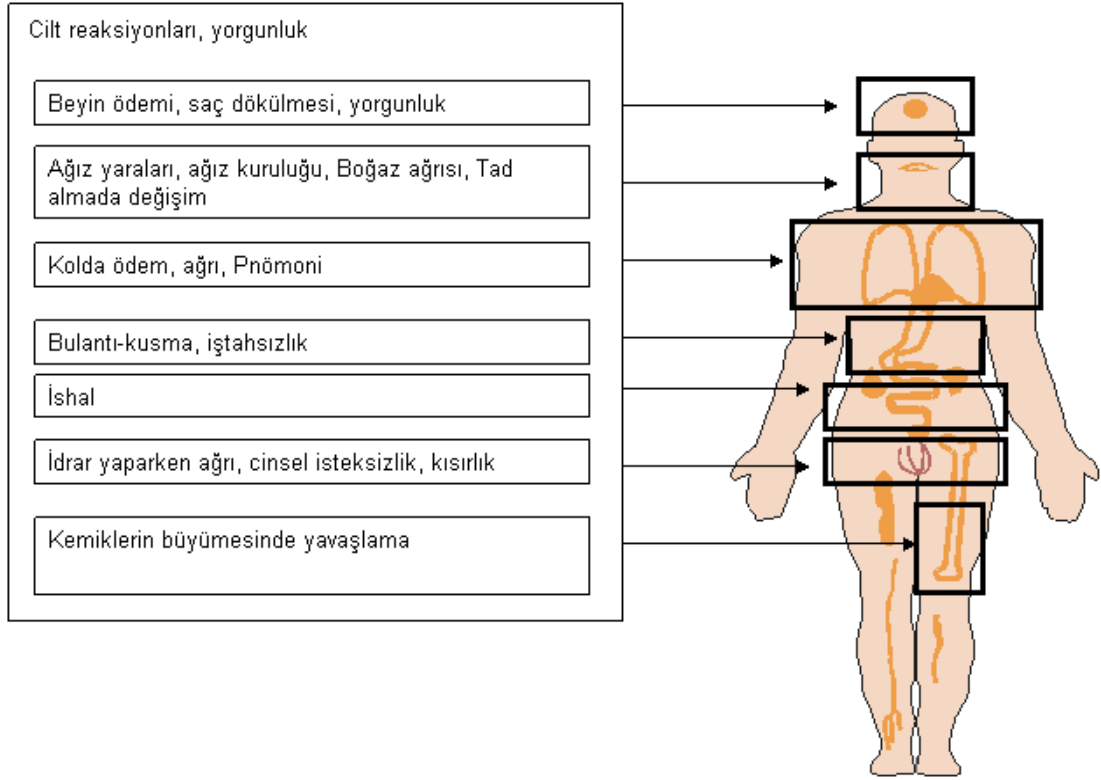
1.9. Gama Işını Ve Kobalt Terapi Sistemleri

Radyoterapide kullanılan diğer foton çeşidi ise gama ışınlarıdır. Gama ışınları bazı bozunumlar sonucu elde edilir. Bunlar Radyum, Uranyum ve Co-60 dır. Kanserli tümörlere Co-60 da X-ışınları da aynı etkiyi gösterir. Co-60 ile lineer hızlandırıcıların arasındaki farklar: günümüzde gama ışınlama sisteminin yerini artık lineer hızlandırıcılar almıştır. Lineer hızlandırıcılar yüksek enerjilidir fakat bu durum kobalt için geçerli değildir. Bundan dolayı lineer hızlandırıcılar kanser hücrelerinin ölümünde daha etkilidir. Diğer avantajı ise lineer hızlandırıcılar istenildiği zaman açılıp kapatılabilirken bu gama sistemlerinde olanaksızdır.

1.10. Radyoterapi Tedavisinin Planlanması

Tedavide Radyoterapi yöntemine başlamadan önce ilk olarak röntgen filmleri çekilir ve hastaya hangi açılardan ışın verileceği planlanır. Ölçümler simülasyon cihazları sayesinde yapılır. Yani Tomografi cihazı. Ölçümlerden önce tümörlü hücrelerin olduğu kısımlar işaretlenir. Tedavi ışınlarının doğru bölgelere verilmesi için dövme ya da küçük işaretlemeler yapılır.

Artık günümüzde bilgisayar destekli tedavi cihazları kullanılmaktadır. Bu cihazlar hasta tedavisi için daha hassas ölçümler yaparken sağlıklı dokulara da en az miktarda zarar verilmesini sağlar. Tedavi planlanırken bilgisayar destekli 3D model kullanılır. Hastaların filmleri ise MR veya Tomografi cihazlarının yardımıyla çekilir.



Şekil 1.1. Radyoterapiye Bağlı Gelişen Yan Etkiler

1.11. Radyoterapinin Kanser Tedavisinde Kullanım Şekli Şunlardır

1.11.1. Palyatif radyoterapi

Palyatif Radyoterapi ileri derecede kanser hastalarının hastalıklarının evrelerine göre incelendiği sonuçlarının değerlendirildiği en az zamanda en yüksek dozun verildiği radyoterapi çeşididir. Bu tedavide amaç hastayı günlük hayatından koparmamak huzursuz etmemek için her gün farklı dozların verilip en az zamanda Radyoterapi sürecini sonlandırmaktır. Bu tedavi şekli yaklaşık 14 gün uygulanır ve günlük ve haftalık uygulanış şekilleri vardır. Amaç hastayı yaşamdan koparmamak rahatlamasını sağlamaktır.

1.11.2. Küratif radyoterapi

Bu tedavinin asıl amacı çok yüksek oranlarda doz vererek artık hastalığı iyileştirmek ve bir daha yenilenmesine izin vermemektir. Bu tedavi süresi ortalama 30 ile 40 gün arasında gerçekleşir. Hastanın vücudunun radyasyona karşı verdiği tepkiye göre bu süre uzayabilir ya da kısılabılır. Küratif Radyoterapi farklı şekillerde yayılır.

1.11.3. Adjuvan tedavi

İlk olarak uygulanan tedavinin ya ameliyatla yada ışın tedavisiyle yapıldığı ve amacın kanserin yeniden nüksetmesini engellemek olduğu küratif radyoterapi yöntemidir. Vücutta en sık adjuvan radyoterapi uygulanan kanser türleri göğüs, mide, beyin tümörleri ve benzeridir.

1.11.4. Neoadjuvan tedavi

Bu tedavi şekli küratif Radyoterapi eşidinde tedavinin nasıl seyrettiğini izlemek amacıyla kanserli bölgeyi küçültüp oraya ameliyat yapılmasını sağlamaya yarar.

1.11.5. Definitif tedavi

Bu yöntem ya tek başına yada beraberinde ışın tedavisi ile uygulanabilir. Bu yöntemde hastaya ameliyat uygulanmaz, gerek duyulursa yani hastalık yeniden n ksederse o zaman ameliyat düşünülebilir.  rnek olarak erken evre glottiklarins kanserleri verilebilir.

1.12. Radyoterapinin riskleri nelerdir ?

Önceki bölümlerde anlattığımız üzere radyoterapinin kanserli hücreleri yok ederken bir kısım sağlıklı dokuya da az oranda zarar verebildiğini söylemiştik. Oluşan bazı yan etkilerde tedavi sırasında sağlıklı hücrelerin zarar görmesinden kaynaklıdır. Hasta vücudunda görülen bu yan etkiler büyük oranda tedavi bittikten sonra kendi kendine ya da uygun ilaçlar yardımıyla kaybolur. Genellikle kanserli hücrelerin öldürülmesinin getireceği bazı yararlar da vardır. Fakat kabul edilebilecek oranda yan etki oluşma olasılığı her evrede vardır.

Radyoterapi tedavisi gören kanser hastalarının etrafa radyasyon yayma gibi bir ihtimali yoktur. Radyasyon sadece tedavinin gerçekleştiği odada vardır ve etkilidir.

1.13. Radyoterapi Nasıl Uygulanır?

Radyoterapi External (dışarıdan) ya da Brakiterapi (kısa mesafede-yakından) radyoterapi olarak iki kısımda incelenir. Hastalığın oluşumuna göre tek tek ya da ikisi aynı anda da uygulanabilir. Genellikle birçok hataya tümörün çeşidine göre External radyoterapi uygulanır. Dışarıdan tedavide kanser hastaları uzak mesafeden gelen foton demetleri yardımıyla tedavi edilirler.

Dışarıdan radyasyon tedavisinde kanser hastaları acı ya da ağrı duymazlar ve genelde ayakta tedavi olanağı sağlar. Radyoterapi cihazlarından elde edilen iyonize ışınlar tümörlü bölgeye ve etraftaki az miktarda sağlam dokuya gönderilir. Radyoterapi cihazlarının bir kısmı derinin yüzey kısmına yakın oluşan tümörlerin tedavi edilmesinde kullanılırken ve iyi sonuç verirken, bir kısmı da vücuttaki daha iç kısımlarda oluşan tümör hücrelerinde daha iyi sonuçlar verebilirler.

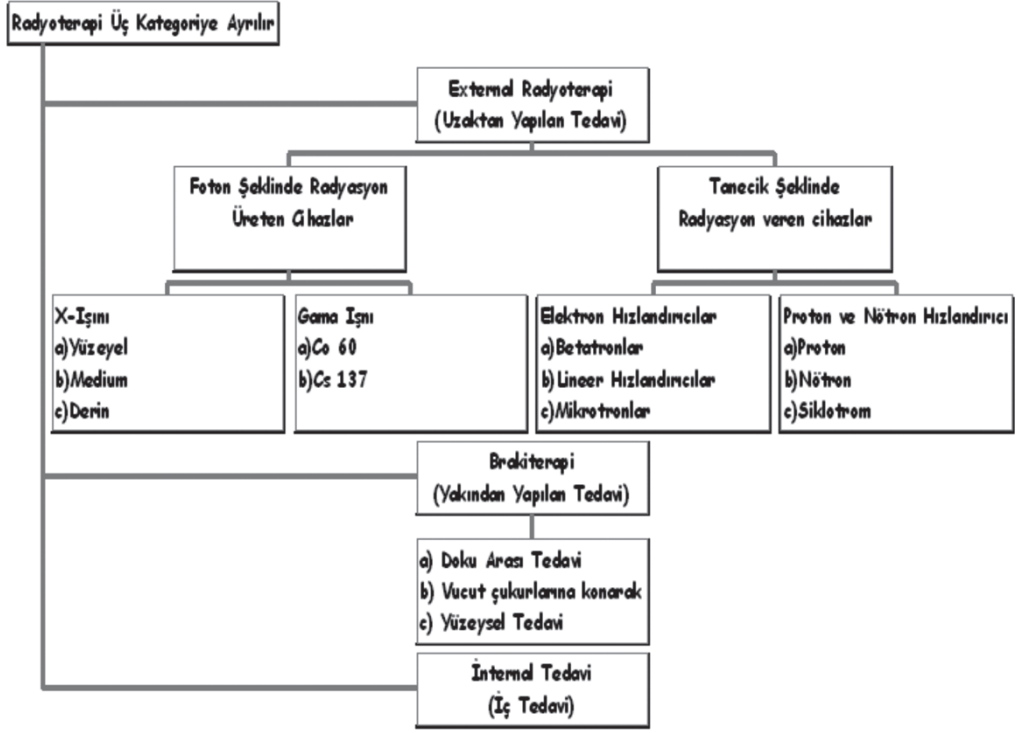
Günümüzde kanser tedavisinde en fazla kullanılan cihaz LINAC'lardır. Lineer hızlandırıcılar elektrik enerjisi yardımıyla iyonize radyasyonla ve X-ışınları yardımıyla derine nüfus etmiş tümör hücrelerinin tedavisi yapılır. Aynı zamanda yüzeydeki tümörlerin de tedavisinde kullanılabilir. Kobalt-60 kaynağı gibi cihazlar ise elektrik enerjisi yerine doğrudan radyoaktif maddeleri gönderir.

Brakiterapide kaynak direkt olarak vücut içerisine yerleştirilir. Bu tedavi şekline implant tedavide denir. Brakiterapi, External radyoterapiye göre az oranda kullanılmaktadır. Yakın mesafe tedavide kaynak implant adı verilen küçük bir tutucuya yerleşir (I-125, Ir-192 gibi). İmplantların şekilleri; tel, plastik tüp (kateter) ya da kapsül şeklinde olabilir. Kısa mesafe tedavinin avantajı kanserli hücreye ya da risk taşıyan bölgeye çok yüksek miktarda doz verebilir. Aynı zamanda doz hızının çok süratli azalmasına da bağlı çevre organlar çok az miktarda doz alabilirler.

1.14. Radyoterapi Uygulamaları

Yüksek enerjili radyasyon aracılığıyla radyasyon tedavisinin kanser üzerindeki etkilerini inceleyen kanserli hücrelerin hareketlerini araştıran inceleyen ve üzerinde uygulama yapan bilim dalına Radyasyon Onkolojisi denir. Radyoterapiye bağlı gelişen teknolojik cihazların gelişimi uygulama tarzı ve kullanma tekniğine doğrudan yansır. En çok gelişme katedilen tedavi yöntemleri; 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)'dir [4]. Asıl amaç radyoterapi için tümörler ve tümörlü dokulardır. Daha öncede belirttiğimiz gibi sağlıklı dokuların en az zarar görülmesi sağlanmalıdır. En çok kullanılan yöntem günümüzde external radyoterapidir. Fakat brakiterapi de tedavi seçenekleri arasında yer alır [4].

Dışardan tedavi esnasında kanserli hastaya bir tek yerden ışın verilebilir ya da paralel iki alan arasında veya 3-4 alanda arasından uygulanır. Ayrıca ark veya döndürme tekniği ve 3D planlamalarla stereotaksik yöntemlerde uygulanabilir.



Şekil 1.2. Radyoterapi cihazlarının sınıflandırılması

1.15. Radyoterapi Aygıtları

1.15.1. Kilovoltaj Aygıtları

- Kontak Tedavi Aygıtları:

-40-50 KeV

-0,5-1,0 mm alimünyum ile filtre edilebilirler.

-SSD= 2 cm

-%50 derin dozları 5 mm dedir.

- Superfisiyal Tedavi Aygıtları

-50-150 kV

-1-4 mm aliminyum ile filtre edilebilir.

-SSD= 20 cm

- %50 derin dozları 1-2 cm 'dedir.

- Ortavoltaj Tedavi Aygıtları:

- 150-500 Kv

-1-4 mm bakır ile filtre edilebilir.

-SSD = 50 cm

-%50 derin dozları 5-7 cm'dedir.

1.15.2. Süpervoltaj Aygıtları

-500-100 kV

-4-6 mm bakır ile filtre edilebilir.

-%50 derin dozları 5-7 cm'dir.

1.15.3. Megavoltaj Aygıtları

1- Radyoaktif kaynaklarla çalışan teleterapi cihazları [4].

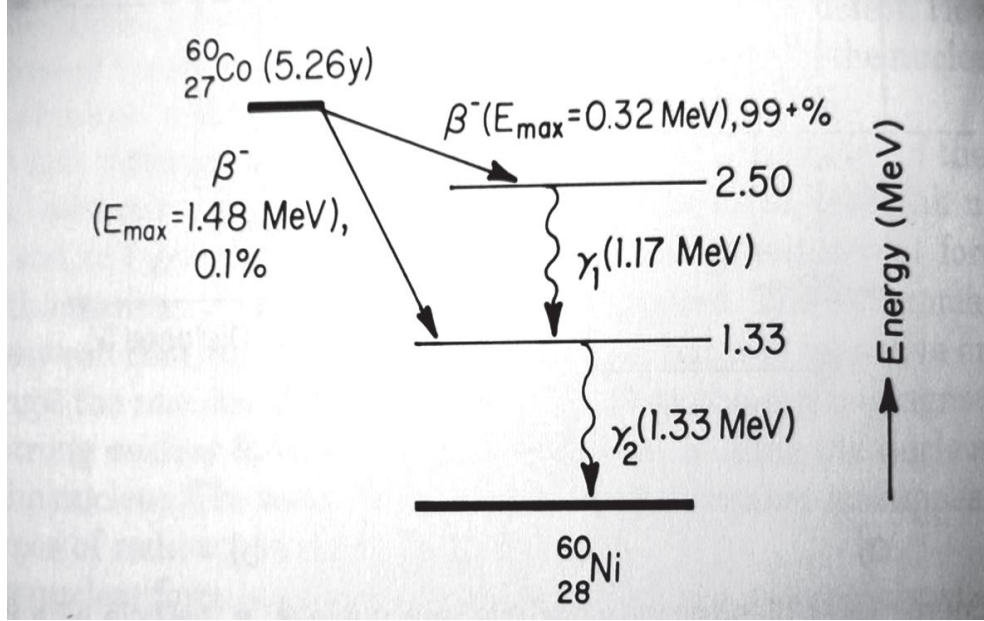
1.15.3.1. Co-60 Tedavi Aygıtları

Kobalt-60 radyoizotopları tedavi için kullanılan radyasyon kaynaklı teleterapi cihazıdır. Doğal kaynak olan Co-59 izotopunun nötron bombardımanı sonucu kobalt-60 ortaya çıkar (Şekil 1.3) [4].



Şekil 1.3. Co-60 tedavi cihazı

1951 yılında Kanada’da kobalt cihazı ilk kez kullanılmıştır. Kobalt-60 cihazlarının ortalama enerjileri yaklaşık 1,25 MeV’ dir. Yarı ömrü ise yaklaşık 5,3 yıldır. Kobalt-60 yarı ömrü tamamlanincaya kadar ışın salınımı yapar. Bu yüzden wolfram ve kurşun gibi özel malzemelerle zırhlanmışlardır [4].

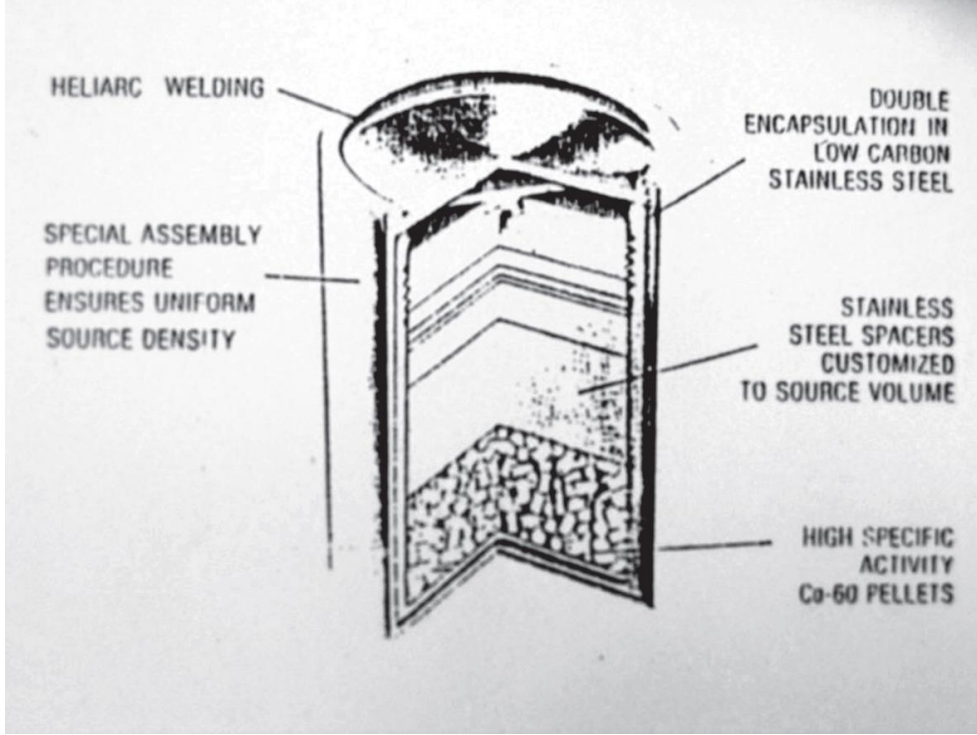


Şekil 1.4. Co 60 bozunma şeması

- Beta bozunumu sonucu oluşan gama ışınları kanser tedavisinde kullanılır.
- Gama ışınlarının kalitesi 11 mm kurşun (Pb)’ dur.
- Ortalama enerjisi 1.25 MeV’ dir.
- Beta (β) ışınları kaynak kapsülü ve kolimatör tarafından absorbe edilir.

1.15.3.2. Co-60 kaynakları

- 1 cm kalınlığında 1-2 cm çapında daire şeklinde diskler veya
- 2 cm uzunluğunda 1 cm çapında tüfek kurşunu veya
- Birkaç hap şeklinde kaynakların gruplanmasıyla oluşan 1-2 cm çapında küre şeklindedir [4].

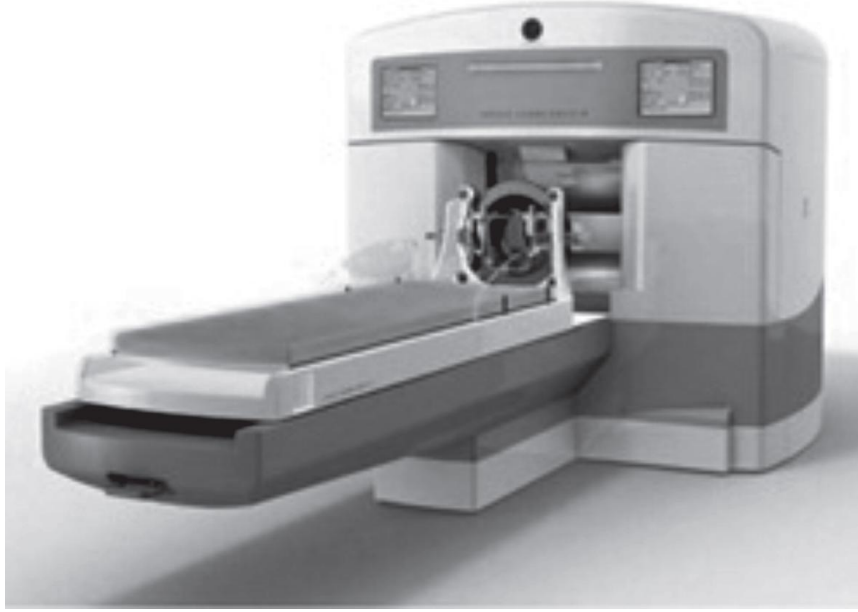


Şekil 1.5. Co-60 Kaynağının Yapısı

Co-60 izotoplarında her ay %1, yılda %13 ve beş yılda %50 aktivite azalması olur. Bu kaynaktaki SSD 80 cm olan noktaya dakikada yaklaşık 120 ile 200 cGy arasında gama ışınları ulaşır. Co-60 teleterapi cihazları; beyin tümörleri, baş-boyun kanserleri, kemik ve yumuşak doku metastazlarının tedavisinde kullanılırlar [4].

1.15.3.3. Gamma Knife

Tümörlerin cerrahi işleme gerek kalmadan tedavisi mümkündür. Gamma knife de bu yöntemlerden biridir. Gamma knife sistemine göre daha küçük çaplı tümörleri ameliyat işlemine gerek kalmadan tedavi etmede etkili bir yöntemdir. Gamma knife sistemi kısa süren bir tedavi sistemidir (Şekil 1.6).

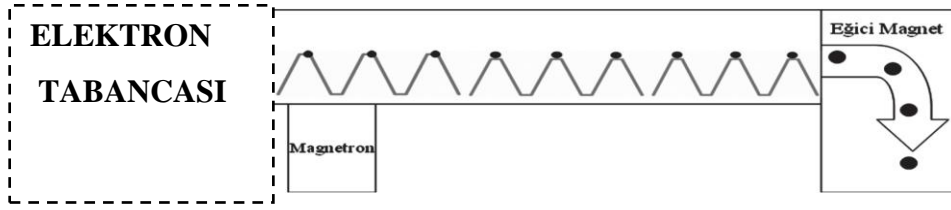


Şekil 1.6. Gamma-knife

Gamma Knife cihazında homojen dağılmış 201 adet Kobalt 60 kaynağı bulunmaktadır. Seçilebilen 4 farklı kolimatör büyüklüğünde radyasyon demetleri hedefe yönlendirilmektedir. Fiksasyon için metal bir çerçeve kranyuma (kafatası) takılır. Tedavide bu çerçeve tedavi masasına sabitlenir. Genellikle %50'lik izodoz hattına normalizasyon yapılır. Keskindoz düşüşü ve kusursuz immobilizasyon avantajına sahiptir. Ancak belirli bir tümör büyüklüğüne kadar hedefler için uygun olması, invaziv (Bir mikroorganizmanın bir konağa girme, orada gelişebilme ve konağın vücudunda yayılarak üreme yeteneği) bir işlem gerektirmesi nedeniyle çoğunlukla tek fraksiyonluk tedavilerin uygulanabilmesiyle zamanla kaynak aktivitesinin düşmesine bağlı olarak tedavi sürelerinin uzaması cihazın dezavantajı olarak gösterilebilir [4].

1.16. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcı cihazı eksternal bir tedavi sistemidir. Yani uzaktan tedavi sistemine dahildir. Bu tedavi cihazında kullanılacak X ışınları ve elektron demetlerini sistemin kendisi üretir.



Şekil 1.7. LINAC Hızlandırma Tüpü

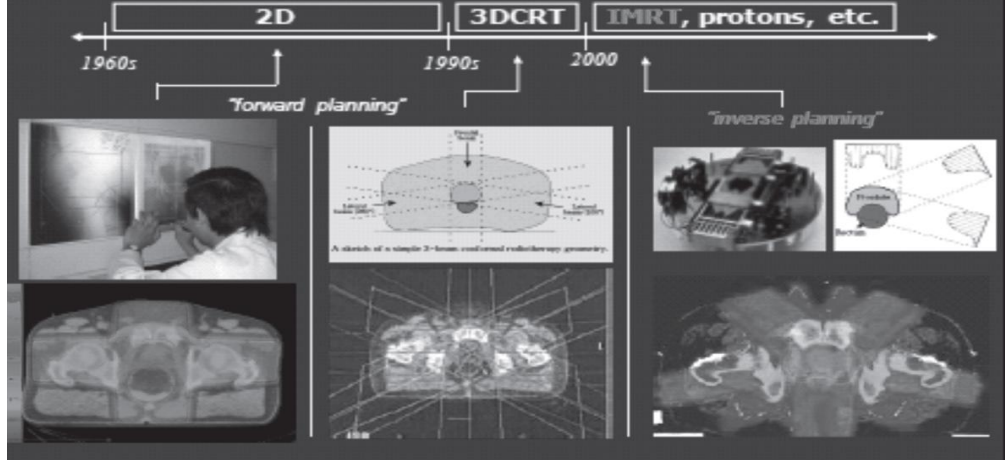
- Bu sisteme göre güç kaynağı modülatöre elektriksel güç sağlar.
- Modülatörde pals oluşum network'ü ve anahtarlama tüpü olarak thayratron bulunur.
- Thayratrondan oluşup giden palsarklystron veya magnetron veaynı anda elektron tabancasına gider.
- Magnetron veya klystronda oluşan pals halindeki mikrodalga akseleratör tüpüne dalga kılavuz sistemiyle iletilir.
- Uygun bir anda elektron tabancasından çıkan elektronlar da akseleratör tüpüne iletilir.
- Elektronların tabancadan çıkış enerjisi yaklaşık 50 keV'dir.
- Elektronlar akseleratör tüpünden çıkışta yaklaşık 3 mm çapında çıkarlar.

1.17. Brakiterapi

Brakiterapi yakın mesafe kanser tedavisidir. Radyoaktif malzemelerin vücut yüzeyine konularak brakiterapi yapılmaktadır. Brakiterapi yakından tedavi sistemi olduğu için uzaktan tedavi sistemine göre daha iyi sonuçlara ulaşmayı sağlar. Daha geniş ve belirgin sonuçlara ulaşmamızı sağlar. Brakiterapi hakkında materyal ve metod bölümünde daha geniş bilgi verilmiştir.

1.18. Radyoterapide Son Uygulamalar

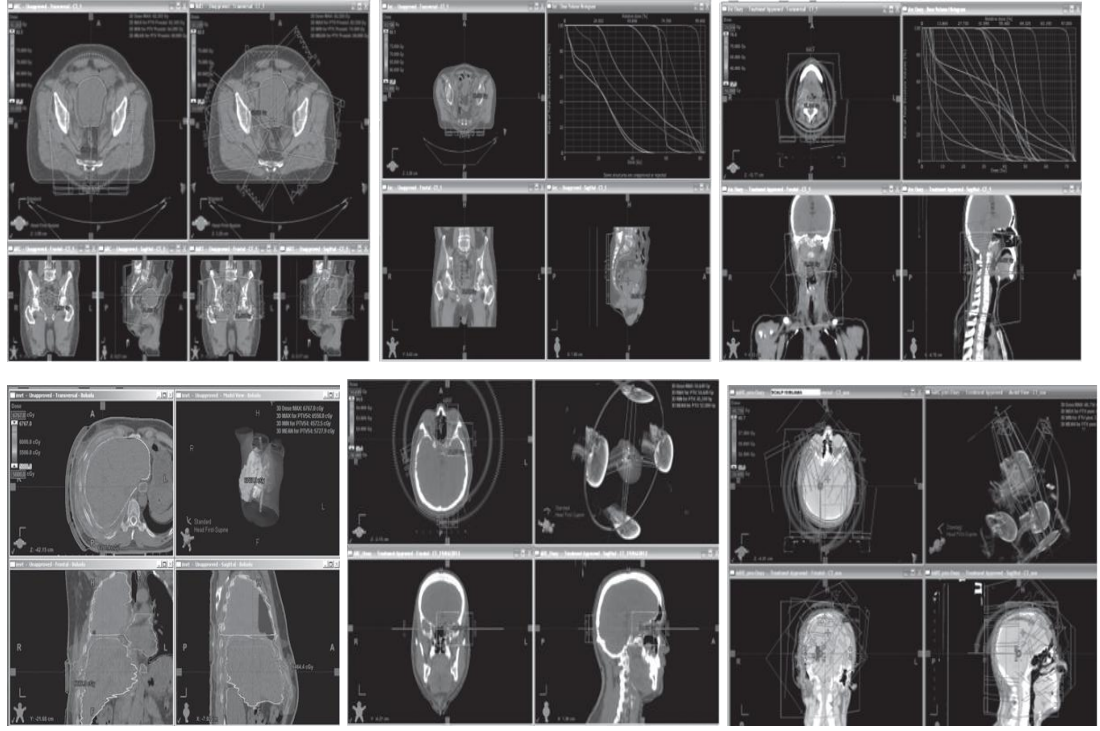
Üretilen son teknolojik cihazlar sayesinde; 2 boyutlu (2D) planlamadan,3 boyutlu (3D) planlamaya ve IMRT' ye geçişte büyük kolaylıklar sağlanmıştır (Şekil1.8).



Şekil 1.8. Doz dağılımlarının ve kritik organ korumalarının 2D tedavi planlamalardan 3D, IMRT tedavi planlama tekniklerine göre nasıl değiştiği görülmekte.

2D planlamada; hasta konturu elle girilir, ışın geometrisi gantri açısı ile ya da izomerkez ile daha çok simülasyon sırasında belirlenir, ışınların merkezi eksen derinliği hesap için kullanılır, heterojenite düzeltmesi yapılmaz, basit hesaplama algoritması kullanılır ve doz dağılımları merkez düzlemde oluşturulur ve değerlendirilir. Buna karşın, 3D planlamalarda; tedavi bölgesinde hedef üç boyutlu tanımlanır, ışın geometrisi üç boyutlu hedef volüme göre tespit edilir, doz hesabı üç boyutta yapılır, doz hesap algoritması; ışın diverjansını ve heterojenite düzeltmesini bütün yönlerde hesaba katar. Tedavi plan üç boyutta analiz edilir ve değerlendirilir.

Tedavi planlama algoritmalarındaki yeniliklerle birlikte IMRT ile kritik organ korumalarının daha iyi yapılmakta ve ışınlanacak bölgeye yani tümöre istenilen doz daha iyi verilmektedir. IMRT ve Volumetri Modulated Arc Therapy (VMAT) tedavi teknikleri ile kritik organların korumalarının zor olduğu ışınlamalarda daha iyi sonuçlar alındığı ve kritik organların daha iyi korunduğu görülmüştür. Aşağıdaki resimlerde bazı uygulamalar gösterilmektedir (Şekil 1.9) [5].



Şekil 1.9. IMRT ve VMAT planlama örnekleri

1.19. Özel Tedavi Teknikleri

1.19.1. Yoğun Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy) (IMRT)

Yoğun radyoterapi yönteminde farklı derinlikte işlem yapılır. Bu tedavi yönteminde amaç kanserli dokuyu tedavi ederken etrafındaki sağlıklı dokuları en olabildiği kadar korumayı amaçlar. IMRT yoğun doz hesaplamalarını kapsamaktadır. Bu durumda daha kompleks hesaplamalara ve sistemlere ihtiyaç duyulur [5].

1.19.2. Hacimsel Çıkışlı Radyoterapi (Volumetric Modulated Arc Therapy) (VMAT)

Hacimsel çıkışlı radyoterapi de tedavi kafası farklı açılarda hasta etrafında sürekli dönmektedir. Tedavi kafası hareket ettikçe MLC'ler de hareket eder. Hacimsel çıkışlı radyoterapi yönteminin kullanılabilmesi için daha üst düzey ve karmaşık sistemleri algılayabilecek yazılım sistemlerinin kullanılması gerekir.

VMAT tedavisinde kullanılan aletler görüntü eşliğinde radyoterapiye (IGRT) olanak sağlar. IGRT ile tümörün yeri ve evresi daha doğru tespit edilebilmektedir. Görüntü rehberliğinde yapılan radyoterapi ile IMRT ve VMAT sayesinde çok küçük hacimlere çok yüksek dozlar verilir. Özellikle VMAT tedavisi; daha az monitor unit (MU) ve daha kısa tedavi süresi ile tedaviye kolaylık sağlamaktadır [5].

1.19.3. Görüntü İle Oluşturulan Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy) (IGRT)

Tümörlerin yasının uygun olmaması ve organların yapılarının birbirinden farklı olmasından dolayı IGRT yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntem ile tümörlü dokunun tam olarak yerinin görüntülenmesini sağlar. Bu yöntem ile tümörün yerinin belirlenmesine ek olarak tümörün bulunduğu normal dokularında net olarak görüntülenmesini sağlar. IGRT yönemi kullanılarak tümörün olduğu organ ve etrafındaki sağlıklı dokuların aldığı radyasyon miktarını dengelemek ve kontrol altında tutmak için en uygun yöntemdir. En geniş çaplı yöntem ve tüm sorunların cevabının bulunmasına olanak sağlar. VMAT, IMRT ve IGRT gibi yeni tedavi tekniklerin devreye girmesi ile konvansiyonel radyoterapiye göre daha dar emniyet sınırları verilebilmekte ve istenilen doz artışları sağlanabilmektedir [5].

1.19.4. 4D Radiotherapy (Dört Boyutlu radyoterapi)

IGRT'nin eksik olan zaman sistemini tamamlayan yöntemdir. Soluk alıp vermeye bağlı olarak organların hareketinde oluşan farklılıklara uygun olarak tedaviyi planlayıp organize eder.

Bu yöntemde elde edilen verilerin görüntülenebilmesi için bir tomografi sisteminden yararlanır. Bu yöntem de solunum önemli faktör olduğu için solunum ayrı ayrı bölümlere ayrılarak her organ için ayrı ayrı tarama yapılarak tümörün tam olarak yerinin ve şeklinin belirlenmesine yardımcı olur. 4D yöntemi ile solunum kontrol edilir. nefes alırken veya nefes verirken radyoterapi uygulayabilmek ya da küçük ve az hareketli tümörlerde tüm solunum fazlarında hareketi kapsayan entegre tümör hacmini tedavi etmektir [5].

Bu tez çalışmasında Brakiterapi'de kullanılan radyoaktif kaynaklar incelenecektir. İkinci bölümde önceki çalışmalar kısaca özetlenecektir. Üçüncü bölümde materyal ve metod kısmının içinde brakiterapi ile ilgili geniş bir teorik bilgi verilecek, Brakiterapi'de kullanılan radyoaktif kaynaklar tanımlanacak, kullanıldıkları yere ve amaca göre sınıflandırılacaktır. Ayrıca Kerma birimi tanımlanıp Brakiterapi sırasında alınacak dozlar tartışılacaktır. Dördüncü bölümde yer alan Bulgular ve tartışma kısmında Brakiterapi'de kullanılan radyoaktif kaynakların fiziksel özellikleri ve dikey şemaları anlatılacaktır. Ir- 192 kaynağının iki boyutta TG-43 formuna göre açığa ve r (yer vektörüne göre değişimi incelenecektir. Sonuçlar ve öneriler kısmında elde edilen sonuçlar yorumlanacaktır.

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Tez çalışmasının deneysel aşamasından önce yapılan literatür çalışmasında, bu konu ile ilgili Türkiye'de daha önce yoğun bir çalışmanın yapılmadığı tespit edilmiştir. Yapılan çalışmalar daha çok radyoterapinin dış ışınlama yöntemiyle yapılan çalışmalar formatındadır.

Cengiz, (2009) yaptığı tez çalışmasında, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Alcyon-II marka kobalt-60 teleterapi cihazının verdiği doz değerini, Al₂O₃(TLD-500) ile ölçmüştür. Işınlama kobalt-60 cihazında 10 cm × 10 cm alanda, SSD (kaynak cilt mesafesi) tekniği kullanarak yapılmıştır. Işınlanan Al₂O₃(TLD-500)'ler için okumalar Gazi Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesinde bulunan ELSEC 9010 OSL sayma sistemi kullanılarak alınmıştır. Al₂O₃(TLD-500)'ler doku eşdeğeri katı fantomda 1 cm derinliğe yerleştirilerek, 0,05 Gy'den 1 Gy'e kadar dozlar verilmiş ve bir kalibrasyon eğrisi oluşturulmuştur. Ayrıca doku eşdeğeri katı fantomda farklı derinliklere yerleştirilen Al₂O₃'ler için derinlikle değişen %DD grafiği oluşturulmuş ve aynı şartlarda iyon odası ile ölçülen %DD grafiği ile karşılaştırılmıştır.

Alkan, (2006) yaptığı tez çalışmasında ESOGÜ Radyasyon Onkolojisi A.D.'nda bulunan Elekta marka Precise model lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV ve 18 MV X-ışını enerjileri kullanılarak, rando fantom ile CMS marka XiO model 4.2.2 versiyon tedavi planlama sistemi içerisinde bulunan ölçüm-tabanlı ve model-tabanlı algoritmaların homojen olmayan vücut yapıları için doğrulukları karşılaştırmıştır. Rando fantomun bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri elde edilip, BT'den gelen enine kesitlerde üç boyutlu görüntü oluşturulacak şekilde konturlama yapılmıştır. Homojen olmayan tedavi alanları, sağ akciğeri ve mediasteni içine alacak şekilde 15x15 cm² ön arka alanlardan ve kranium da 10x10 cm² sağ sol yan alanlardan izosentrik olarak TPS'de hesaplatılan sürelerden ışınlanmıştır. Film dozimetresi yapılarak her iki algoritmanın homojen olmayan alanlarda doğrulukları değerlendirilmiştir. Model-tabanlı algoritma akciğer inhomojenitesi için film dozimetresi ile ±%2 içinde, ölçüm-tabanlı algoritma ±%5 içinde uyumludur.

Kranium inhomojenitesi için her iki algoritma film dozimetresi sonuçları ile $\pm\%2$ içinde uyumludur.

Kömsöken, (2012) yaptığı tez çalışmasında radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıdan (LINAC) elde edilen elektron enerjileri ve pozitron emisyon tomografide (PET) kullanılan $\beta+$ kaynaklarının enerji değerlerinde akciğer, beyin, deri, kas, kemik (kortikal) ve su hedefleri için nükleer durdurma gücü (Bremsstrahlung) hesaplamıştır. Hesaplamalar Tsoufanidis (1995), Bethe Bloch (1930) eşitliği modifiye edilerek yapılmıştır ve sonuçlar klasik Bethe Bloch ve klasik Tsoufanidis eşitliği kullanılarak National Institute of Standards and Technology (NIST-ESTAR)'dan elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Demir, (2005) yaptığı tez çalışmasında Dr. Abdurahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde bulunan GE, Saturne 41 Lineer Hızlandırıcı tedavi cihazının 6 MV ve 15 MV enerjili fotonları kullanılarak %DD, doz profilleri ve TPR ölçümlerini yapmıştır. Ölçümler doz telafi kamalı alanda ve açık alanda su ve katı fantomlar kullanılarak yapılmıştır. %DD doz değerleri ve doz profilleri su fantomunda, rmax derinliklerindeki doz verimi ölçümleri ise katı fantomda yapıldı. 6 MV enerjili fotonların %DD değerleri, British Journal Of Radiology Supplement No:11 ile, 15 MV enerjili fotonların %DD değerleri de Supplement No:25 ile karşılaştırılmıştır. Kalite kontroller, kalibrasyonu yapılmış cihazlarla yapılmıştır. 6 ve 15 MV enerjili foton demetlerinin, simetri-düzgünlük, % DD, açığa bağlı doz verimi, profil ve gerekli diğer parametrelerine bakılmıştır. Tedavi sırasında kullanılan ve foton sayısını azaltan araç-gereçlerin geçirgenlik faktörleri ölçülmüştür. Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi için gerekli veriler alınmıştır, sisteme aktarılmıştır. Teorik ve bilgisayarlı planlama sistemiyle hesaplanan referans şartlardaki doz değerleri, dozimetre ile ölçülen doz değeriyle karşılaştırılmıştır.

Demir 2008, yaptığı tez çalışmasında radyoterapi de kullanılan farklı marka iki doğrusal hızlandırıcının elektron enerjilerinin yüzde derin doz, doz profili, en olası enerji, ortalama enerji, pratik mesafe, yarı değer derinliği ve maksimum doz derinliği parametreleri wellhöfer su fantomu sistemi ve iyon odaları kullanılarak ölçmüştür. Bu çalışma sonucunda farklı marka doğrusal hızlandırıcıların saçıcı foiller, monitör

odaları, kolimasyon çeneleri ve konlar gibi farklı kolimasyon sistemlerinden kaynaklanan farklılıklardan dolayı bazı dozimetrik parametrelerinde farklılıklar olabileceği tespit edilmiştir. Bu nedenle bu cihazları kullanan radyoterapi fizikçilerinin gerekli kontrolleri yaparak dozimetrik parametrelerinin uluslararası protokollerin öngördüğü değerlere getirilmesi gerektiği görülmüştür.

Pehlivan, (2012) yaptığı tez çalışmasında, prostat kanseri tanılı 10 hastanın, tedavi öncesi çekilen tomografi görüntüleri kullanılarak üç boyutlu konformal radyoterapi ve tomoterapi lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemlerinde planları yapmıştır. Elde edilen doz-hacim histogramları aracılığıyla hedef ve kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Hedefin, minimum, maksimum ve % 95'inin aldığı doz değerleri incelenerek karşılaştırılmıştır. Kritik organlar için rektumun 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimleri, mesanenin 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacimleri, femur başlarının ise maksimum doz değerleri ve 50 Gy doz alan hacimleri karşılaştırılmıştır. İki planlama arasındaki maksimum, minimum ve hacimsel doz farkları hesaplanmıştır. Yapılan karşılaştırma sonucunda tomoterapi planlarında hedef daha homojen doz alırken kritik organların daha iyi korunduğu görülmüştür.

Akpınar, (2009) Bu çalışmada, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde bulunan, Equinox model Co-60 gamma kaynağı ile yapılan ışınlamalarda; standart blok, fokalize blok ve doz telafi kamasının geçirgenlik faktörlerinin hesaplanmıştır. Bu amaçla, birim zamanda verilen doz miktarı için farklı alan ve derinliklerde SAD ve SSD teknikleri kullanılarak, her bir teknik için alan ve derinlik ikilileri oluşturularak ayrı ayrı ölçüm alınmıştır. Böylece SAD ve SSD teknikleri ile alan ve derinlik değişimlerinin geçirgenlik faktörü üzerindeki etkisi araştırılmıştır.

İnanç, (2009) yaptığı tez çalışmasında, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastane'sinde bulunan Precise Plan tedavi planlama sistemine aktarım için gerekli elektron ölçümleri alınmıştır. Ölçümler için hastanede bulunan Elekta doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı kullanılmıştır. Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi için gerekli veriler alınmıştır, sisteme aktarılmıştır. Bu çalışma için 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektron demetlerine ait veriler alınmıştır. 15 MeV ve 22

MeV enerjili elektron demetlerinin % derin doz eğrisi, alan bağımlılık faktörü, diagonal profil, Rp+1 derinliklerinde crossline profil ve hava sigma hesabı için dört farklı SSD mesafelerinde profil ölçümleri yapılmıştır. Alınan ölçümlerle SSD'nin penumbra ile değişimi incelenmiştir. Teorik ve bilgisayarlı planlama sistemiyle hesaplanan referans şartlardaki doz değerleri, dozimetre ile ölçülen doz değerleriyle karşılaştırılmıştır.

Aşkın 2010, Bu çalışmada radyoterapide kullanılan protonların, bazı biyolojik hedefler üzerinde enerjilerini nasıl kaybettikleri ve ne kadar yol alabildikleri konusunda çalışmalar yapılmıştır. Radyoterapide protonların enerji aralığı 65-250 MeV olmasına rağmen, bu çalışmada 0,04-250 MeV enerji aralığındaki proton kullanılarak, su, deri, prostat, testis, pankreas ve hava için, birim uzunluk başına ortama bıraktıkları enerji (durdurma gücü) (Stopping Power) ve enerjilerini kaybedene kadar aldıkları yol (menzil) hesaplamaları teorik olarak yapılmıştır. Durdurma gücü hesaplamalarında, Tsoulfanidis (1995) tarafından ağır yüklü parçacıklar için önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılmıştır. Menzil hesaplamalarında ise menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanılarak, ilk olarak hava için menzil değerleri hesaplanmıştır. Bulunan menzil değerleri ile Tsoulfanidis ve NIST PSTAR, SRIM2006 programlarından elde edilen hava yüzdeleri kullanılarak biyolojik materyaller için 3 farklı menzil sonucu elde edilmiştir. Söz konusu hesaplamalarda kullanılan durdurma gücü ve menzil değerlerinin sonuçları “NIST PSTAR Data Base” ve “SRIM 2006” programları ile karşılaştırılmıştır.

Özyürek 2010, Bu çalışmada radyoterapide kullanılan protonların, bazı biyolojik hedefler üzerinde enerjilerini nasıl kaybettikleri ve ne kadar yol alabildikleri konusunda çalışmalar yapılmıştır. Radyoterapide protonların enerji aralığı 65-250 MeV olmasına rağmen, bu çalışmada 0,04-250 MeV enerji aralığındaki proton kullanılarak, su, deri, prostat, testis, pankreas ve hava için, birim uzunluk başına ortama bıraktıkları enerji (durdurma gücü) (Stopping Power) ve enerjilerini kaybedene kadar aldıkları yol (menzil) hesaplamaları teorik olarak yapılmıştır. Durdurma gücü hesaplamalarında, Tsoulfanidis (1995) tarafından ağır yüklü parçacıklar için önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılmıştır. Menzil

hesaplamalarında ise menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanılarak, ilk olarak hava için menzil değerleri hesaplanmıştır. Bulunan menzil değerleri ile Tsoulfanidis ve NIST PSTAR, SRIM2006 programlarından elde edilen hava yüzdeleri kullanılarak biyolojik materyaller için 3 farklı menzil sonucu elde edilmiştir. Söz konusu hesaplamalarda kullanılan durdurma gücü ve menzil değerlerinin sonuçları “NIST PSTAR Data Base” ve “SRIM 2006” programları ile karşılaştırılmıştır.

Gökçe 2009, Bu çalışmada radyoterapide kullanılan protonların, bazı biyolojik hedefler üzerinde enerjilerini nasıl kaybettikleri ve ne kadar yol alabildikleri konusunda çalışmalar yapılmıştır. Radyoterapide protonların enerji aralığı 65-250 MeV olmasına rağmen, bu çalışmada 0,04-250 MeV enerji aralığındaki proton kullanılarak, su, deri, prostat, testis, pankreas ve hava için, birim uzunluk başına ortama bıraktıkları enerji (durdurma gücü) (Stopping Power) ve enerjilerini kaybedene kadar aldıkları yol (menzil) hesaplamaları teorik olarak yapılmıştır. Durdurma gücü hesaplamalarında, Tsoulfanidis (1995) tarafından ağır yüklü parçacıklar için önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılmıştır. Menzil hesaplamalarında ise menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanılarak, ilk olarak hava için menzil değerleri hesaplanmıştır. Bulunan menzil değerleri ile Tsoulfanidis ve NIST PSTAR, SRIM2006 programlarından elde edilen hava yüzdeleri kullanılarak biyolojik materyaller için 3 farklı menzil sonucu elde edilmiştir. Söz konusu hesaplamalarda kullanılan durdurma gücü ve menzil değerlerinin sonuçları “NIST PSTAR Data Base” ve “SRIM 2006” programları ile karşılaştırılmıştır.

Tsao, vd, (2007) yaptıkları çalışmada Amerika Birleşik Devletlerin'de koroner brakiterapi çalışmalarında uygulanan çalışma metodlarını, kaynaklarını ve aldıkları deneysel sonuçları yayınlamışlardır. Bu çalışma ^{192}Ir , ^{90}Sr , ^{90}Y , ^{32}P kaynaklarının kardiyovasküler yöntemler kullanılarak uygulamasını yapmışlardır.

Şahin, vd., (2011) yaptıkları çalışmada bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde (BTPS) hesaplanan doz değerleri ile farklı volümlü iyon odaları ve linear 2D-Array kullanılarak ölçülen dozları karşılaştırarak dozimetrik kontrolü sağlamayı

amaçlamışlardır. PinPoint iyon odasının en yüksek, Farmer iyon odasının ise en düşük doz okuması yaptığı görülmüştür. BTPS ile en uyumlu sonuçlar Semiflex iyon odasıyla elde edilmiştir. 2D-Array kullanılarak yapılan okumalarda merkezi ekseninde BTPS ile uyum gözlenirken, build-up ve penumbra bölgelerinde %20'lere çıkan fark gözlenmiştir.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. Teorik Bilgiler

3.1.1. Brakiterapi

Eski Yunanca’ da “ brachus” kelimesi brakiterapi kelimesinin temelini oluşturur. Anlamı ‘kısa’ olan bu kelime, tedavi ekini aldığıında “kısa mesafe de tedavi” anlamına gelir. Yani radyoaktif kaynağın lezyona 3 cm. mesafeden yerleştirilmesinin sonucu uygulanan tedavi şekline “brakiterapi” denir.

Brakiterapinin tarihçesi; Röntgen’in 1895 senesinde x-ışınlarını bulmasından sonraki süreçte 1898 yılında Curie’lerin de radyumu bulmasının peşinden yalnız 3 sene sonra 1901 yılında lupus tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. 1903 senesinde jinekolojik malignitede kullanıldığı da kayıtlarda geçmektedir. İlk “radyum tedavisi” kitabı Wickham ve Degre tarafından 1909 yılında yayınlanmıştır ve radyoterapi brakiterapiyle başlamıştır. Birinci dünya savaşından sonra Stocholm’ de “Radium-Hemmet” New York’ ta “N. Y. Memorial Hospital” , Paris’ te “Radium Institute” gibi brakiterapi ile ilgilenen ve gelişmesi için yardımcı olan okullar kurulmuştur.

Türkiye’de ise brakiterapi İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesinde 1934 yılında nazi Almanya’sından kaçan Profesör Doktor Friedrich Dessauer’in yanında 100 mg radyum ile ernsaplikatör takımı getirmesiyle başlamıştır. Jinekolojik tümörlerin intrakaviter tedavisi ernsaplikatör aracılığıyla başlamıştır. Profesör Doktor Dessauer, Profesör Doktor Tevfik Berkman ve Fizikçi Kurt Lion’ unda katılımıyla uygulamaya girmiştir. Burada gerekli doz, hedef hacmin aldığı en küçük dozdur. Aplikasyonun çevresi orta noktaya göre daha çok doz alır ve teorik olarak tümörün anoksik ve radyo dirençli komponentine daha çok doz verilir.

Brakiterapi aslına konformal bir tedavi şeklidir ve düzensiz hedef hacme göre tedavi şekli bireyselleştirilebilir.

Brakiterapi 5 farklı tipte incelenebilir. Bunlar; doz oranına göre, kullanılan ışın tipine göre, yükleme tipine göre, tedavi süresine göre ve kaynağın yerleştirildiği yere göre sınıflandırılır [5].

3.1.1.1. Doz oranına göre sınıflandırma

Saatte verilen doz değerlerine göre düşük, orta ve yüksek doz oranlarında olabilir. (Çizelge 3.1)

Çizelge 3.1. ICRU 38'e göre doz hızları

LDR (lowdose rate) Düşük doz oranı	0.4-2 Gy / h
MDR (mediumdose rate) Orta doz oranı	2-12 Gy / h
HDR (highdose rate) Yüksek doz oranı	≥ 12 Gy/h, ≥ 0.2 Gy / dakika
PDR (pulsedose rate)	10 Gy / gün, saat başı ışınlama

3.1.1.1.1. Düşük doz oranı (Lowdose rate-LDR)

Brakiterapi' de genel olarak LDR tekniği uygulanmıştır. Çalışmalar sonucu ortaya çıkan deneyimler beraberinde bazı kuralları getirmiştir. Uygulama ve gelişim yöntemleri daima LDR ile karşılaştırılıp gelişimi gözlenmiştir. 0,4-2,0 Gy/h.

3.1.1.1.2. Orta doz oranı (Mediumdose rate-MDR)

2-12 Gy/h. Buna intermediate doz oranı da denilmektedir. Nadiren kullanılır.

3.1.1.1.3. Yüksek doz oranı (High dose rate-HDR)

Saatte 12 Gy'den daha yüksek doz verilmesine HDR denir. Günümüzde yaygın olarak 100-300 Gy/h arasında ışınlama yapabilen cihazlar kullanılıyor. Kliniksel alanda LDR ile HDR arasında bazı farklar olduğu görülür.

Çizelge 3.2. Düşük doz hızlı ve yüksek doz hızlı brakiterapi arasındaki farklar

LDR (düşük doz oranlı) (0.4-2.0Gy/h)- SÜREKLİ	HDR (yüksek doz oranlı) (>12 Gy/h) –FRAKSIYONE
<ul style="list-style-type: none">• Uzun deneyim, komplikasyon tahmini	<ul style="list-style-type: none">• Ayaktan tedavi olanağı
<ul style="list-style-type: none">• Hücre siklusu avantajı	<ul style="list-style-type: none">• Kısa tedavi süresi, kaynak pozisyonu sabit
<ul style="list-style-type: none">• Normal doku tamirinde uygun doz hızı etkisi	<ul style="list-style-type: none">• Doz dağılımı optimize edilebilir
<ul style="list-style-type: none">• Tedavi planı kontrol ve düzeltme zamanı	<ul style="list-style-type: none">• Radyoproteksiyon kolay

3.1.1.2. Tedavi süresine göre sınıflandırma

3.1.1.2.1. Kalıcı Implant (Permanent)

Direk tümörün içine yerleştirilir. Derin yerleşime sahip tümörlerde yüksek oranda fayda sağlar. Doz hızı çok düşük olan I-125 ve Pd-103 gibi kaynaklar kullanılmaktadır.

3.1.1.2.2. Geçici Implant (Temporary)

Tümöre gerekli doz verildikten sonra vücuttan çıkarılır. Genelde kolay ulaşılabilir kanserli hücrelerin tedavisi için kullanılır.

3.1.1.3. Kullanılan ışın tipine göre sınıflandırma

3.1.1.3.1. Gama Yayınlayıcılar

Radyum, kobalt, sezyum ve iridyum gibi bazı radyoizotoplar bu amaç için kullanılır.

3.1.1.3.2. Beta Yayınlayıcılar

Beta ışınları dokuların içerisinde birkaç milimetre de absorblanır. Bu nedenle minimal radyasyon projeksiyonu gereklidir. Bunların dökülmesine izin verilmemelidir. F-32, Sr-89 ve Ir-90 gibi radyoizotoplar kullanılır.

3.1.1.3.3. Nötron Yayınlayıcılar

Burada sadece Kaliforniyum-252 izotopu görülür. Brakiterapide kullanılan radyoizotopların her birinin farklı farklı ışın tipi ve enerji seviyesi vardır.

3.1.1.4. Uygulama tipine göre sınıflandırma

3.1.1.4.1. Manual (elle) sıcak bağlantı

Brakiterapinin uygulanmaya başlandığı ilk yıllarda bu yöntem kanserli hücreye doktor tarafından uygulanıyordu. 90' lı yılların ortalarına doğru Afterloading tekniklerine yerini büyük ölçüde bırakmıştır.

3.1.1.4.2. Uzaktan kumandalı bağlantı

Bu cihazlar uygulama sırasında hasta dışında ki personelin yani doktor, hemşire ve fizikçinin korunması amacıyla kolaylık sağlamaktadır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Uzaktan yüklemeli yüksek doz hızlı brakiterapi cihazı

Brakiterapi uygulamasında günümüzde birçok yerde uzaktan yüklemeli, HDR cihazlar kullanılmaktadır.

Çizelge 3.3. Brakiterapi uygulamalarında kullanılan Yüksek Doz Hızlı Cihazlar ve özellikleri

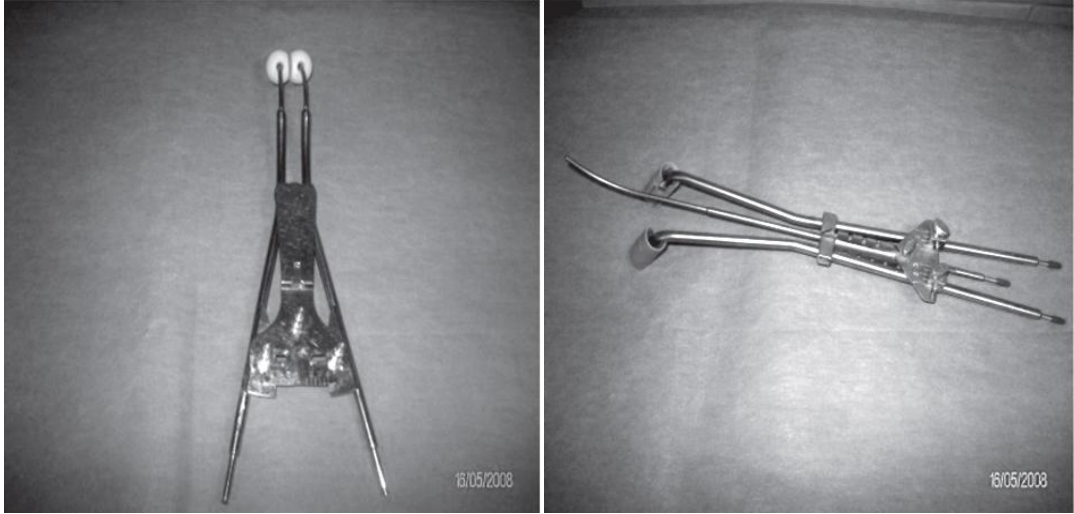
	Varisource-200	Micro Selectron HDR	GammaMed 12i	GammaMed Plus	Omnitron 2000
Kaynak ve konteynırda maksimum depolanan aktivite	1x44 m Gy-h ⁻¹ @1m	1x40 m Gy-h ⁻¹ @1m	1x80 mGy- h ⁻¹ @1m	1x60 mGy-h ⁻¹ @1m	1x48 mGy-h ⁻¹ @1m
Fiziksel büyüklük	0.59 mm çapında 5 mm uzunluk	1.1 mm çapında 5 mm uzunluk	1.1 mm çapında 6.5mm uzunluk	0.9 mm çapında 3.5mm uzunluk	0.59 mm çapında 10 mm uzunluk
Aplikatör en küçük dış çapı	0.81 mm	1.4 mm	1.6 mm	1.4 mm	0.89 mm

Maksimum kaynak genişliği	1.500 mm	1.500 mm	1.250 mm	1.300 mm	1.500 mm
Aplikatör kanal sayısı	20	18	24	24	10
Kaynak hareketi	Step-back 20 steps	Step-forward	Step-back	Step-back	Step-back

3.1.1.5. Radyoaktif materyalin tümörle ilişkili olarak yerleştirildiği yere göre sınıflandırıldığında

3.1.1.5.1. İntrakaviter brakiterapi

Kaynağın doğrudan bir organ içine yerleştirilmesine denir. (şekil 3.2). bu uygulamanın en sık yapıldığı yerler uterus ve vagina'dır. Bu uygulamanın alt alanından biride intraluminal tekniğidir. Bu teknikte kaynak lümen içeren bir organa yerleştirilir. Örneğin özofagus, damar ve bronş gibi.



Şekil 3.2. Jinekolojik kanserlerde intrakaviter uygulamalarda kullanılan aplikatörler

3.1.1.5.2. Interstisyel brakiterapi

Radyoaktif kaynağın direkt tümörün içerisine yerleştirilmesi ile uygulanır. İğne şeklindeki aplikatörlerle uygulama yapılır.

3.1.1.5.3. Yüzey uygulamaları (Mold ve plaklar)

Plak veya mold yardımıyla tümörün yüzeyine radyoaktif materyalin uygulanması (kişiye özel mold ya da plakların hazırlanması) şeklinde yapılır.

3.1.1.5.4. Operasyonel Brakiterapi

Radyoaktif kaynağın operasyonla(ameliyatla) ilgili dokuya yerleştirilmesi ile yapılan brakiterapi yöntemidir.

3.1.2. Brakiterapi Kullanım Alanları

(Sıklık sırasına göre)

Jinekolojik tümörler

Prostat kanseri

Meme kanseri

Baş-boyun kanserleri

Gastrointestinal sistem tümörleri ve safra yolları kanserleri

Akciğer kanserleri

Yumuşak doku sarkomları

3.2. Dozimetrik Prensipler, Nicelikler Ve Birimler

Radyasyon etkisinin araştırılması ve ölçümlerinin radyasyon alanının gerekli kısmındaki bazı özelliklere ihtiyaç duyar. Radyasyon dozimetrisi, iyonize (yüksek enerjili) radyasyon aracılığıyla ortamda depo edilen enerjiyi; direkt veya indirekt olarak sayısal verilerle belirleyen yöntemdir. Radyasyon ışınını açıklarken birçok formül ve birim ortaya çıkmıştır. En çok kullanılanlar bir sonraki kısımda verilmiştir. İlave olarak; ortamdaki dozimetri değerini hesaplamada kullanılan kavite teorisinin basite indirgenmiş kısımda tartışılmıştır [6].

3.2.1. Foton Akısı Ve Enerji Akısı

Parçacık demeti tanımlanırken Monoenerjik iyonizan radyasyonun gösterilişi; foton akısı, enerji akısı, foton akısı oranı ve enerji akısı oranı gösterilir ve ayrıca yüklü parçacıkların gösteriminde de kullanılır.

- Foton akısının formülize şekli aşağıdaki denklemde gösterilmiştir. dA kesit alanına çarpan parçacık sayısı dN ile gösterilir.

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (3.1)$$

Foton akısının birimi m^{-2} 'dir. dA yüzeyine gelen parçacıkların dik geldiğini kabul edersek, foton akısının gelen radyasyondan bağımsız olduğunu görürüz.

- Düzlemsel fotonların akısı için bütün noktalarda düzlemsel bölgeye denk gelen fotonların değerini gösterir ve gelen foton demetinin açı değerine bağlı olarak değişir.
- Enerji akısının formülize edilmiş şekli aşağıdaki denklemde verilmiştir. Kesitli dA bölgesine gelip orada ışıma yapan enerjiye dE denir.

$$\psi = \frac{dE}{dA} \quad (3.2)$$

Enerji akısının birimi j/m^2 'dir. Enerji akısı foton akısından, denklem (3.3) yardımıyla hesaplanabilir [6].

$$\psi = \frac{dN}{dA} E = \phi E \quad (3.3)$$

Aşağıdaki denklemde E parçacık enerjisini göstermektedir. dN ise enerjinin barındırdığı bütün fotonların sayısal değerini gösterir. Hemen hemen bütün parçacıklar ve foton demetlerinin enerjisi çokludur. Üst kısımda tanımladığımız niceliklerin çok enerjili demetlere uygulanması gerekir. Foton ve enerji spektrumlarının yerine foton ve enerji akısı da kullanılabilir. Bunları aşağıdaki gibi tanımlayabiliriz;

$$\phi_E(E) \equiv \frac{d\phi}{dE}(E) \quad (3.4)$$

$$\psi_E \equiv \frac{d\psi}{dE}(E) = \frac{d\phi}{dE}(E)E \quad (3.5)$$

Burada ϕ_E E ve ψ_E E Sırasıyla foton ve enerji spektrumunun kısaltılmış halidir.

Foton akısının oranı ϕ , $d\phi$ ' in dt' ye bölümü şeklindedir. Denklemde dt zaman aralığındaki akının artışı d ile gösterilmiştir.

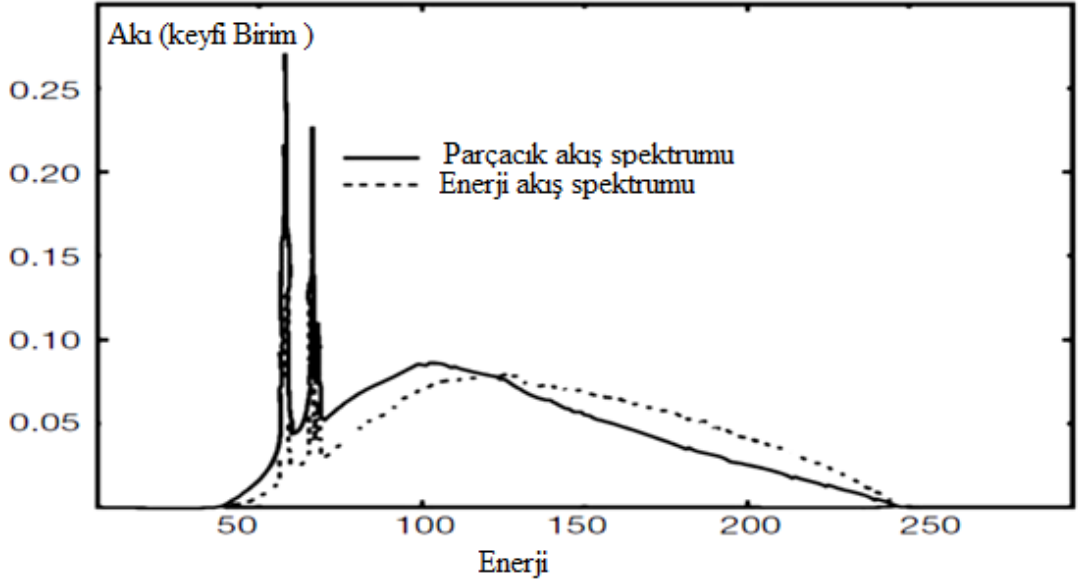
$$\phi = \frac{d\phi}{dt} \quad (3.6)$$

Birimi $m^{-2} \cdot s^{-1}$ olarak gösterilir.

Şiddetin büyüklüğü olarak da tanımlanabilen enerji spektrumunun akısı oranı, $d\psi$ 'nin dt' ye bölünmesi ile bulunur. dt zaman aralığında enerji akısında oluşan artış miktarıdır.

$$\psi = \frac{d\psi}{dt} \quad (3.7)$$

Enerji akısı oranının birimi W/m^2 veya $J \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$ 'dir.



Şekil 3.3. Sürekli spektrumlarda anlık yükseklik değerleriyle X-ışınları çizgileri üzerinde $K\alpha$ ve $K\beta$ ' yı gösteren grafik

3.2.2. Kerma

Kerma'nın açılımı birim kütle başına düşen enerjidir. Dolaylı yoldan iyonize radyasyona benzeyen ve stokastik olmayan, parçacık ve nötronlar gibi bir büyüklüktür. Dolaylı iyonizan radyasyonun direkt iyonizan radyasyona geçiş yapan enerjisinin ortalamasını geçişten sonraki aşamayı dikkate almadan ölçer. Parçacıklar da gidilen bazı sınırlandırmaları aşağıda göstereceğiz.

Parçacıkların enerji değerleri iki aşamada gösterilir. İlk aşama; parçacıklar enerjilerini türlü etkileşimler sonucu elektronlara verirler. İkinci aşama ise, elektronlar kendi enerjisini uyarılmalar sonucu ortama verir.

Yani kısaca kerma'yı ortam içindeki iyonizan radyasyonun elektronlara verilmesi şeklinde tanımlayabiliriz [6].

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (3.8)$$

Kermanın birimi J/kg ' dır. Kerma birimi aynı zamanda Gray'dir (Gy) ve ;

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

3.2.3. Cema

Cema' nın açılımı, bir kilogramlık kütleyle karşılık olarak dönüştürülen enerji miktarıdır. İyonize radyasyonlarla uyuşan, stokastik olmayan (non-stochastic) bir değerdir. Denklemden gösterilen dE elektronlar aracılığı ile dm kütleli maddede çarpışma sırasında oluşan enerjiye denir [6].

$$C = \frac{dE_c}{dm} \quad (3.9)$$

Cemanın birimi J/kg' dır. Cema' nın birimi aynı zamanda Gray (Gy) olarak adlandırılır.

3.2.4. Soğrulan Doz

Stokastik değildir ve dolaylı iyonizan ile direkt iyonizanla örtüşür. Dolaylı iyonizan için enerji 2 adımda gerçekleşir. İlk adım kerma, dolaylı iyonizan enerjisini elektron olmayan yani ikincil yüklü fotonlara kinetik enerji şeklinde iletir. İkinci adımda ise elektronlar enerjisinin bir miktarını ortama verir, kalan miktarda ışıyım şeklinde yitirirler.

Aslında soğrulan dozu stokastik olarak kazandığı enerjiyle alakalandırabiliriz. V hacminde ve m kütleli maddeye yüksek enerjiler aracılığıyla kazandırılan ortalama enerji $\bar{\varepsilon}$ şeklinde yapılan tanımlama soğrulan doz için uygundur.

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (3.10)$$

$\bar{\varepsilon}$ (verilen enerji) bütün kütle-enerji değişimlerini de kıyaslayarak gerekli hacme gelen enerji değerinin toplamından, hacimden çıkan bütün enerjilerin değerinin farkının bir göstergesidir.

Dikkat edilmesi gereken nokta, elektronların belli bir ortamda ilerlemeleri ve aldıkları yol boyunca enerjilerini kaybetmelerinden kaynaklanır. Soğurulan enerjiler kerma aracılığıyla istenilen enerji iletimindeki gibi benzer şekilde olmaz. Birimi j/kg'dır yada Gy de denilebilir.

3.2.5. Durdurma Gücü

Durdurma gücü radyasyon dozimetrisinde çokça kullanılmaktadır ancak nadiren ölçülmektedir ve teoriden hesaplanmak zorundadırlar. Elektron ve pozitronların durdurma güçlerinin hesaplanması için Bethe teorisi kullanılır.

Durdurma gücü, elektronların aldıkları yolun uzunluğu başına kaybettikleri enerjinin oranı sonucunda çıkan değerdir ve bu değer beklenen değer olarak adlandırılır. Durdurma gücünün yoğunluğa oranına kütle durdurma gücü denir. Ortamın yoğunluğunun etki değeri aşağıda açıkça anlatılacaktır. Kütle durdurma gücü ile doğrusal durdurma gücünün birimleri aşağıda verildiği gibidir;

MeV/cm ve $MeV \cdot cm^2/g$ 'dir.

Durdurma gücünün 2 çeşidi vardır: Bunlar, Atomik orbital elektronları ile yüklü parçacıkların etkileşimi sonucu oluşan çarpışma (iyonizasyon) ve atom çekirdeği ile yüklü parçacıkların etkileşiminden kaynaklı ışınım.

Durdurma gücünde serbest kütle çarpışması, bütün elektronlar için ser ile yumuşak çarpışmalar esnasında kaybolan ortalama enerjinin oranıdır.

- Fotonun referans bir noktadan atomun yanından geçerken oluşan çarpışmaya yumuşak çarpışmalar denir. ($b \gg a$, b atomun büyüklüğünü gösterirken a da atomun yarıçapını gösterir). Çarpışmanın kesin sonucu ortamdaki atoma geçen az oranda enerjidir.
- $b \approx a$ olan durumda yani sert çarpışmada, enerji içindeki ikincil elektron ortaya çıkar ve ayrı bir yoldan ilerler (genellikle delta ışını veya delta elektronu).
- Kütlenin serbest çarpışması esnasında durdurma gücü içinde elektrona kinetik enerjisinin yarısı aktarılır ya da pozitronun sahip olduğu tüm Ek parçacık çarpışması olduğu için max enerji aktarır.
- Sert çarpışma ile yumuşak çarpışma sonucunda ortaya çıkan ağır parçacıklar, elektron ve protonlar için kütle çarpışma durdurma gücünün teorisi, yumuşak çarpışma için ise beta teorisi bir araya getirilir. Sonuçta ortaya çıkan M kütleyle sahip ve v hızına sahip foton için sert çarpışma sırasında ortaya enerji transferi;

$2m_e c^2 \beta^2 / (1 - \beta^2)$ ile sınırlıdır, burada $\beta = v/c$ 'dir.

$$\frac{S_{col}}{\rho} = \frac{4\pi N_A Z r_e^2 m_e c^2}{A \beta^2} Z^2 \left[\ln \left(\frac{2m_e v^2}{I} \right) - (1 - \beta^2) - \beta^2 - \frac{c}{z} \right] \quad (3.11)$$

r_e : Elektronun Yarıçapı (2.82fm)

z : Elektron Yüğü Biriminden Fırlatılan Yüğü

I : Ortamın Ortalama Uyarılma Potansiyeli

C/Z : Tabaka Düzeltmesi.

I (ortamdaki uyarılma potansiyeli) soğurucu matertalde atomun bütün iyonizan ve ortalama potansiyel değerinin oranıdır.

Bileşigi oluşturan her bir atomun ağırlığı oran hasabına eklenerek, I çarpışması için durdurma gücünün toplanabileceğini varsayarak hesap yapar. $I = 11.5Z$ ortalaması doğal materyaller için değişim gösterir.

C/Z oranı bize parçacık hızının soğurucu ortamda elektrondan çok büyük olduğu durumu açıklar, Born yaklaşımının düzenine aykırı bir kavramdır. İlk etki altına girenler K kabuğundaki elektronlardır. L kabuğundaki elektronlar yoluna devam ederler. Aslında C/Z oranı ortamdaki yüklü parçacığın hızının göstergesidir [6].

(3.11) eşitliğiyle ilgili aşağıda bazı gözleme dayalı yorumlar yapılmıştır;

- Kütle için durdurma gücü ilerleyen cismin kütlesine bağlı değildir. Aynı zamanda da ilerleyen cismin kavite değeriyle ters orantılıdır. Dikkat edilmesi gereken nokta logaritmik $2m_e v^2$ bağıntısı çarpışma süresinde bulunan bir fotonun Ek 'siyle ilgili değildir.
- $EK \approx 3m_e c^2$ aşamalar sonucunda minimize edilebilir.
- Z/A oranı karbondan kurşunun oluşması sırasında yaklaşık %20 azalmayla alakalıdır. $-\ln(I)$, Z ile durdurma gücünde ek azalmaya sebep olur.
- (z^2) ifadesi bir ortamdaki ağır yüklü fotonların 2 kat fazla yüklenmeleriyle 4 defa da durdurma gücüyle karşılaşmasıyla ifade edilir.

Moller (elektron için) ve Bhabba (pozitron için) serbest elektronların kesiştikleri yerleri alarak, zayıf çarpışmalar sonucu oluşan enerji geçişleri ile birleştirilir. ICRU Rapor No.37' ye göre elektron ve pozitronların toplam kütle çarpışma durdurma gücü aşağıdaki denklemde verilmiştir;

$$\frac{S_{col}}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} \frac{\pi r_0^2 2m_e c^2}{\beta^2} \left[\ln \left(\frac{E_K}{I} \right)^2 + \ln \left(1 + \frac{\tau}{2} \right) + F^{\mp}(\tau) + \delta \right] \quad (3.12)$$

elektronlar için verilen F^- :

$$F^-(\tau) = (1 - \beta^2) \left[1 + \frac{\tau^2}{8} - (2\tau + 1) \ln 2 \right] \quad (3.13)$$

ve pozitronlar için F^+ :

$$F^+(\tau) = 2 \ln 2 \frac{\beta^2}{12} \left[23 + \frac{14}{\tau + 2} + \frac{10}{(\tau + 2)^2} + \frac{4}{(\tau + 2)^3} \right] \quad (3.14)$$

Şeklindedir. Bu eşitlikte $\tau = E_K / m_e c^2$ ve $\beta = \mathcal{G} / c$ 'dir.

Yoğunluğun etkisi (δ), ortamdaki elektronların polarize özellik taşımasının sonucunun göstergesi olarak fotonun gittiği yola belli uzaklığı olan atomların hareketli elektronların fotona gösterdiği kuvvetin (coulomb kuvveti) küçüldüğünü gösterir. Yoğunluğun etkisi durdurma gücünün zayıf bileşenlerinin çarpışmasına etki eder. Yoğunluğu büyük ortamdan yoğunluğu küçük olan ortama ve bu amaçla ortaya çıkan durdurma gücü değerlerinin üzerinde büyük önemi vardır.

Frenleme gücü olarak tanımlanabilen bremsstrahlung 'un çoğalmasıyla ortaya çıkan elektron ve protonların enerjilerinde oluşan azalmanın oranına kütle durdurma gücü denir. Bethe-Heitler teorisi için kullanılan kütle durdurma gücünün formülize edilmiş şekli aşağıdaki denklemde gösterilmiştir;

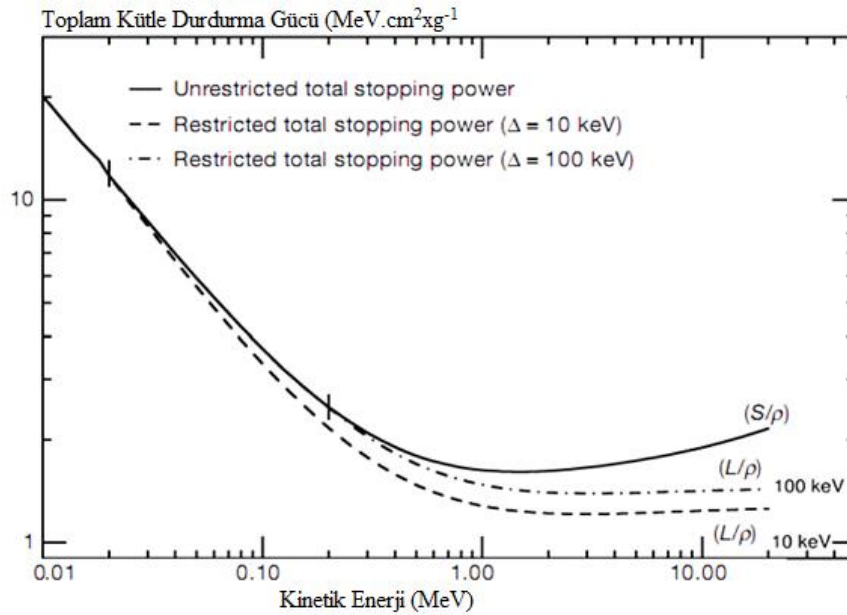
$$\frac{S_{rad}}{\rho} = \sigma_0 \frac{N_A Z^2}{A} (E_K + m_e c^2) \overline{\beta}_r \quad (3.15)$$

Burada $\sigma = \alpha \left(\frac{e^2}{4p\epsilon_0 m_e c^2} \right)^2 = 5.80 \times 10^{-28} \text{ cm}^2/\text{atom}$, α ince yapı sabiti ve r 0.5 MeV den 100 MeV'e kadar olan enerji aralığında, 5.33 ve 15 arasında değişen, Z ve EK'nın bir fonksiyonudur.

Yukarıda ki faktör, kütle durdurma gücünün (ışınımsal) kinetik enerjiyle doğru orantılı olarak artması sonucunda 2 MeV' den daha yüksek enerjili (şekil 3.4 de gösterildiği gibi) durdurma gücünün toplamının yükselişiyle ilgilenir. Burada dikkete alınması gereken nokta durdurma gücünün Z^2 ' ye bağlı durumunun tersine bu bağımlılık yüksek Z materyalinin kaybettiği enerjiyi daha anlaşılır kılar.

Sınırlı çerçevede kütle durdurma gücünün çarpışma durumu, belli bir alana iletilen enerji miktarını ölçebilmek için kullanılır. Delta'ya enerjinin iletimi eşik enerjisiyle sınır tanımlanmasıyla, yüksek enerjili delta'nın çevrelenmiş bölgesinden gitmesi sağlanır.

Çevreleri belli olan durdurma gücünün büyüklüğü çevresi belli olmayan durdurma gücünün büyüklüğünden daha küçüktür. Sorunun cinsine göre eşik enerjisi seçimi değişebilir. İyonizasyon odası için önerilen eşik değeri 10 keV' dir. Genellikle ideal eşik değeri olarak mikrodozimetrik oranlar için 100 eV kullanılır.



Şekil 3.4. Toplam durdurma gücünün kinetik enerjiye bağlı değişimi

ICRU raporu baz alınarak oluşturulmuş karbon atomu için, kısıtlı olmayan $\frac{S}{\rho}$ ve kısıtlı $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{\Delta}$, $\Delta = 10$ ve 100 keV ile) toplam kütle durdurma gücü. Dikey çizgiler kısıtlı ve kısıtlı olmayan kütle durdurma gücünün kinetik enerji artışıyla değişmeye başladığı noktaları göstermektedir.

Elektronlar için malzemelerin çevresi belirli durdurma gücünün yani doğrusal çarpışma (ayrıca doğrusal yönde enerji aktarımı (LET) L_{Δ} , dE_{Δ} niceliğinin dl niceliğine bölünmesidir, dE_{Δ} elektron yardımıyla (geçiş sırasındaki yumuşak ve sert çarpışmadan dolayı) yitirilen enerjidir,

$$L_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dl} \quad (3.16)$$

Sınırlı kütle çarpışma durdurma gücü, sınırlı doğrusal çarpışma durdurma gücünün materyalin yoğunluğuna bölümüdür.

Sınırlı durdurma gücündeki maksimum enerji aktarımı için eşik değeri artarken sınırlı kütle durdurma gücü ;

$$\Delta = \frac{E_K}{2} \quad (3.17)$$

Denklemini için sınırı belirlenmemiş kütle durdurma gücüne yatkınlık gösterir. Bilindiği üzere yüklü parçacıkların enerji değişimleri $\frac{E_K}{2}$ oranıyla sınırlı olduğundan sınırlı ve sınırsız yüklü parçacıkların durdurma güçleri 2Δ ' ya eşittir ve daha az E_K ' ler için aynı değerdedir. Şekil 2.2 de olduğu gibi 20 keV ve 200 keV' deki dikey çizgilerle gösterilir. Çarpışma durdurma gücü ile kütle durdurma gücünün toplamına toplam kütle durdurma gücü denir. ICRU rapor no: 37 de gösterilen sonuçlara göre karbon için toplam sınırsız ve toplam sınırlı ($\Delta = 10$ keV, 100 keV) yüklü parçacık için durdurma gücünü (2.2) gösterir.

3.3. Çeşitli Dozimetrik Nicelikler Arasındaki İlişkiler

3.3.1. Enerji akısı ve kerma (fotonlar)

Parçacıklardan elektrona iletilen enerjiyi 2 çeşit yolla gösterilebilir;

- Çarpışmaların etkileşmesiyle (yumuşak ve sert çarpışmalar)
- Işımların etkileşmesiyle (Frenleme ışını ve elektron-pozitronların anilasyonu)

Bu sebeple toplam kerma 2 farklı yolla anlatılabilir: Bunlar K_{col} ve K_{rad} 'dır. Yani sırasıyla; çarpışma kerması ve ışınım kerması. K_{col} ortamda elektron çıkmasına yardımcı olur (İyonizasyon yoluyla veya elektronların enerjilerini dağıtarak) ve coulomb kuvveti yardımıyla atomik elektronların birbirleriyle olan etkileşiminin bir sonucudur. Kısaca kerma, hem ışınımdan kaynaklı enerji kaybı hem de bir elektrondan diğer elektrona geçen enerjinin dışında, belirtilen yerde birim kütle başına düşen elektrona iletilen enerjinin beklenen sonucudur [6].

- Işınım kerması olarak tanımlanan K_{rad} ışınımsal fotonların çoğalmasına olanak sağlar. Elektronların ve atom çekirdeğinin arasındaki fark Coulomb bölgesindeki etkileşimin son göstergesi olan bremsstrahlung' tur. Ancak yok olmasıyla da oluşabilir. Buna bağlı olarak kerma aşağıdaki denklemde gösterildiği gibidir:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (3.18)$$

Yüklü parçacıklara ışınımsal zamanları boyunca yitirdiği enerjinin ortalama fraksiyonunun iletilimi, ışınım fonksiyonu denilen \bar{g} faktörü aracılığı ile gösterilir. Yani çarpışmalar süresince yitirilen fraksiyon $(1 - \bar{g})$ 'dır.

K_{col} ile K_{rad} ilişkisinde en sık kullanılan bağıntı aşağıda ki denklemde gösterildiği gibi kullanılabilir:

$$K_{col} = K(1 - \bar{g}) \quad (3.19)$$

Tekil enerjili yüklü parçacıkların bulunduğu alanda, belli bir noktada duran K_{col} aynı noktadaki Ψ ile bağıntısı aşağıdaki denklemde gösterildiği gibidir:

$$K_{col} = \psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \quad (3.20)$$

Burada μ_{en}/ρ ortamdaki monoenergetic fotonlar için kütle-enerji absorpsiyon katsayısıdır.

Yukarıda ki bağıntıya benzer bir ilişki de çoklu enerjili ışıklarda vardır fakat kullanılış şekli ortalama spektrumların değerinden meydana gelir. Eğer belirtilen yerde yüklü bir parçacığın enerji akış spektrumu varsa ($\Psi_E(E)$) o yerde ki çarpışma kerması aşağıda verilen denklem ile ifade edilir:

$$K_{col} = \int_0^{E_{max}} \Psi_E(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) dE = \Psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \quad (3.21)$$

3.21 eşitliğinde $\psi = \int_0^{E_{max}} \Psi_E(E) dE$ toplam (tümleşik) enerji akısı içindir ve

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) = \frac{1}{\psi} \int_0^{E_{max}} \Psi_E(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) dE \quad (3.22)$$

kütle-enerji soğurma katsayısının bulunduğu alanın enerji akı spektrumunun ortalaması için kısaltılmasıdır. Monoenergetic yüklü parçacıklar için ortamda, bir noktadaki toplam kerma ve enerji akısı aşağıda ki denklemle ifade edilebilir:

$$K = \psi\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) \quad (3.23)$$

$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)$ verilen tek enerjili foton ışını için ortamın kütle-enerji transfer katsayısıdır.

Çoklu enerjili ışınlar için yukarıya benzer şekilde, ortalama kütle-enerji aktarımı katsayıları toplam kermayı elde etmek için toplam enerji akısı ile birleşerek kullanılabilir.

Bilinmelidir ki 3.20 eşitliği kullanılarak iki farklı materyalin, materyal 1 ve materyal 2, çarpışma kerması arasındaki ilişki aşağıdaki gibi elde edilebilir:

$$\frac{K_{col,2}}{K_{col,1}} = \frac{\psi_2 \left(\frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho}\right)_2}{\psi_1 \left(\frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho}\right)_1} \equiv (\psi)_{2,1} \left(\frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho}\right)_{2,1} \quad (3.24)$$

Bu eşitlik genellikle $(\psi)_{2,1}$ akısı oranının, uygun ölçekleme boyutları boyunca bütün olduğu kabul edilerek, çok küçük materyaller için ya da materyal 2'nin kütlesinin build-up sağlayacak kadar yeterli ancak aynı zamanda materyal 1 deki foton akısını rahatsız etmeyecek şekilde küçük olduğu durumlarda kullanılır.

3.3.2. Akı ve Doz (elektronlar)

(a) ışınım fotonlarının ilgili hacimden kaçışı ve (b) ikincil elektronların spotta soğurulması (ya da ikincil elektronların yüklü parçacık dengesi vardır, CPE), koşulları altında ortamda soğrulan doz D_{med} ortamdaki elektron akısı ϕ_{med} ile aşağıdaki gibi ilişkilidir [6].

$$D_{med} = \phi_{med} \left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{med} \quad (3.25)$$

Burada $\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{med}$, elektronun enerjisindeki, ortamın 'sınırsız kütle çarpışma gücü'dür. Ortamdaki elektronun yavaşlaması sayesinde, tek enerjili başlama

elektronunun kinetik enerjisi E_k için bile, her zaman bir birincil akı spektrumu (en altan 0'a kadar kapsayan) vardır ve yaygın olarak $\phi_{med,E}$ ile belirtilir. Bu durumda, 2.20 eşitliğinin integrasyonu ile ortamda absorbe edilen doz elde edilebilir.

$$D_{med} = \int_0^{E_{max}} \phi_{med,E}(E) \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{med} (E) dE = \phi_{med} \left(\overline{\frac{S_{col}}{\rho}} \right)_{med} \quad (3.26)$$

Kısaltılmış hali; $(\phi)_{med1,med2}$ ve $\left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{med1,med2}$ sırasıyla elektron akısının oranı ve ortamdaki med_1 ve med_2 'nin çarpışma durdurma gücü olarak kullanılmaktadır.

Kısaca, gerçekçi elektron akısı spektrumu, birincil yüklü parçacıklardan (örnek olarak çoklu enerjili foton ışınının ortamdaki etkileşimi sonucu) oluşur. Bu birincil yüklü parçacıklar yavaşlar ve ikinci parçacık akısı olarak sonuçlanır. Böylece bu akı, yumuşak ve sert çarpışmalar yoluyla yavaşlamadan kaynaklanan yüklü parçacıklar içerir. Elektronlar sonraki sürecin bir sonucu olarak oluşan delta elektronları olarak belirirler.

3.3.3. Kerma ve Doz (yüklü parçacık dengesi)

Belirli bir yerde foton ışınından yüklü parçacığa aktarılan enerji (kerma) aynı yerde, ortam tarafından (soğrulan doz) enerji soğurulmasına yol açmaz. Bu, foton etkileşimleri aracılığıyla yayımlanan sıfır olmayan (sonlu) ikincil elektronların dağılımından kaynaklanmaktadır.

Işınım fotonlarının çoğunlukla ilgili hacimden kaçmaları nedeniyle soğrulan doz genellikle çarpışma kermasıyla alakalıdır. Ancak doz ve çarpışma kerması oranı çoğu kez bu şekilde belirtilir;

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} \quad (3.27)$$

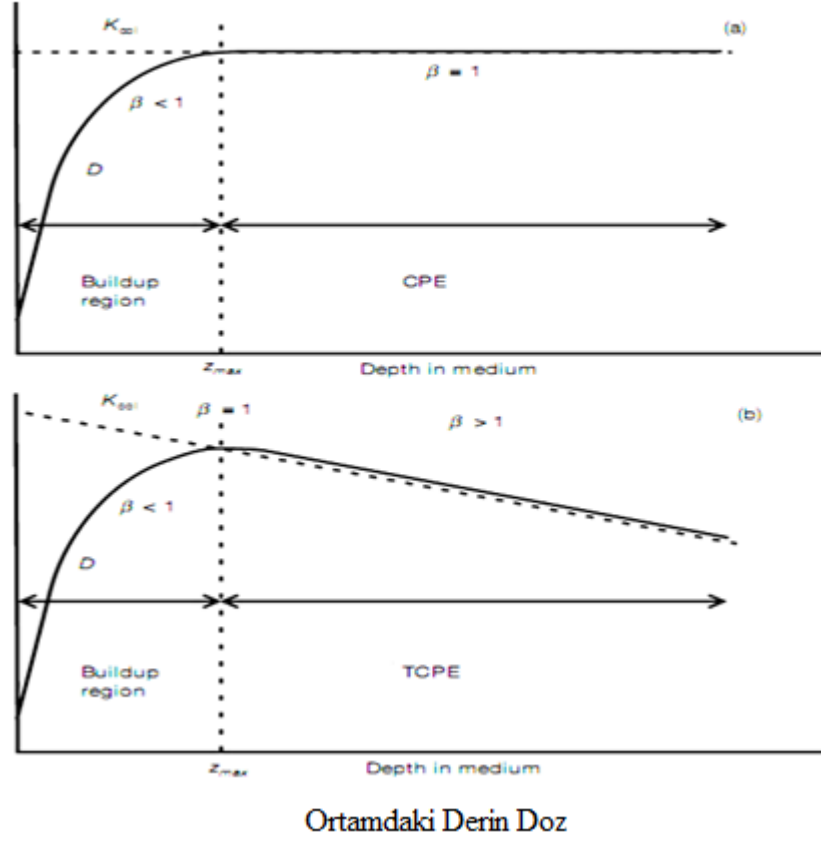
ışınım fotonları ilgili hacimden kaçtığı takdirde $\beta \approx 1$ varsayımı yapılır. 3.5 Şekli build up durumundaki çarpışma kerması ve soğrulan doz arasındaki ilişkiyi gösterir; (a) kısmı CPE koşulları altındaki,(b) kısmı geçici yüklü parçacık dengesi (TCPE) koşulları altındaki.

Yüksek enerjili foton ışınının ortama nüfuz ederken ışınlanan materyalin yüzeyindeki çarpışma kerması maksimumdur çünkü yüzeydeki foton akısı en büyüğüdür. Başlangıçta yüklü parçacığın akısı ve dolayısıyla soğrulan doz, Z_{max} maksimum dozu elde edilinceye kadar derinliğin bir fonksiyonu olarak artar.

Eğer ortamdan foton zayıflaması ve saçılması olmasaydı, şekil 3.5 deki gibi gösterilen elektron üretimi varsayımsal bir durum olarak oluşacaktı: buildup bölgesini ($\beta < 1$), CPE'nin $D = K_{col}$ (örneğin $\beta = 1$) olduğu tam bir bölge takip eder. fonksiyonu olan soğrulan doz için;

- a) foton zayıflaması ve saçılmanın olmadığı varsayımsal durum
- b) gerçek durum

Birim kütle başına Görel Enerji



Şekil 3.5. Build up durumundaki çarpışma kerması ve soğurulan doz arasındaki ilişki

3.3.4. Çarpışma Kerması ve Işınlama (Collision kerma and exposure)

Işınlama X , dQ 'nun dm 'ye bölümüdür. Burada dQ , dm kütleli havada fotonlar tarafından yaratılan ya da salınan tüm elektron ve pozitronlar tamamen durdurulduğu zaman üretilen toplam iyon yükünün mutlak değeridir [6].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.28)$$

Işınlama (exposure) birimi kilogram başına coulomb (C/kg)'dır. Işınlama için kullanılan birim R (röntgen) dir ve $1R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$ 'dır. SI birimler sisteminde röntgen artık kullanılmamaktadır ve ışınlama birimi sadece $2,28 \times 10^{-4} C/kg \cdot hava$ 'dır.

Havada iyon çifti başına tüketilen ortalama enerji $W_{air-}; E_K$ 'nın N'ye bölümüdür, burada N , başlangıç kinetik enerjileri E_K olan yüklü parçacıkların tamamen havada dağıldığı zaman oluşan iyon çiftlerinin ortalama sayısıdır.

$$W_{air} = \frac{E}{N} \quad (3.29)$$

W_{air-} ortalama değeri için mevcut en iyi tahmini değer 33,97 eV / iyonçifti veya

$$\frac{W_{air}}{e} = \frac{33,97(eV / iyonçifti) \times 1,602 \times 10^{-19}(j / eV)}{1,602 \times 10^{-19}(C / iyonçifti)} = 33,97 J / C \quad (3.30)$$

Çarpışma kermasının (e/W_{air-}) ' çarpımı(depolanan enerjide joule başına yaratılan yüklerin coulomb sayısı) havanın veya ışınlamanın birim kütlesi başına yaratılan yükü verir.

$$X = (K_{col})_{air} \left(\frac{e}{W_{air}} \right) \quad (3.31)$$

3.4. Kavite Teorileri

Ortamdaki soğrulan dozu ölçmek amacıyla bu ortama radyasyona hassas bir cihaz (dozimetri) koymak gerekmektedir. Genel olarak, dosimetrimin hassas ortamı, içine konulduğu ortamla aynı materyal olmamalıdır. Kavite teorisi dosimetrideki hassas ortamda (cavity) soğrulan doz ve cavity'i çevreleyen ortamdaki soğrulan dozla bağlantı sağlar. Kavite boyutları, kavite ortamı içindeki fotonlar tarafından üretilen ikinci yüklü parçacıkların aralıkları ile karşılatırılarak küçük, orta ve büyük şeklinde adlandırılır. Örneğin, yüklü parçacıkların (elektron) aralığı kavite boyutundan çok daha büyükse kavite küçük olarak kabul edilir. Foton ışınları için kavite büyüklüğüne bağlı çeşitli kavite teorileri geliştirilmiştir. Örneğin küçük kavite için Bragg–Gray ve Spencer–Attix, orta büyüklükteki kavite için Burlin teorisi [6].

3.4.1. Bragg–Gray Kavite Teorisi

Bragg-Gray kavite teorisi, dosimetri içindeki soğrulan doz ve dozimetreyi çevreleyen ortamdaki soğrulan dozun arasındaki ilişkiyi sağlamak için geliştirilen ilk kavite teorisidir.

Bragg-Gray kavite kuramının uygulanması için şartlar;

(a) Kavite üzerine gelen aralıktaki parçacıklarla kıyaslandığında küçük olmak zorundadır, böylece kendi varlığı ortamdaki yüklü parçacıkların aksını tedirgin etmez.

(b) Kavite içindeki soğrulan doz yalnızca kendinden geçen yüklü parçacıklar tarafından depolanır. (örneğin, kavitedeki foton etkileşimleri ihmal edilebilir olarak varsayılır ve dikkate alınmaz.)

a durumunun sonucu; 3.26 eşitliğindeki elektron akısının, çevreleyen ortamda oluşan denge akısına eşit ve aynı olduğudur. Bu durum sadece CPE ve TCPE'nin bölgelerinde geçerlidir. Ek olarak, kavitenin biraz olsun varlığı her zaman akı pertürbasyon açısına sebep olur ki bu da akı pertürbasyonu düzeltme faktörü getirilmesini gerektirir.

b durumu, kavite içindeki dozu depolayan bütün elektronlar kavite dışında üretilmekte olduğunu ve tamamen kaviteyi geçtiklerini ima eder. Bu nedenle kavite içinde ikincil elektronlar oluşmaz ve elektronlar durdurulmaz.

Bu iki koşul altında, Bragg-Gray kavite teorisine göre, ortamdaki D_{med} dozun, kavitede ki doz D_{cav} ile ilgisi aşağıdaki gibidir ;

$$D_{med} = D_{cav} \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med,cav} \quad (3.32)$$

Burada $(S/\rho)_{med,cav}$ ortamın ve kavitenin ortalama sınırsız kütle çarpışma durdurma gücü oranıdır. Sınırsız durdurma gücü kullanımı, kavite ve ortamdaki ikinci yüklü parçacıkların (veya delta elektronların) üretimini kabul etmez.

Kavite boyutu, Bragg-Gray kavite teorisinde açıkça dikkate alınmamasına rağmen Bragg-Gray koşullarının tam olarak yerine getirilmesi kavite boyutuna (kavite ortamındaki elektron aralığına bağlı), kavite ortamına ve elektron enerjisine bağlıdır. Örneğin, yüksek enerjili foton ışınları için Bragg-Gray kavitesi olarak nitelendirilen bir kavite, orta ve düşük enerjili foton ışınlarının Bragg-Gray kavitesi gibi davranmayabilir [6].

3.4.2. Spencer–Attix kavite teorisi

Bragg-Gray kavite teorisi ikincil (delta) elektronların (dozimetrenin hassas cildindeki birinci elektronların yavaşlamasında sert çarpışmalar sonucu meydana gelen) oluşumunu dikkate almaz. Spencer-Attix kavite teorisi daha genel bir formulasyondur ki bu elektronların (daha fazla iyonizasyon üretimi için yeterli enerjiye sahip) meydana gelmesini açıklar. Gaz kavitesinde yayımlanan bu elektronlardan bazıları kaviteden kaçabilecek, kendileriyle birlikte enerjilerinin birazını götürebilecek yeterli enerjiye sahip olurlar. Bu, kavitede soğrulan enerjiyi azaltır ve gazın durdurma gücünde değişiklik yapılmasını gerektirir. Spencer-Attix teorisi, iki Bragg-Gray koşulu altında çalışır ancak bu koşullar artık birinci parçacık akısına ek olarak ikinci parçacık akısında da geçerli olacaktır.

Spencer-Attix teorisindeki ikincil elektron akısı kullanıcı tarafından tanımlı eşik enerjisine Δ dayalı iki bileşene ayrılmıştır. Kinetik enerjileri $E_k \Delta$ 'dan az olan ikincil elektronlar, enerjilerini bölgesel olarak biriktiren yavaş elektronlar olarak sayılır. Kinetik enerjileri $E_k \Delta$ 'den çok olan ikinci elektronlar hızlı elektron olarak sayılır ve elektron spektrumunun bir parçasıdır. Sonuç olarak, bu yelpazede düşük eşik enerjisi Δ ve yüksek eşik enerjisi E_{k0} içerir, burada E_{k0} ilk elektronun kinetik enerjisini temsil eder. Spektrumunda en düşük enerji Δ olması sebebiyle, 2Δ 'ye eşit yada daha büyük E_k kinetik enerjili hızlı bir elektrondaki maksimum enerji kaybı Δ 'den büyük olamaz ve 2Δ 'den küçük E_k kinetik enerjili hızlı bir elektrondaki maksimum enerji kaybı $E_k/2$ 'den büyük olamaz, burada $\Delta \leq E_k < 2\Delta$ 'dir.

$L\Delta(EK)/\rho$ 'nin sonucunda ortaya çıkan sınırlı durdurma gücü Δ eşik değeri ve ϕ_{med} kinetik enerjisi Δ 'dan E_{k0} 'a dönüşen hızlı yüklü parçacıkların akısı şeklinde hesaplama sonucunda enerji birikimi ortaya çıkar. (e-e, yavaşlama spektrumunda delta yüklü parçacıkların ilavesi anlamındadır.

Bragg-Gray' a bağlı olarak D enerjili yüklü parçacıklar kaviteyi geçmelidir. Bu nedende D eşik değeri kaviteye bağlıdır. Yüklü parçacıkların enerji aralıkları ortamın boyuna eşit olmalıdır.

Buna bağlı olarak, ortamın dozu ve kavitenin dozu arasındaki ilişki Spencer-Attix eşitliği ile şu ifadeyle gösterilir;

$$\frac{D_{med}}{D_{cav}} = S_{med,cav} \quad (3.33)$$

Burada $S_{med,cav}$, ortamın sınırlı kütle çarpışma durdurma gücünün kaviteye olan oranının göstergesidir. Ortamın elektron akısı spektrumu kullanılarak şu ifade tanımlanır;

$$S_{med,cav} = \frac{\int_{E_{k0}}^{E_{k0}} \phi_{med,E_K}^{e-e}(EK)(L_{\Delta,med}/\rho)d(E_K) + TE_{med}}{\int_{\Delta}^{E_{k0}} \phi_{cav,E_K}^{e-e}(EK)(L_{\Delta,med}/\rho)d(EK) + TE_{cav}} \quad (3.34)$$

Buradaki TE_{med} ve TE_{cav} track and terms yani sonlu yol terimi şeklinde isimlendirilir. Kazandığı ilk E_k 2Δ ve Δ arasında olan yüklü parçacıklar aracılığıyla tutulan enerjiyi anlatmaktadır. Yüklü parçacıkların enerjileri Δ ' dan daha küçük olacak şekilde bir kayıp yaşar. Bu durum sonunda kalan enerji miktarı aynı noktada tutulur ve yüklü parçacıklar spektrumdan gönderilir. Sonlu yol terimleri Nahum tarafından yaklaşık değerinde şu şekilde gösterilir;

$$TE_{med} = \phi_{med,EK}^{e-e}(\Delta) \frac{S_{med(\Delta)}}{\rho} \Delta \quad (3.35)$$

$$TE_{cav} = \phi_{med,EK}^{e-e}(\Delta) \frac{S_{cav}(\Delta)}{\rho} \Delta \quad (3.36)$$

Sınırsız çarpışma durdurma gücü için, 2Δ enerji değerinden küçük enerjili yüklü parçacıklar için en büyük enerji aktarımı Δ olacağı için, burada kullanılabileceği ihtimali dikkate alınmalıdır.

Monte Carlo hesaplaması için, Spencer-Attix ve Bragg-Gray teorisi arasında çıkan farkın dikkate alınması gerektiği ve yetersiz olduğunu göstermektedir. Değişik ortamlar için çarpışma durdurma gücü, foton enerjisinin bir niceliği olarak benzer şekilde değişim göstermesinden dolayı, farklı olan bu iki ortamın oranlarıyla ve enerjile çok az miktarda değişen bir niceliktir.

Suyun durdurma gücünün havanın durdurma gücüne oranı iyon odaları için enerji miktarına yok denilecek kadar az oranda bağlıdır. Farmer ve paralel tipteki iyon odaları için enerji 10 keV alınmaktadır. Suda ki iyon odasının durdurma gücü oranı havanın durdurma gücüne oranının enerjiye bağlı değişimi 2 nicelik arasında yoğunluk etkisinden kayırlıdır [6].

3.4.3. İyon odası kalibrasyonunda ve dozimetri protokollerinde uygulanan kavite teorisinin hususları

Genel bir ifadeyle dozimetreyi hassas hacim ve iyonizan yardımıyla depo edilmiş ortalama absorpsiyon değerini görmek amacıyla kullanılan cihaz şeklinde ifade edebiliriz. Hacmi belli olan ve çevresi farklı bir ortamla sınırlanmış niceliğe dozimetri denir.

Kavite teorileri bağlamında, katı, sıvı veya gaz şeklindeki olabilen dozimetrisinin hassas hacmi kavite olarak tanımlanabilir. Bunlardan sıklıkla kullanılan duyarlı

ortam ise gazdır çünkü radyasyon tarafından ortam içinde salınan yüklerin toplanmasında diğerlerine göre daha basit bir ortama müsaade etmektedir.

İyon odasındaki kaviteyi çevreleyen ortam, hangi tür cihazın kullanıldığına bağlıdır. Eski yaklaşımda, duvarlar (genellikle buildup kap ile gelir) buildup ortamı görevi görür ve Bragg-Gray teorisi, gaz içindeki ve duvar içindeki doz arasındaki bağıntıyı sağlar. Bunlar kalın duvarlı iyon odaları olarak adlandırılırlar ve hava standartlarında bulunan kavitedeki hava kermasına ve 1970'lerdeki $C\lambda$ dozimetri protokolleri temellerine dayalı olarak yapılırlar. İyon odası fantom içinde buildup materyali olmadan kullanılması durumunda duvar kalınlığı ikincil elektronların aralığından çok daha ince olduğundan, kavite dozunun oranı (fantom içinde oluşan elektronlardan ötürü) duvardan sağlanan doz katkısını büyük ölçüde aşar, dolayısıyla fantomun kendisi ortam gibi görev görür ve duvar bu duruma tedirgin davranır.

Enerjileri yüksek parçacık huzmelerinin iyon odalarının duvarlarının kalın olması halinde, kavite dışındaki yüklü parçacıkların bulunduğu ortamın yerine duvarda durmalarını sağlamak için duvarın kalınlığının delta'ların aralığından daha büyük olması zorunludur. Buna bağlı olarak Bragg-Gray için kavite eşitliği ile duvardaki doz dağılımı arasında ilişki kurar. $(\mu_{en}/\rho)_{med,wall}$ bağıntısı yardımıyla ortamdaki doz ve duvardaki doz arasında aşağıdaki bağıntıyla alaka kurmaktadır:

(a) Absorbe edilen doz çarpışma kermasıyla aynıdır.

(b) İyon odasının bulması foton akısını değiştirmemektedir.

Kavite gaz dozu, kavite içinde üretilen iyonizasyonla ilişkili olup aşağıdaki gibidir;

$$D_{gas} = \frac{Q}{m} \left(\frac{\overline{W}_{gas}}{e} \right) \quad (3.37)$$

Q kavite alanında ortaya çıkan yük miktarıdır ve m kavite alanındaki gazın kütlesini gösterir. Spencer-Attix kavite teorisi alan içinde bulunan doz miktarını bulabilmek için kullanılır;

$$D_{med} = D_{wall} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{med,wall} = D_{gas} S_{wall,gas} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{med,wall} = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}_{gas}}{e} \right) S_{wall,gas} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{med,wall} \quad (3.38)$$

Swall,gas için, Δ eşik değerinde ki çarpışma durdurma gücü ile kavite çevresi için kütle çarpışma sınırlı durdurma gücü oranıdır. 3.38 denklemiyle alakalı yukarıda verilen a ve b yaklaşımlarını görebilmek için ilave bir düzeltme faktörü kullanılır. 3.38 eşitliğine benzeyen başka bir denklem ise hava kerması kalibrasyonu için kullanılır. Dikkat edilen nokta ortamdaki doz yerine hava kerması dozudur. Daha önce belirttiğimiz a değeri ve duvardaki tam CPE 'nin olduğunun kesinliği için önemli bir düzeltme faktörü ilave edilir.

Enerjisi yüksek parçacıklar veya yüklü parçacıklar topluluğu için, duvarları ince iyon odası kullanılır. Bu durum kavite ve merkezi elektrotun ortamda ki akısına şüpheli durur. Ortamda gaz bulunduğu için eşitlik için artık denklem aşağıdaki gibi verilir;

$$D_{med} = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}_{gas}}{e} \right) S_{med,gas} P_{fl} P_{dis} P_{wall} P_{cal} \quad (3.39)$$

Burada,

Pfl: elektron akısındaki pertürbasyon düzeltme fatörü

Pdis: efektif ölçme noktasındaki yer değiştirme için olan düzeltme faktörü

Pwall: duvar düzeltme faktörü

Pcel: merkezi elektrot için düzeltme faktörü

3.4.4. Foton demetlerinde geniş kaviteler

Kavite teorisi içinde ki parçacık etkileşimlerinden kaynaklı ortaya çıkan yüklü parçacıklarla geniş kaviteyi karşılaştırdığımızda, kavite dışı parçacık etkileşiminin sebep olduğu kavite içindeki yüklü parçacıkların etkisinin ihmal olduğu büyüklükte kavitedir. Büyük kaviteler için doz değerinin ortamdaki oranı çarpışma kermasının ortamdaki oranı ile hesaplanır. Bu oran $(\mu/\rho)_{gas,med}$ bağıntısına eşittir.

$$\frac{D_{gas}}{D_{med}} = \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{gas,med} \quad (3.40)$$

Burada gösterilen kütle-enerji absorbe katsayısı, gaz kavitesi için (pay) ve ortamdaki parçacık akısı için (payda) oran bulunmuş halidir.

3.4.5. Foton demetleri için Burlin kavite teorisi

Burlin teorisi, Brag-Gray ve Spencer-Attix teorileri için ortalama boyutlar kavite için tümüyle kalıplaşmış temellere bağlı kalarak, ağırlığa bağlı Spencer-Attix denklemi için büyük kavitalere sınır belirterek genişletir. Ağırlık niceliğini bulabilmek için bir formül bulunmuştur. Burlin teorisi kısaca şu şekilde gösterilir;

$$\frac{D_{gas}}{D_{med}} = d_{S_{gas,med}} + (1-d) \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{gas,med} \quad (3.41)$$

Burada,

d : kavite boyutu ile ilgili parametredir ve küçük kavite için bütünlük sağlarken büyük kavite için 0 değerini alır.

$S_{gas,med}$: kavite ve ortamın sınırlı kütle durdurma gücü ortalaması oranıdır.

D_{gas} : kavite içinde absorblanan dozdur.

$(\mu/\rho)_{gas,med}$:kavite ortamın kütle-enerji absorpsiyon katsayısı ortalaması oranıdır.

Burlin teorisi genel olarak bazı özelliklere ihtiyaç duyar, bunlar;

- Kavite nin bulunduğu yerin ve onu çevreleyen yerin eşit dağılıyor olması
- Eşit dağılımlı bir parçacık alanının, ortam ve kavite boyunca her alanda var olması
- CPE ortamdaki her noktada ve max parçacık aralığından daha çok olan kavite sınırlarına kadar var olması
- Kavite teorileri ve ortamda çoğalan ikincil elektronların denge spektrumlarının eş olması Burlin teorisi için ağırlık niceliği d 'yi bulabilmek

için bir yol ortaya çıkmıştır. Bu yolu ortamda bulunan elektronun akısındaki azalmanın ortalama değeri olarak adlandırır.

Deney sonuçları ile uyumlu ve b kaynaklarıyla beraber sunulduğu ortamın elektron akısı ϕ_{med}^{e-e} , exponansiyel şekilde azalır. d'nin değeri ile beraber durdurma gücünün oranı şu şekilde bulunabilir;

$$d = \frac{\int_0^L \phi_{med}^{e-e} e^{-\beta l} dl}{\int_0^L \phi_{med}^{e-e} dl} = \frac{1 - e^{-\beta L}}{\beta L} \quad (3.42)$$

Denklemden verilen β , efektif yüklü parçacık akısı için zayıflama katsayısıdır ve tenecik akısı için başlangıçtaki ortamın akı değerine göre azalış gösterir (L ortalama uzunlukta ki bir kavite boyunca). İzotropik yüklü parçacık akısı değerleri ile dışbükey kavite için, $L = 4V/S$ şeklinde hesaplanır. V burada kavite hacmi, S ise yüzey alanı anlamındadır. Burlin, kavite içinde yüklü parçacık akısı oluşumu için (buildup) gas benzeyen bir tamamlayıcı eşitlikle anlatılmaktadır.

$$1 - d = \frac{\int_0^L \phi_{gas}^{e-e} (1 - e^{-\beta l}) dl}{\int_0^L \phi_{gas}^{e-e} dl} = \frac{\beta L - 1 + e^{-\beta L}}{\beta L} \quad (3.43)$$

Burlin teorisi kavite teorisinin temel kısaltması ile uyumluluk gösterir, 2 değer için de ağırlık durumları beraber verilmelidir (mesela d ve 1-d gibi). Orta değer kavite çeşidi için absorblanmış doz oranlarının hesabında sonuçlar başarılı bulunmuştur. Daha genel bir değer olan Monte Carlo hesabı yapılrkense kavitenin sınırlarına dayanarak hesaplanan absorblanmış doz oranının ortamdaki doza oranı kullanıldığında ağırlıklandırma yöntemi (weighting method) çok basit kalır ve orta kavite için doz hesabında ilave değerlere ihtiyaç duyulur. Yukarıda anlatılan sebeplerden kaynaklı Burlin teorisi artık tercih edilmemektedir.

3.4.6. Durdurma gücü oranları

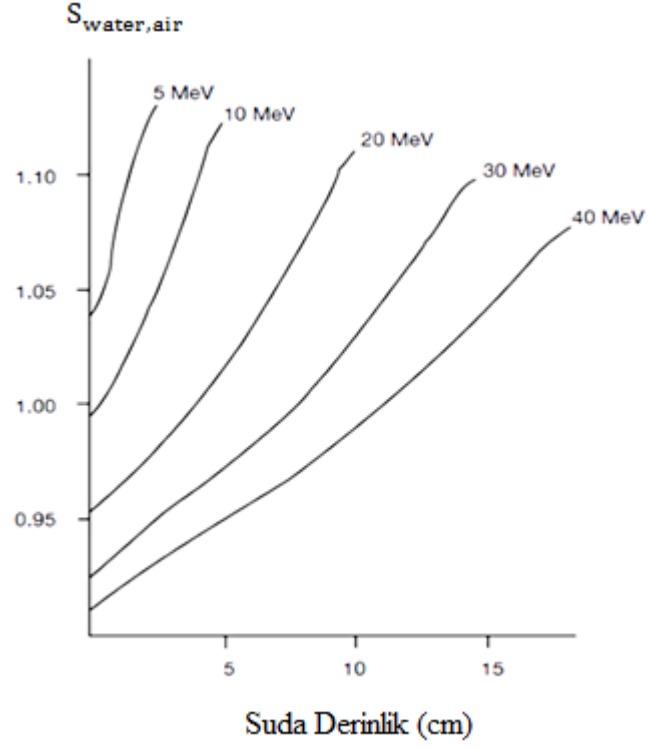
Kavite teorisi aslında absorblanmış dozların oranını hesaplama ve değerlerini görmede kullanılıyor olsa da, hızlı uygulama sürecinde Spencer-Attix teorisi her zaman ilave olarak düzeltme faktörüne gerek duymaktadır. Spencer-Attix kavite teorisinin orijin bileşeni, durdurma gücünün ortalama değerinde görüldüğünden, Spencer-Attix 'in doz değerleri genelde durdurma gücü oranı olarak isimlendirilir.

Parçacık ışınlarında, suyun çevreleri belirlenmiş durdurma gücünün havanın durdurma gücüne oranı derinliğe bağlı olarak değişir (düzlem ve düzleme yakın noktalar hariç). Durdurma gücü oranları ($\Delta=10$ keV ile) buid up durumları içinde çizelge 3.4 ' te gösterilmektedir.

Durdurma gücü değerleri yalnızca absorblanmış dozların kesin ölçüm sonuçlarında kullanılmaz. Aynı zaman da fontomlarda belli bir noktadan diğer noktaya delta'ların enerjilerinin önemli ölçüde oynadığı durumlarda absorblanan dozun görece ölçümlerinin doğru sonuçlarını görmekle de alakalıdır. Buna örnek verecek olursak en belirginini şekil 3.6 'da yüklü parçacık topluluğu için suyun çevreleri belirlenmiş durdurma gücünün havanın sınırlı durdurma gücüne oranını ($\Delta=10$ keV) su derinliğinin bir değeri olarak görebiliriz. Burada ki eğrilerin tekil enerjili ışın demetleri için olduğuna dikkat edilmelidir.

Çizelge 3.4. ^{60}Co - γ enerjisi ile 35MV x ışını enerjisi aralığı için ortalama kısıtlı sudan havaya durdurma gücü oranları.

Foton enerjisi	$S_{water,air}$
^{60}Co	1,134
4MV	1,131
6MV	1,127
8MV	1,121
10MV	1,117
15MV	1,106
20MV	1,096
25MV	1,093
35MV	1,084



Şekil 3.6. Farklı monoenergetik elektron enerjileri için, derinliğin bir fonksiyonu olarak kısıtlı çarpışma durdurma gücü oranları. ($\Delta = 10\text{KeV}$)

Yüklü parçacık dozimetresinde, hızlandırıcı ışınların durdurma gücü oranı kural ve uygulama sonuçlarına uyuşur oranda çıkmalıdır. Fakat şekil 3.6’ da açık haliyle gösterildiği gibi, elektronların ışınlarında derin doz dağılımında doğru bir ölçüm ün bulunması derinlik düzeltme faktörüne bağlıdır.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde öncelikle Brakiterapi'de kullanılan radyoaktif kaynaklar tanımlanmıştır. Bu kaynaklar, enerjileri, bozunma şemaları, üretilme mekanizmaları ile ayrı ayrı incelenmiştir.

4.1. Brakiterapide Kullanılan Radyoaktif Kaynaklar

Çizelge 4.1. Brakiterapi'de Kullanılan Radyoaktif Kaynaklar

İzotop	Ortalama foton enerjisi (MeV)	Yarı ömür	Kurşun için yarıdeğer kalınlığı (mm)	$\tau_{AKR}^{(b,d)}$ $\left(\frac{\mu Gy.m^2}{GBq.h}\right)$	$\Lambda^{(c,d)}$ $\left(\frac{cGy.h^{-1}}{cGy.cm^2.h^{-1}}\right)$
Co-60	1.25	5.26 yr	11	309	1.11
Cs-137	0.66	30 yr	6.25	77.3	1.11
Au-198	0.41	2.7 d	2.5	56.2	1.13
Ir-192	0.38	73.8 d	3	108	1.12
I-125	0.028	60 d	0.02	-	-
Pd-103	0.021	17 d	0.01	-	-

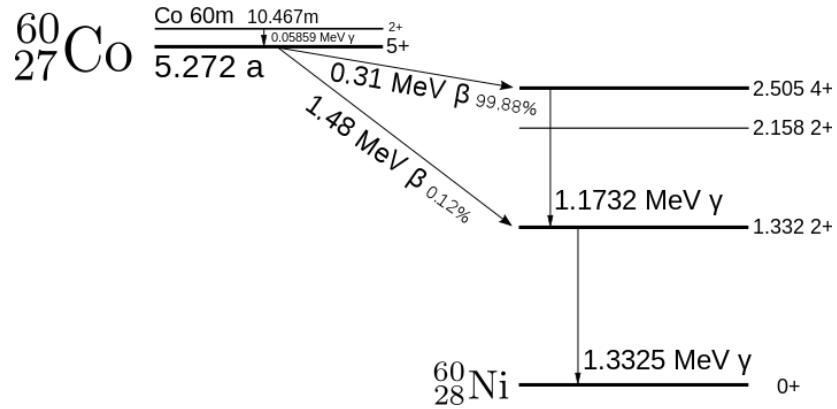
4.1.1. Kobalt-60

(Co) Kobalt 'ın doğal olarak oluşan ^{59}Co izotopu sadece karardır. 22 radyoizotopundan en karardıları ^{60}Co yarılanma ömrü 5.2714 yıl, ^{57}Co yarılanma ömrü 271.79 gün, ^{56}Co yarılanma ömrü 77.27 gün, ve ^{58}Co yarılanma ömrü 70.86 gündür. Diğer bütün radyoaktif izotopların yarılanma ömrü 18 saatte daha az ve çoğunluğunun yarılanma ömrü 1 saniyeden kısadır. Bu elementin 4 nükleer izomerinde yarılanma ömrü 15 saniyeden daha azdır.

Kobalt (Co) periyodik cetvelin VIII grubunda yer alan, gümüş beyazı renkte, metal elementtir. Doğada nikel ve bakır cevherleriyle birlikte, başlıca kobaltit (CoAsS) ve

smaltit (CoAs₂) mineralleri hâlinde bulunur. Alüminyum ve nikelde yaptığı Alnico adlı alaşımından mıknatıs, öteki alaşımlarından da metal kesici uçlar yapılır. Sondaj matkaplarında tungsten karbür için zemin metali (matris) olarak kullanılır. Kimyasal bakımdan demir ve nikelde benzer. Kobalt bileşiklerinden boyarmadde olarak yararlanır; özellikle kobalt mavisi (CoAl₂O₄) ressamlarca çok kullanılır. Hidrojenasyon ve daha birçok sınıai üretim işleminde kobalt katalizörlerden yararlanır. Kobalt bombasıyla yapılan ışın tedavisinde kobalt-60 radyoizotopu kullanılır. Aynı zamanda kuramsal bir nükleer silâh olan kobalt bombası, kobalt-60'ın yarılanma süresinin çok uzun olmasından ötürü, öldürücülüğünü uzun yıllar sürdüren bir serpinti bırakabilir.

Radyoaktif kobalt-60 medikal uygulamalarda çok kullanılan bir radyoaktif elementtir. Nokta kaynak ve disk kaynak olarak her türlü gama kamera ve gama sayıcısı için kalibrasyon kaynağı olarak kullanılır. Medikal uygulamalarda özellikle radyoterapide dışarıdan (eksternal ışınlama) ışınlama için kullanılır.



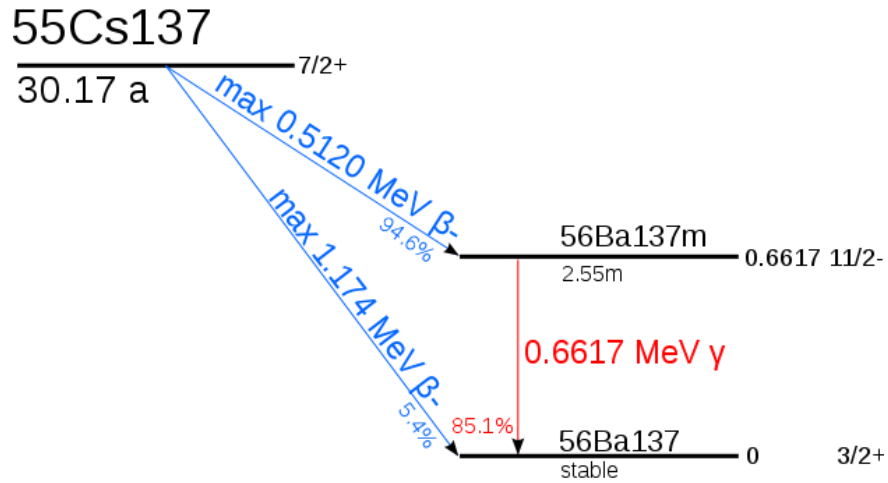
Şekil 4.1. ⁶⁰Co Bozunma Şeması

Çizelge 4.2. Cobalt izotoplarının toplu çizelgesi

İzotop	Çözünüm işleyişi	Yarılanma ömrü
Co-50	pozitron yayımı	44 milisaniye
Co-51	pozitron yayımı	Ölçülemedi
Co-52	pozitron yayımı	0.12 saniye
Co-53	pozitron yayımı	0.24 saniye
Co-54	pozitron yayımı	193.2 milisaniye
Co-55	pozitron yayımı	17.53 saat
Co-56	$\bar{\nu}$ β yakalanması, pozitron yayımı	77.3 gün
Co-57	pozitron yayımı	271.8 gün
Co-58	$\bar{\nu}$ β yakalanması	70.88 gün
Co-59	Kararlı	∞
Co-60	$^+\beta$	5.271 yıl
Co-61	$^+\beta$	1.65 saat
Co-62	beta	1.5 dakika
Co-63	Beta	27.5 saniye
Co-64	beta	0.30 saniye
Co-65	beta	1.17 saniye
Co-66	beta	0.190 saniye
Co-67	beta	0.43 saniye
Co-68	beta	0.20 saniye
Co-69	beta	0.22 saniye
Co-70	beta	0.13 saniye
Co-71	beta	0.21 saniye
Co-72	beta	90 milisaniye

4.1.2. Sezyum 137

Sezyum bir alkali metaldir. Doğada bulunmaz, fisyon ürünüdür. Atom numarası 55. Atom ağırlığı 132.90545 g/mol. Yarılanma süresi, yaklaşık 30 Yıl. Yoğunluğu: 1,90 gr/cm³. 28 °C de eriyen, 705 °C de kaynayan ve doğada ender rastlanan bir elementtir. Oda koşullarında (25 °C = 298 K) Gümüşümsü altın renkli metalik katıdır. Bu metal, Robert Wilhelm Bunsen ve Gustav Robert Kirchoff tarafından 1860 yılında mineral suda keşfedildi. Sezyum'un saf olarak eldesi bilinen sıradan sodyum eldesi gibi değildir. Sıvı sezyum klorürün elektrolizi ile oluşan sezyum metalinin eriyik tuz içerisinde çözünürlüğü fazladır.



Şekil 4.2. ¹³⁷Cs' nin Bozunma Şeması

4.1.3. Au-198

Altın'ın 36 izotopu vardır. Yarı Ömrü 186 gündür. Beta yayıcıdır. Dokuda 11mm girebilir. Prostat kanserinde brakiterapi tedavisi için kullanılır. Altın 197 izotopunun nötronlarla bombardımanı sonucu oluşur.

Çizelge 4.3. Altın 198 Dikey tablosu

¹⁹⁸ A _u için β tablosu (2,69517 d 21)		
E β (Enerji) (keV)	Iβ (%)	Bozunma Tipi
284,81	0,985	β ⁻
960,7	98,990	β ⁻
1372,5	0,025	β ⁻

Çizelge 4.4. ¹⁹⁸Au için X-ışınları Enerji tablosu

¹⁹⁸ Au için X-ışınları (2.69517 d)		
E (keV)	I (%)	Geçiş Tipi
8.722	0.0246 22	Hg L _l
9.899	0.0514 22	Hg L _{α2}
9.989	0.457 20	Hg L _{α1}
10.647	0.0082 4	Hg L _η
11.481	0.0069 3	Hg L _{β6}
11.561	0.017 3	Hg L _{β4}
11.824	0.366 20	Hg L _{β1}
11.915	0.112 6	Hg L _{β2}
11.992	0.021 3	Hg L _{β3}
12.275	0.0120 5	Hg L _{β5}
13.830	0.075 4	Hg L _{γ1}
14.158	0.0055 9	Hg L _{γ2}
14.199	0.0114 11	Hg L _{γ6}
14.262	0.0074 12	Hg L _{γ3}
68.263	0.00104 3	Hg K _{α3}
68.894	0.801 16	Hg K _{α2}
70.818	1.36 3	Hg K _{α1}
79.824	0.162 3	Hg K _{β3}

80.255	0.311 6	Hg K _{β1}
80.762	0.0085 3	Hg K _{β5}
82.473	0.1120 22	Hg K _{β2}
82.733	0.0190 8	Hg K _{β4}

4.1.4. I-125

Genel olarak ve belirsiz bir biçimde radyoiodin olarak adlandırılan İyot-131 Berkeley, Kaliforniya Üniversitesinde 1938’de GennSecborg ve John Livingood tarafından keşfedilen iyodun önemli bir radyo izotopudur. Yarı ömrü yaklaşık 8 gün olan radyoaktif bir bozunuma sahiptir. Nükleer enerji, medikal teşhis ve tedavi prosedürleri ve doğal gaz üretimiyle ilişkilendirilir. Ayrıca nükleer fisyon ürünlerinde mevcut radyoaktif izotop olarak önemli bir rol oynar ve Fukushima nükleer krizinde ilk haftalarda kontaminasyon tehlikesinin büyük bir kısmının olmasının yanı sıra Çernobil felaketinden ve 1950’lerdeki açık hava atomik bomba testlerinden dolayı sağlık risklerine önemli bir katkısı vardır. I-131 temel bir uranyum, plütonyum fisyon ürünüdür, fisyonun toplam ürününün yaklaşık %3’ünü kapsar. I-131 ayrıca toryumdan üretilen U-223’ün temel fisyon ürünüdür.

Beta bozunum modundan dolayı, İyot-131 mutasyona ve nüfus ettiği hücrelerde ve birkaç milimetre uzağına kadar ki diğer hücrelerde ölüme neden olduğu için önemlidir. Bu nedenle izotopun yüksek dozları bazen düşük dozlardan daha az tehlikelidir, çünkü onlar radyasyonun bir sonucu olarak kanserli olan tiroit dokularını öldürme eğilimde olur. Örneğin tiroit adenomu için orta dozda I-131 ile tedavi edilen çocuklar tiroit kanserinde algılanabilir artışa sahiptir, ama daha yüksek dozlarla tedavi edilen çocuklarda böyle değildir. Aynı şekilde, orta dozda I-131 emilimli tiroit kanser riskinde bir artma olmasına rağmen, ciddi hastalıkların tedavisi için I-131’ in kullanıldığı çoğu çalışma tiroit kanserinde bir artma olduğu gözlenmiştir. Böylece, I-131 medikal kullanımda (özellikle çocuklarda) küçük dozlarda giderek artan oranlarda az az kullanılır, ama hedeflenen dokuyu öldürmenin bir yolu olarak giderek artan oran sadece büyük ve maksimal tedavi dozlarında kullanılır. Bu tedavisel (iyileştirici) kullanım olarak bilinir. İyot-131 tedavisi kullanım için

herhangi bir zamanda verilen nükleer tıp görüntüleme tekniklerinde görülebilir, çünkü enerjisinin ve radyasyon dozunun yaklaşık %10'u gama radyasyonu aracılığıyla olur. Ancak, radyasyonun (beta radyasyonu) diğer % 90'ı izotop görüntüsü ya da görünebilirliğine katkı yapmaksızın doku hasarına neden olur. İyot-123 gibi iyodun daha az zarar veren diğer izotopları sadece nükleer görüntüleme gerektiği durumlarda tercih edilir. İyot-131 izotopu diğer iyot radyoizotopları ile kıyaslandığında düşük fiyatından dolayı sadece teşhis için ara sıra kullanılıyor. İyot-131'in çok küçük medikal görüntüleme dozu tiroit kanserinde herhangi bir artış göstermiyor. İyot-131'in düşük maliyette kullanılabilirliği bir nükleer reaktörde doğal telluryumun nötronla bombardıman edilmesiyle oluşan I-131'in bağlı kolaylığından dolayıdır.

Medikal iyileştirici prosedürlerde kullanılan iyot-131'in çok küçük olası dozları geçici nükleer kontaminasyondan sonra artan tiroit kanserlerinin ana nedenini oluşturur.

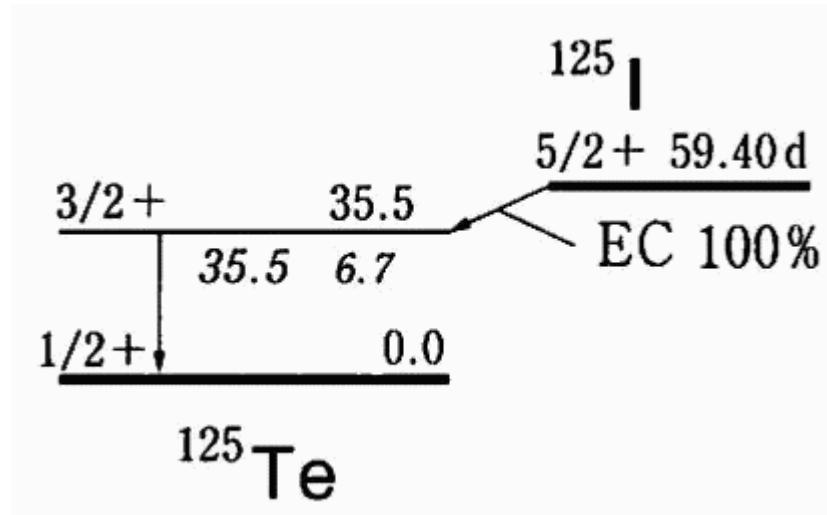
Üretimi: İyot-131 üretiminin çoğu doğal telluryum hedefine nötron ışınlanan nükleer reaktörden olur. Doğal telluryum ışınlanması saatten daha uzun bir yarı ömürlü radyonüklit olarak neredeyse tamamen I-131 üretir, çünkü telluryumun en hafif izotopları daha ağır kararlı izotopları ya da başka kararlı iyot ya da ksenon haline gelir. Ancak, doğal olarak meydana gelen en ağır telluryum nüklidi, Te-131 (doğal Te'nin % 34'ü) iyot-131'e kadar 25 dakikalık yarı ömürlü beta bozunumuyla telluryum-131 haline gelmek için bir nötron emer.

I-131, U-2325'den % 2,878 verimle bir fisyon ürünüdür ve nükleer savaş testlerinde ve nükleer kazalarda açığa çıkabilir. Ancak kısa yarı ömrü soğutulmuş zayıf nükleer yakıtta önemli bir miktarda bulunmadığı anlamına gelir.

Radyoaktif Bozunum: I-131 eksi beta ve gama yayınlamalarıyla 8,02 günlük bir yarı ömürle bozunur. Daha kararlı çekirdeği I-127 sadece 74 nötrona sahip iken iyodun bu nüklidi çekirdeğinde 78 nötrona sahiptir. I-131 sık sık beta bozunumundan sonra hızlı bir şekilde aşağıdaki gama bozunumuyla iki adımda kararlı Xe-131' e dönüşerek bozunum enerjisinin 971 keV'ini harcar:



I-131 bozunumunun en önemli yayınımları 606 keV'lik maksimum bir enerji ile elektronlar ve 364 keV'lik gama ışınlarıdır. Ayrıca beta bozunumu beta bozunum enerjisinin değişken miktarlarını taşıyan bir nötrino üretir. Yüksek ortalama enerjilerinden dolayı elektronlar 0,6-2 mm kadar doku tesirine sahiptir.



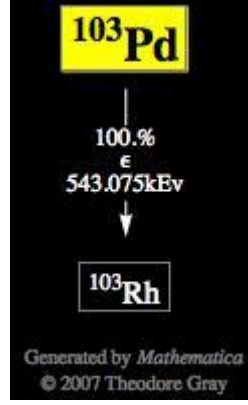
Şekil 4.3. ${}^{125}\text{I}$ Bozunma Şeması

4.1.5. Pd- 103

Doğal Palladium elementi, ${}^{102}\text{Pd}$, ${}^{104}\text{Pd}$, ${}^{105}\text{Pd}$, ${}^{106}\text{Pd}$, ${}^{108}\text{Pd}$, and ${}^{110}\text{Pd}$ izotoplarına sahiptir.

Çizelge 4.5. Pd İzotopları

${}^{107}\text{Pd}$	6,5 milyon yıl
${}^{103}\text{Pd}$	17 gün
${}^{100}\text{Pd}$	363 gün
${}^{101}\text{Pd}$	8,47 saat
${}^{109}\text{Pd}$	13,7 saat
${}^{112}\text{Pd}$	21 saat



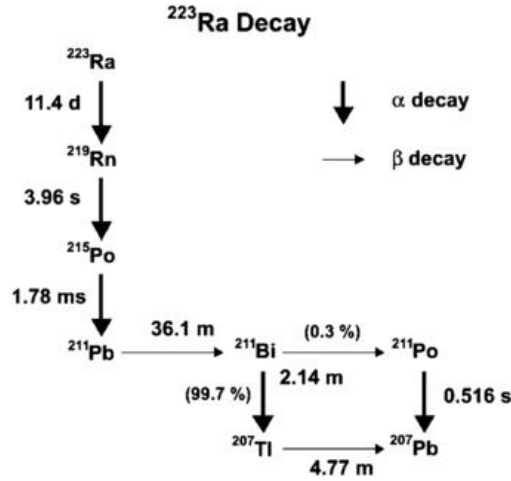
Şekil 4.4. ^{103}Pd Bozunma Şeması

Pd işaretiyle bilinen, platine benzer, atom no: 46 ve atom ağırlığı: 106.42 olan kimyasal elementtir. 1803'te William Hyde Wollaston tarafından bulunan Paladyum metali platinden sonra bu gruptaki metallere en önemlisidir. Kıymetli metallere sayılır. Beyaz altın elde edilmesinde kullanılır. Gümüş gibi parlaktır. Gayet ince dağılmış bir hâlde iken periyotlar sisteminde kendisinin üstünde bulunan nikelde daha fazla hidrojen gazını çözer. Paladyumda çözülmüş bulunan hidrojen nikelde olduğu gibi çok aktif bir hâldedir ve doymamış organik bileşiklerini hidrojenlendirebilir. Hiçbir gaz geçirmeyen levha hâlindeki paladyum, hidrojen gazını geçirir. Paladyum, tuzlarında ekseriyetle +2 değerlikte olup bunlar kahverengidirler. Kahverengi ve nem kapıcı billurlardan oluşan karbon monoksit tarafından koloidal şekilde bulunan ve siyah renkte olan paladyum metaline indirgenir.

4.1.6. Ra- 223

Radyum-223 (Ra-223, ^{223}Ra) 1601 yıllık yarı ömre sahip Curie'ler tarafından keşfedilen daha yaygın radyum-226 izotopuna karşın 11,4 günlük yarı ömürlü bir radyum izotopudur. Kemikteki metastatik kanserleri tedavi etmek için bir radyofarmosötik olarak radyum-223'ün temel kullanımı kalsiyuma kimyasal olarak benzerliği ve yaydığı alfa radyasyonunun kısa menzilli olmasından dolayı avantajlıdır.

Radyum-223 uranyum-235'in bozunumuyla eser miktarda doğal olarak oluşmasına rağmen 42 dakikalık yarı ömürlü aktinyum-227 ile bozunan radyum-227'yi üretmek için nötronun doğal radyum-226'ya maruz bırakılmasıyla genellikle yapay olarak üretilir. Dönüşümde aktinyum-227 (yarı ömrü 21,8 yıl) radyum-223'e toryum-227 (yarı ömrü 18.7 gün) vasıtasıyla bozunur.



Şekil 4.5. ²²³Ra'ün Bozunma Şeması

Medikal kullanım: İskelet metastazlara karşı radyum-223'ün farmasötik ürünü ve medikal kullanımı Roy H.Larsen, Gjermund Henriksen ve Qyvind S.Bruland tarafından keşfedildi ve Xofigo (önceden Alpharadin) ticaret adı altında Bayer ile bir ortaklıkta eski Norveç şirketi Algeta ASA tarafından geliştirildi ve damar içi enjeksiyon için radyum-223 klorit, sodyum klorit ve diğer bileşenleri kapsayan bir çözelti olarak dağıtıldı. Sonra Algeta ASA günümüzde Xofigo'nun tek sahibi Bayer tarafından elde edildi. Önerilen diyet 4 haftalık sürelerle tekrar edilen 50 kBq/kg (kilogram başına 1.3 µCi) 6 tedavidir.

Hareket Mekanizması: Metastatik kemik kanserini tedavi etmek için radyum-223'ün kullanımı, radyum-223 ve kanser hücrelerini öldürmek için onun kısa ömürlü ürünlerin 'den alfa radyasyonunun yeterliliğine dayanır. Radyum-223 ve onun bozunum ürünleri beta ve gama radyasyonu yaymasına rağmen, bozunum enerjisinin %95' alfa radyasyonundan oluşur. Alfa radyasyonu beta ya da gama radyasyonu ile karşılaştırıldığında dokularda 2-10 hücre civarında çok kısa menzile sahiptir. Bu sağlıklı dokuyu çevreleyen zararı azaltır, beta yayıcı stronsyum-89'den daha fazla

lokalize etki üretir, ayrıca kemik kanseri tedavisinde kullanılır. Kemik tarafından öncelikli alınımı dikkate alınarak ve kısa menzilli alfa parçacıkları, radyum 223'ün hedeflenmeyen dokulardan en az 8 kat daha fazla radyasyon dozunu hedeflenen kemik oluşturucu hücrelere verdiği tahmin edilmektedir.

Radon, periyodik cetvelin VIIIA grubunda yer alan soy gazdır. Simgesi Rn, atom numarası 86, atom ağırlığı 222 olan radon renksiz, doğada bütünüyle radyoaktif bir gazdır. -62 °C'ta kaynar; -71 °C'ta erir. 1900'de F. E. Dorn tarafından bulunmuş, 1908'de William Ramsay ve Robert Whytlaw-Gray tarafından yalıtılmıştır. Soy gazlar grubunun en son üyesi ve en ağırlı olan radon, radyum tuzunun suyla işlenmesi sonunda, karışım durumunda bulunduğu hidrojen ve oksijenden, sıvılaştırılmış havadan geçerek ayrılır. Bilinen yirmiyi aşkın izotopunun başlıcaları arasında toron (^{220}Rn), radyumun emanasyonu olan (^{222}Rn) ve aktinyumun emanasyonu olan aktinon (^{219}Rn) sayılabilir.

4.1.7. Fosfor-32

Fosfor-32, fosforun radyoaktif bir izotopudur. Fosfor-32'nin çekirdeği 15 proton ve 17 nötron içerir. Fosfor-32 en çok organik moleküllerde bulunur ve bu nedenle fosfor-32 tıp, biyokimya ve moleküler biyolojide birçok uygulamaları vardır. Fosforlanmış molekülleri izlemek için kullanılabilir, örneğin metabolik yolları açıklamada ve DNA'yı radyoaktif olarak sınıflandırmaktadır. Fosfor 14,29 günlük kısa bir yarı ömre sahiptir ve aşağıdaki nükleer denklemde gösterildiği gibi beta bozunumuyla sülfür-32'ye bozunur.



Bozunum süresince 1,709 MeV enerji açığa çıkar. Elektronun kinetik enerjisi yaklaşık olarak 0,5 MeV'lik ortalama enerji ile değişir ve enerjinin geri kalanı neredeyse saptanamayan elektronun antinötrinosu ile taşınır. Diğer beta yayan nükleitlerle kıyaslandığında elektron kısmen enerjiktir. Havanın 1 m ya da sert plastiğin 5 mm civarında tutulabilir. Çekirdekte üretilen (oluşan) sülfür-32 taban

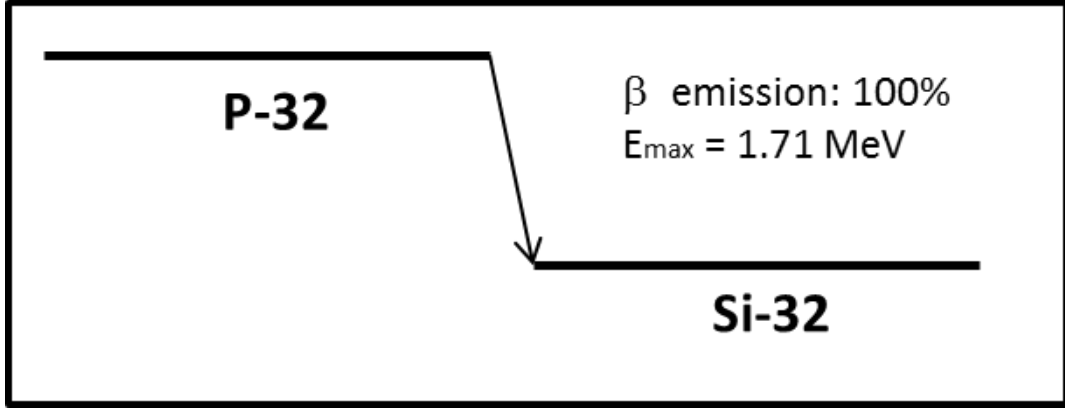
durumundadır bu nedenle fazladan gama ışın yayınımlı yoktur. Fosfor-32 tıp, biyokimya ve moleküler biyoloji de önemli bir kullanıma sahiptir. Kısa yarı ömrü sentetik olarak üretilen yararlı bir nicelik olduğu anlamına gelir. Fosfor-32 aşağıdaki nükleer denklemde gösterildiği gibi kısmen hızlı nötronlarla sülfür-32'nin ışınlanmasıyla sentetik bir biçimde oluşturulabilir.



Sülfür-32 çekirdeği nötron yakalar ve bir proton yayar, 32'nin kütle numarası korunurken atom numarası 1 azalır. Bu reaksiyon ayrıca nükleer silahların verimini belirlemek için kullanılır. Fosfor biyolojik sistemlerde boldur ve radyoaktif bir izotop olarak aynı elementin kararlı izotopuyla kimyasal olarak neredeyse aynıdır, fosfor-32 biyolojik molekülleri sınıflandırmak için kullanılabilir. Fosfor-32 tarafından yayılan beta radyasyonu analiz edilen organizma ya da doku dışında belirlemek için yeterli miktarda içine işlemelidir.

İyot-131, fosfor-32 ve teknesyum-99m içeren çoğu radyoizotop nükleer tıpta izleyici olarak kullanılır. Fosfor kötü huylu tümörleri tanımlamada özellikle kullanılır çünkü kanser hücreleri normalden daha fazla fosfat toplama eğilimine sahiptir. Fosfor-32 bölgesi potansiyel olarak kötü huylu tümörlerin bölgesini tanımlamak için vücudun dışından izlenebilir.

Fosfor-32 tarafından yayılan radyasyon diagnostik amaçların yanı sıra tedavi edici olarak kullanılabilir. ${}^{32}\text{P}$ -kromik fosfatın kullanımı yayılmış yumurtalık kanserini izlemek için mümkün kemoterapi aracı (faktörü) olarak incelenir. Bu durumda tedavi edici etkiye sahip kanser hücrelerinde toplanan fosfor-32 beta radyasyonunun uzun vadeli toksik etkileridir.



Şekil 4.6. ^{32}P 'ün Bozunma Şeması

4.2. Brakiterapi Kaynaklarının Çeşitli Parametrelere Göre Sınıflandırılması

Brakiterapi foton kaynakları iğne, tüp, tohum, kablo, tel, tablet(hap) şeklinde olabilir, fakat genelde kaplanmış (seal) seklindedir. Bu kaplama kaynaktan saçılan alfa ve beta radyasyonlarını zırlamak ve aynı zamanda radyoaktif kaynaktan olabilecek sızıntıları önlemeye yöneliktir.

Örnek: ^{192}I Kaynağı, tel formunda, Iridyum platinyum (kalınlığı, 0, 1mm) alaşımına kaplanmış şekilde brakiterapi uygulamalarında yoğun olarak kullanılmaktadır. Bu kaynak aynı zamanda dış cephesi çelik bir zırhla iki kat olarak kaplanmış olarak tohum şeklinde de dizayn edilmektedir. Uygulanan doz oranlarına göre bu kaynaklar aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir.

Çizelge 4.6. Doz Oranları ve Limitleri

Doz oranı	Doz limitlerini tanımlamak için doz oranlarının nümerik değerleri
Düşük doz oranı (LDR)	0.4 ve 2 Gy/h
Orta doz oranı (MDR)	2 ve 12 Gy/h
Yüksek doz oranı (HDR)	> 12 Gy/h

Ayrıca bu kaynaklar aşağıdaki uygulama şekline göre aşağıdaki gibi de sınıflandırılabilir.

Çizelge 4.7. Kaynakları bağlantı şekline göre sınıflandırma

Bağlantı metotları	Tanım
Sıcak bağlantı	Kaynak direk hedef organa yerleştirilir.
Dışarıdan bağlantı	Aplikatör önce hedef pozisyona yerleştirilir ve radyoaktif kaynak daha sonra bağlanır. Hem elle hem de makineyle otomatik yapılabilir.

Brakiterapi uygulamalarında uygulamanın amacına göre sınıflandırma aşağıdaki gibidir.

Çizelge 4.8. Kaynakların Organa Yerleştirilmesine Göre Sınıflandırma

İmplantın Tipi	Tanım
İntracavitary implant	Vücut içinde tümöre yakın bir hacim içine kaynağın yerleştirilmesi.
İnterstitial implant	Tümör hacmi içine operasyonla(ameliyatla) kaynağın yerleştirilmesi.
Yüzey (mold) implant	Tedavi olan dokunun etrafında bir yere kaynağın yerleştirilmesi.
İç ışıklı implant	Kaynakları bir ışık içine yerleştirme.
İç operasyonel implant	Ameliyat esnasında hedef dokunun içine kaynağın yerleştirilmesi.
İç damar implant	Büyük yada küçük arter (damar) içine tek bir küçük kaynağın yerleştirilmesi.

Çizelge 4.9. Radyoaktif Maddenin Ömrüne Göre Sınıflandırma

İmplantın tipi	Tanım
Geçici implant	Radyoaktif kaynağın belirli bir süre o bölgede kalması.
Kalıcı implant	Radyoaktif kaynağın dikey (bozunma süresince) konulan yerde kalması.

4.3. Yüksek Enerjili Brakiterapi Kaynaklarının Fiziksel Parametreleri

Burada HDR dozunda bir brakiterapi kaynağının ^{192}I hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. ^{192}I kaynağı özellikle intravasküler brakiterapide kullanılan bir radyoaktif kaynaktır. Iridyum platinyum (kalınlığı, 0, 1mm) alaşımıyla kaplanmıştır. Bu radyoaktif kaynaklar belirli formalizmler kullanılarak uygulanmaktadır. 1995 de oluşturulan AAPM TG-43 formalizmi bu kaynağın geometrisi ve konum değerleri ile ilgili verileri içermektedir.

Bu çalışmada, AAPM TG-43 formalizminde yatay eksen boyunca uzanmış olan radyoaktif kaynağın doz dağılımları polar koordinatlar kullanılarak uygulanmaktadır. HDR tipi olan mHDR-v1 (nucletron) marka kaynağın deneysel değerleri incelenmiştir.

Bu formalizm silindirik simetrik kaynakların etrafındaki iki boyutlu doz dağılımını düzenleyen bir doz hesaplama şeklini temsil eder.

Şiltlenmiş (zırlanmış) silindirik geometrideki bir ^{192}I kaynağı ile ilgili hesaplamalar aşağıda yapılmıştır. Kullanılan kaynakla ilgili teknik bilgiler, Çizelge 4.10'da verilmiştir.

Çizelge 4.10. HDR kaynakları için, kaynak boyunun mesafeye göre değişimi

Nucletron mHDR-v1	
r(cm)	L=0,35cm
0,00	0,0991
0,20	0,0991
0,25	0,0992
0,50	0,0997
0,75	0,0999
1	1
1,5	1,002
2	1,004
3	1,006
4	1,006
5	1,001
6	0,993
8	0,970
10	0,934

mHDR-v1 (nucletron) marka ^{192}I kaynağının

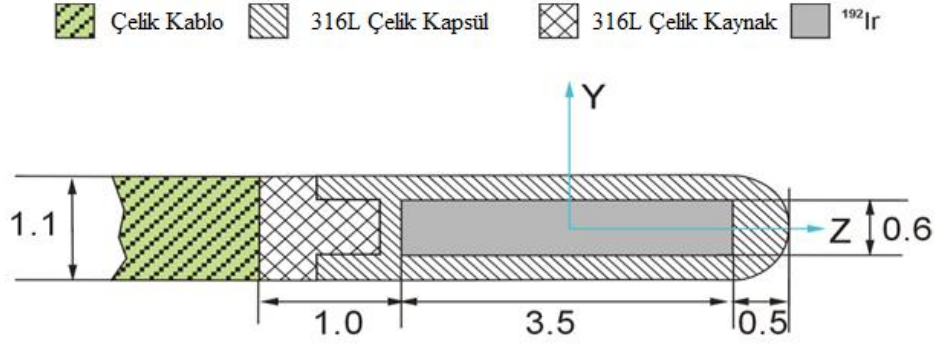
Aktivite = A= 10 ci

Uzunluk = L = 3.5 mm

İç Çap = 0,6 mm

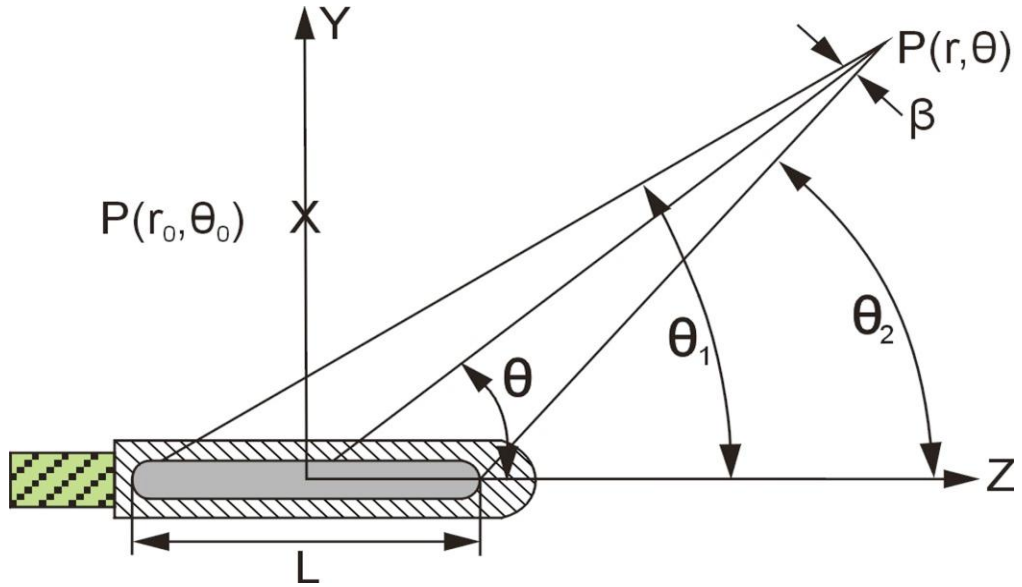
Dış Çap = 1,1 mm

Kıvrık yer ile kaynak arası uzaklık = 0,55 mm

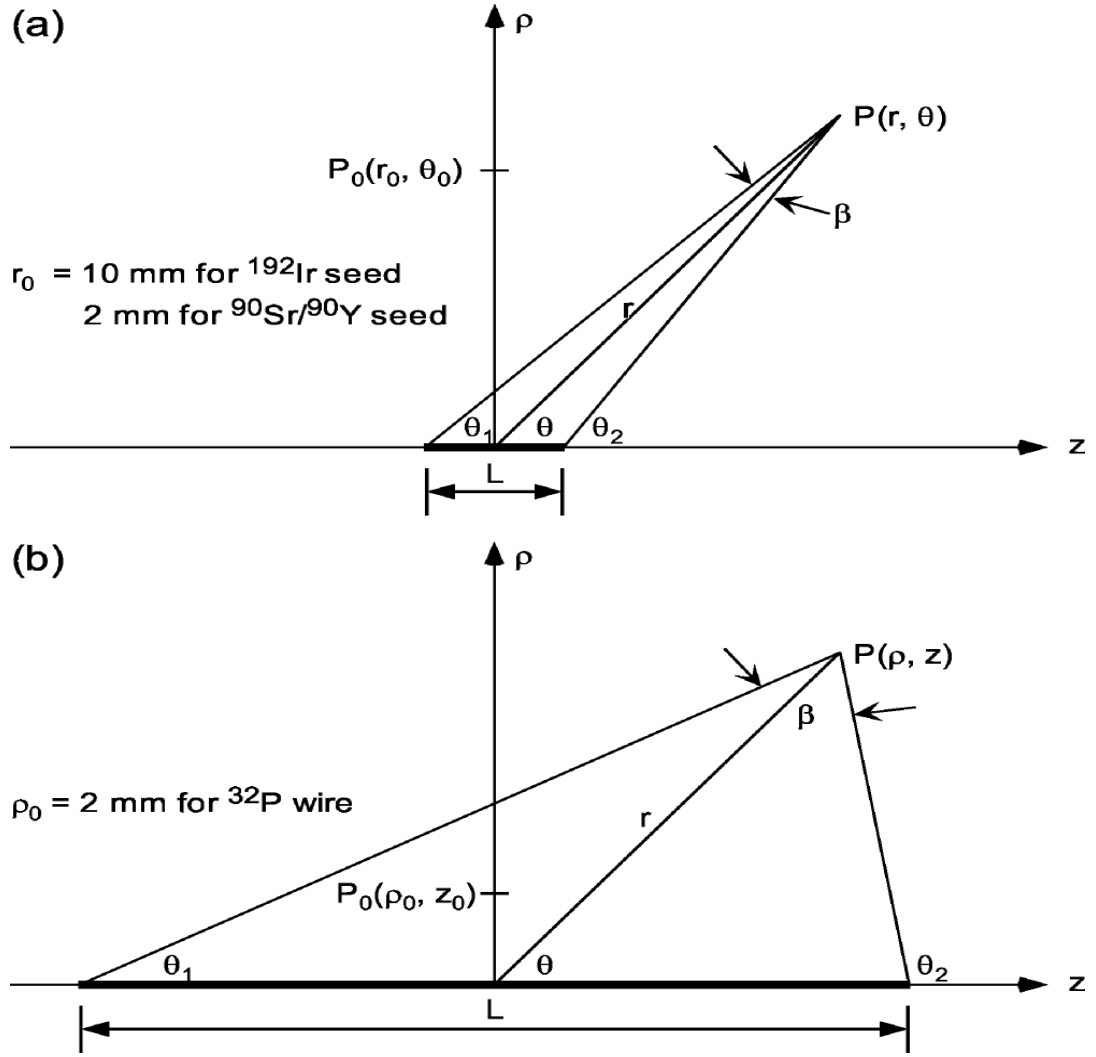


Şekil 4.7. ^{192}I kaynağının şekli

4.3.1. Hesaplamalar



Şekil 4.8. 1995 TG-43 raporuna göre yüksek enerji yayan foton kaynaklara adapte edilmiş polar koordinat hesabı.



Şekil 4.9. 1995 TG-43 raporuna göre yüksek enerji yayan foton kaynaklara adapte edilmiş polar koordinat hesabı.

r = Aktif kaynağın merkezinden ölçülen noktaya olan uzaklık

r_0 = referans uzaklık TG-43 protokolünde 1 cm alınmıştır.

θ = ilgilenilen noktanın tanımlanan polar açısı

θ_0 = Kaynağın enine bağlı açısı ($\theta_0 = 90^\circ$)

Doz Değerlerinin Hesabı

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \wedge \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) F(r, \theta) \quad (4.5)$$

S_K = Kaynağın havadaki doz hızı miktarı ($\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2 = \text{U}$)

Λ = Gama ışınları için kaynağa bağlı özgün doz sabiti ($\text{cGy h}^{-1}\text{U}^{-1}$)

$G_L(r, \theta)$ = Geometrik fonksiyondur, (cm^{-2}), Kaynağın çevresinde ve kendisinde saçılma ve zayıflatma'nın bulunmadığı durumdaki geometrik faktör.

$$G_L(r, \theta) = \frac{\int_V \left[\nu(r') dV' / |r' - r|^2 \right]}{\int_V \nu(r') dV'} \quad (4.6)$$

$\nu(r')$ = dV' hacminde ki radyoaktif maddenin yoğunluğu, r' noktasındaki ν = radyoaktif kaynağın hacmi üzerinden integre edilir.

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L_r \sin \theta}; & \theta \neq 0^\circ, \\ (r^2 - L^2/4)^{-1}; & \theta = 0^\circ, \end{cases} \quad (4.7)$$

$\beta = P(r, \theta)$ noktası ile çizgi kaynağın merkezi arasındaki açı

L ; radyoaktif kaynağın boyu

$$g_L(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_L(r, \theta_0)} \quad (4.8)$$

fotonların saçılması ve zayıflaması sebebiyle oluşan geometrik fonksiyon

$r = 1$ cm olduğu noktada

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (4.9)$$

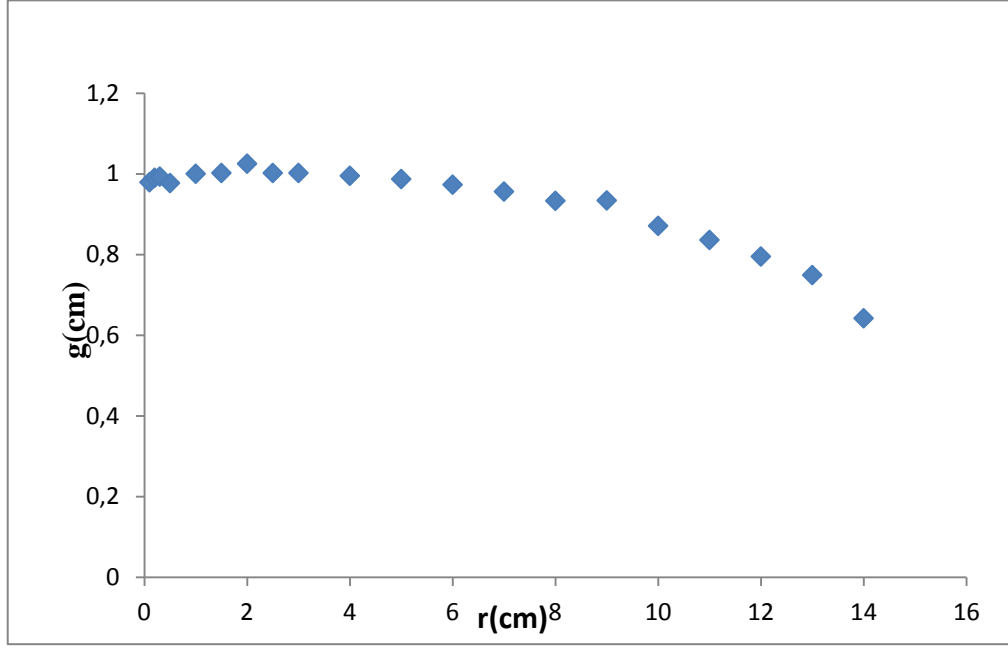
Burada;

$F(r, \theta)$ iki boyutlu izotrop olmayan fonksiyondur. (ortam ve zırtaki saçılma ve foton absorpsiyonlarına bağlı açısal düzeltme faktörü). şiltlenmiş tohum şeklindeki β yayan kaynaklar için aynı formalizm geçerlidir. Özgün doz sabiti (gama yayan) ve kaynak tarafından üretilen hava kerması farklı olmak koşulu ile.

4.3.2. $g_L(r)$ Fonksiyonunun Hesaplanması ve Değerlendirilmesi

Çizelge 4.11. r' ye göre g (geometrik fonksiyon) nin değışimi

r (cm)	g (cm)
0,1	0,979
0,2	0,990
0,3	0,993
0,5	0,977
1	1,000
1,5	1,002
2	1,025
2,5	1,002
3	1,002
4	0,995
5	0,987
6	0,973
7	0,956
8	0,933
9	0,934
10	0,871
11	0,836
12	0,795
13	0,749
14	0,642



Şekil 4.10. r' ye göre g (geometrik fonksiyon) nin değişimi

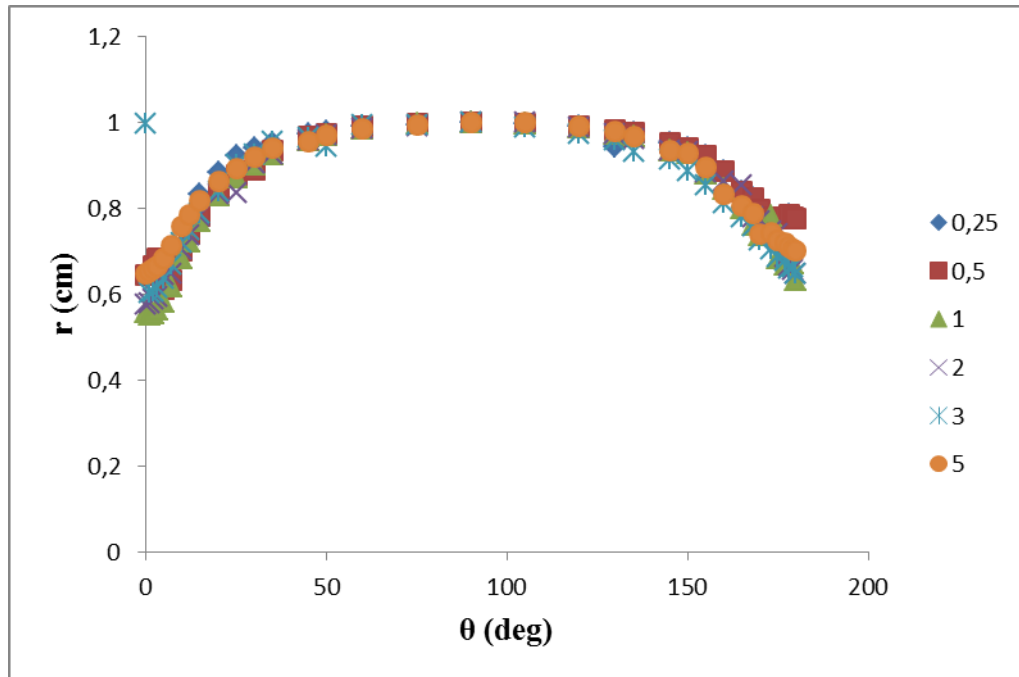
r' nin g (geometrik fonksiyon) 'a göre değişmesi incelendiğinde r'nin en küçük değeri için 0,979 değeri hesaplanmış olup r'nin artan değerleri için bu değer azalarak devam etmiştir. r = 14 cm için 0,642 bulunmuştur.

4.3.3. F (r,θ) Fonksiyonunun Hesaplanması ve Değerlendirilmesi

Çizelge 4.12. İki boyutlu izotrop olmayan fonksiyonun r'ye bağlı değişimi

F(r,θ)	r(cm)					
	0,25	0,5	1	2	3	5
0		0,645	0,558	0,576	0,996	0,646
1		0,645	0,552	0,577	0,601	0,652
2		0,665	0,554	0,586	0,606	0,658
3		0,683	0,563	0,593	0,614	0,664
5		0,611	0,580	0,644	0,635	0,684
7		0,633	0,616	0,648	0,667	0,712
10		0,702	0,683	0,703	0,718	0,758
12		0,739	0,721	0,737	0,749	0,783
15	0,831	0,782	0,770	0,780	0,788	0,817
20	0,884	0,837	0,829	0,833	0,839	0,862
25	0,920	0,877	0,870	0,834	0,902	0,893
30	0,940	0,888	0,900	0,903	0,924	0,918
35	0,951	0,933	0,924	0,925	0,955	0,938
45	0,972	0,966	0,956	0,956	0,963	0,953
50	0,979	0,972	0,969	0,968	0,941	0,970

60	0,991	0,989	0,985	0,985	0,992	0,985
75	0,993	0,996	0,997	0,990	0,994	0,992
90	1	1	1	1	1	1
105	0,995	0,995	0,995	0,998	0,988	1,000
120	0,991	0,991	0,988	0,987	0,972	0,989
130	0,942	0,982	0,972	0,972	0,958	0,977
135	0,974	0,974	0,965	0,960	0,931	0,966
145	0,951	0,951	0,933	0,932	0,912	0,934
150	0,939	0,939	0,928	0,929	0,885	0,927
155	0,920	0,920	0,881	0,884	0,852	0,896
160	0,886	0,886	0,844	0,863	0,810	0,832
165	0,839	0,839	0,799	0,853	0,779	0,805
168	0,823	0,823	0,761	0,778	0,757	0,787
170	0,795	0,795	0,737	0,770	0,725	0,739
173	0,770	0,779	0,782	0,746	0,705	0,741
175	0,776	0,776	0,682	0,738	0,686	0,725
177	0,779	0,779	0,669	0,687	0,676	0,718
178	0,785	0,785	0,672	0,666	0,660	0,711
179	0,777	0,777	0,672	0,657	0,663	0,704
180	0,776	0,776	0,631	0,647	0,646	0,700



Şekil 4.11. İki boyutlu izotrop olmayan fonksiyonun r 'ye bağlı değişimi

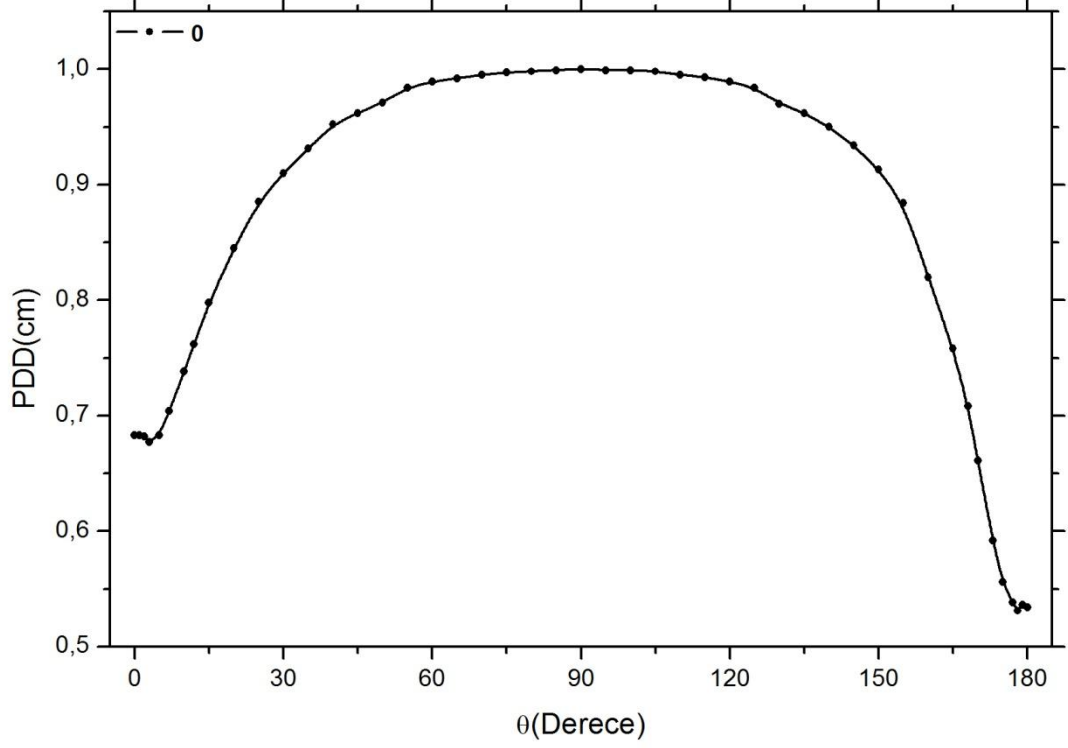
Radyoaktif kaynağın çevresi r 'ye ve θ 'ya bağlı olarak değiştiğinde elde edilen grafik Şekil 4.11'de gösterilmiştir. Tüm değerler birbirine örtüşmüş durumdadır.

Kullanılan fonksiyon izotrop olmayan bir ortam için düşünülmüştür. AAPM TG-43 formalizminde kullanılan yaklaşımlar son derece hassas yaklaşımlardır.

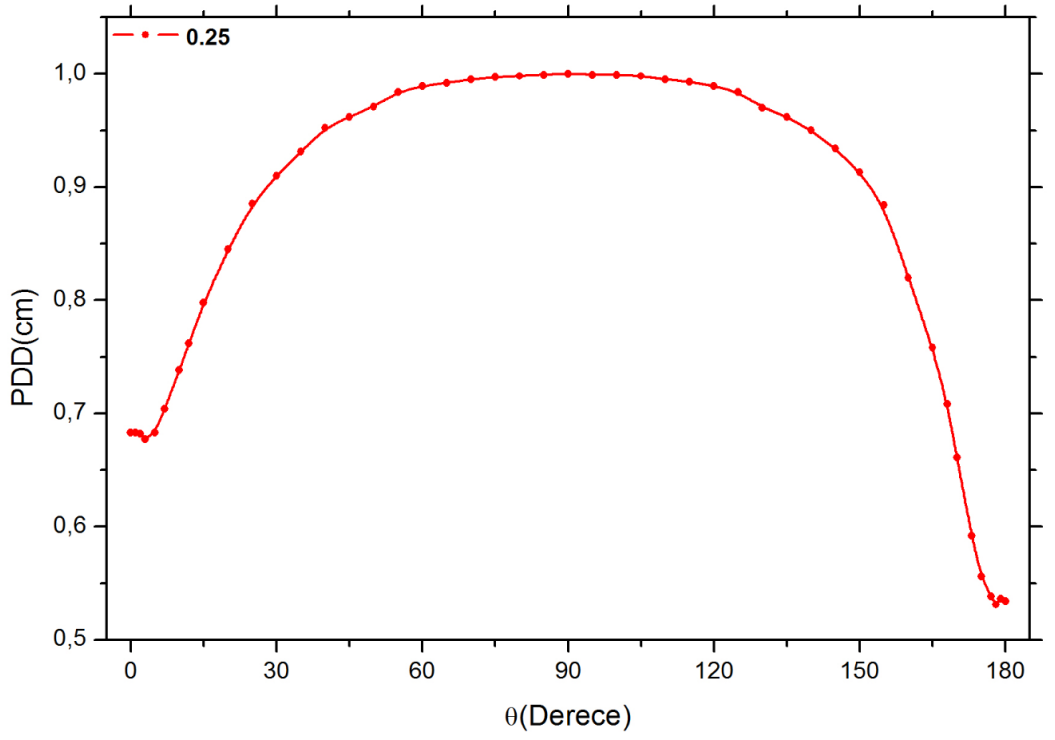
Çizelge 4.13. HDR kaynakları (Nucletron mHDR-v1) için, Açısal Doz Fonksiyon Değerleri

Ø(deg)	0	0,25	0,5	1	2	3	4	5	7,5	10
0	0,683	0,683	0,664	0,626	0,634	0,655	0,677	0,697	0,743	0,776
1	0,683	0,683	0,664	0,664	0,638	0,661	0,683	0,704	0,746	0,779
2	0,682	0,682	0,663	0,625	0,646	0,669	0,691	0,713	0,754	0,784
3	0,677	0,677	0,664	0,637	0,656	0,681	0,701	0,722	0,762	0,791
5	0,683	0,683	0,675	0,658	0,679	0,701	0,719	0,738	0,775	0,799
7	0,704	0,704	0,697	0,684	0,702	0,724	0,74	0,76	0,79	0,814
10	0,738	0,738	0,733	0,722	0,739	0,759	0,773	0,789	0,816	0,835
12	0,762	0,762	0,758	0,748	0,764	0,78	0,792	0,807	0,83	0,849
15	0,798	0,798	0,793	0,783	0,796	0,811	0,821	0,833	0,851	0,865
20	0,845	0,845	0,842	0,836	0,844	0,855	0,862	0,871	0,884	0,894
25	0,885	0,885	0,88	0,871	0,88	0,888	0,891	0,897	0,908	0,915
30	0,91	0,91	0,906	0,898	0,906	0,912	0,915	0,918	0,928	0,93
35	0,931	0,931	0,928	0,921	0,927	0,932	0,936	0,941	0,945	0,948
40	0,952	0,952	0,947	0,936	0,943	0,948	0,948	0,953	0,955	0,956
45	0,962	0,962	0,959	0,953	0,958	0,962	0,962	0,966	0,968	0,968
50	0,971	0,971	0,969	0,965	0,968	0,971	0,972	0,975	0,977	0,975
55	0,984	0,984	0,976	0,971	0,977	0,98	0,979	0,98	0,982	0,983
60	0,989	0,989	0,983	0,978	0,984	0,988	0,988	0,989	0,989	0,99
65	0,992	0,992	0,988	0,986	0,989	0,991	0,989	0,993	0,996	0,993
70	0,995	0,995	0,994	0,991	0,993	0,996	0,994	0,995	0,997	0,995
75	0,997	0,997	0,995	0,993	0,996	0,997	0,996	0,997	0,999	0,996
80	0,998	0,998	1	0,995	0,999	1	0,999	1,003	1	0,999
85	0,999	0,999	1	0,995	0,998	0,999	1,001	1,003	1,002	1
90	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
95	0,999	0,999	1	0,994	0,999	1,003	1,001	1,002	1,001	1,001
100	0,999	0,999	0,998	0,993	0,998	1,001	1,001	1,002	0,999	0,999
105	0,998	0,998	0,996	0,991	0,996	0,999	0,999	1,001	1	0,999
110	0,995	0,995	0,993	0,99	0,993	0,994	0,993	0,993	0,994	0,993
115	0,993	0,993	0,99	0,985	0,998	0,991	0,992	0,993	0,992	0,991
120	0,989	0,989	0,986	0,979	0,983	0,983	0,984	0,988	0,988	0,986
125	0,984	0,984	0,978	0,973	0,978	0,981	0,981	0,983	0,983	0,984
130	0,97	0,97	0,969	0,967	0,969	0,973	0,971	0,975	0,975	0,975
135	0,962	0,962	0,959	0,954	0,958	0,963	0,962	0,964	0,965	0,965
140	0,95	0,95	0,946	0,939	0,945	0,949	0,95	0,954	0,956	0,958
145	0,934	0,934	0,93	0,922	0,927	0,932	0,934	0,937	0,942	0,946
150	0,913	0,913	0,908	0,898	0,905	0,911	0,914	0,92	0,926	0,931
155	0,884	0,884	0,878	0,867	0,875	0,883	0,887	0,894	0,902	0,908
160	0,82	0,82	0,822	0,827	0,836	0,846	0,853	0,863	0,876	0,886
165	0,758	0,758	0,761	0,767	0,78	0,795	0,806	0,816	0,839	0,854
168	0,708	0,708	0,712	0,72	0,736	0,755	0,769	0,785	0,811	0,832
170	0,661	0,661	0,666	0,678	0,701	0,723	0,74	0,757	0,789	0,81
173	0,592	0,592	0,599	0,614	0,643	0,67	0,69	0,712	0,753	0,782

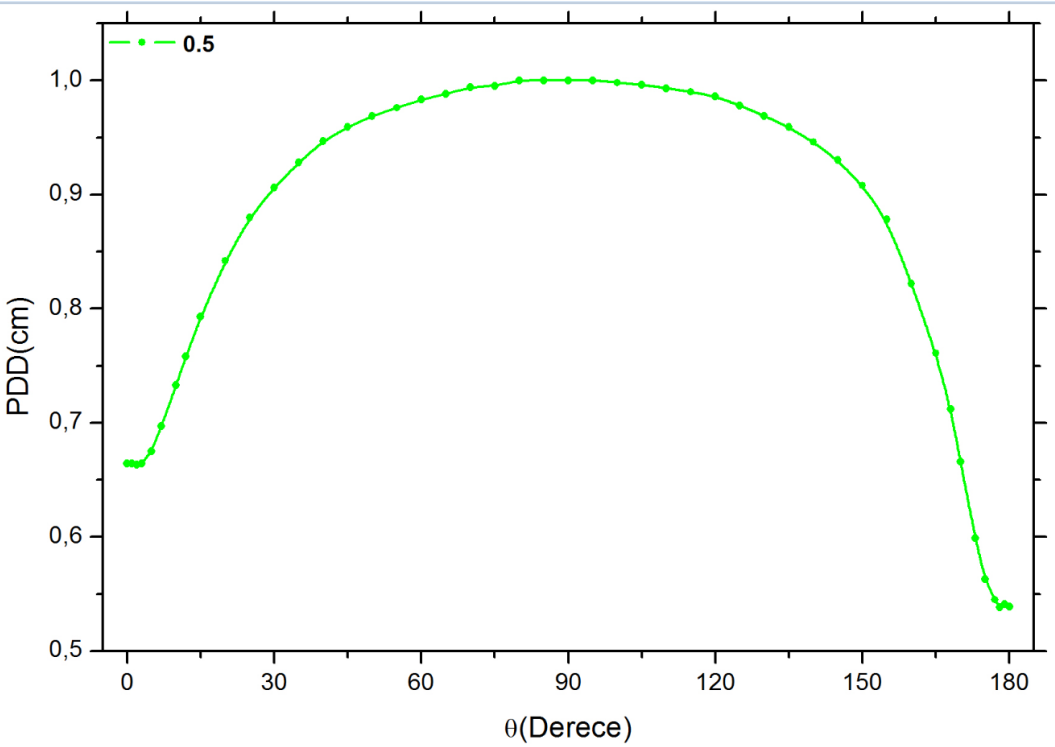
175	0,556	0,556	0,563	0,578	0,609	0,638	0,66	0,685	0,731	0,762
177	0,538	0,538	0,545	0,558	0,586	0,616	0,642	0,666	0,714	0,75
178	0,531	0,531	0,538	0,551	0,576	0,606	0,632	0,659	0,707	0,744
179	0,536	0,536	0,541	0,55	0,57	0,597	0,624	0,649	0,7	0,739
180	0,534	0,534	0,539	0,548	0,567	0,595	0,621	0,647	0,7	0,738



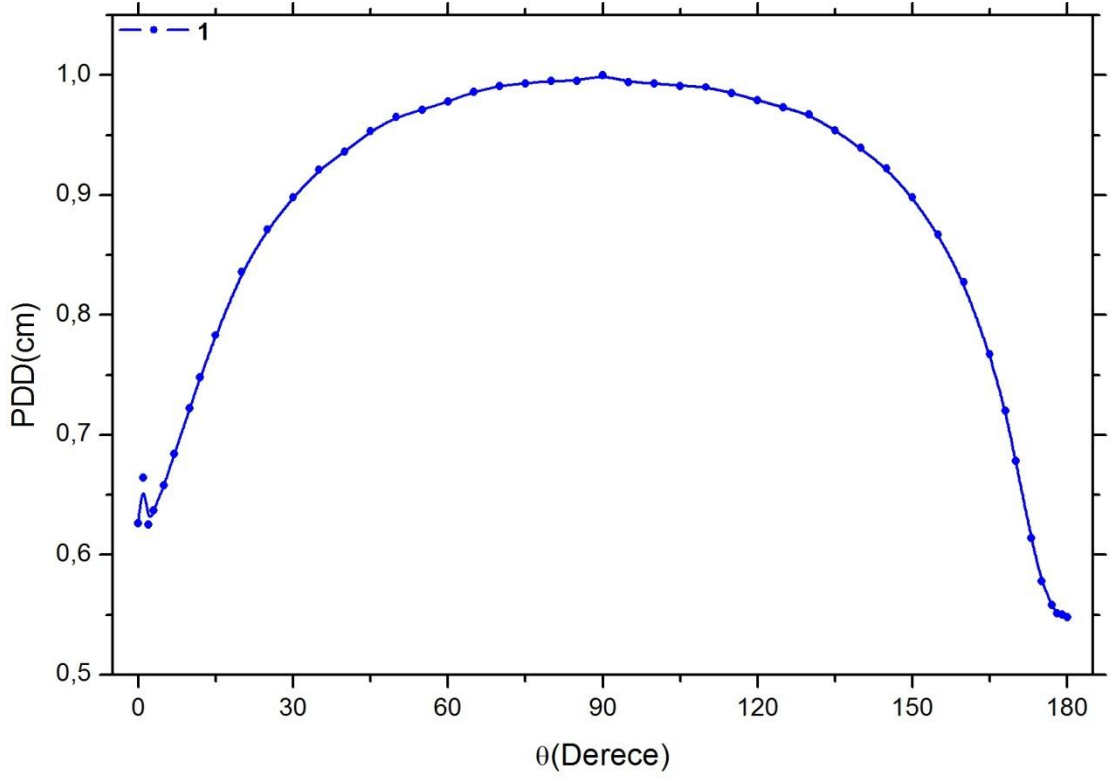
Şekil 4.12. θ , m r 'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0$ için)



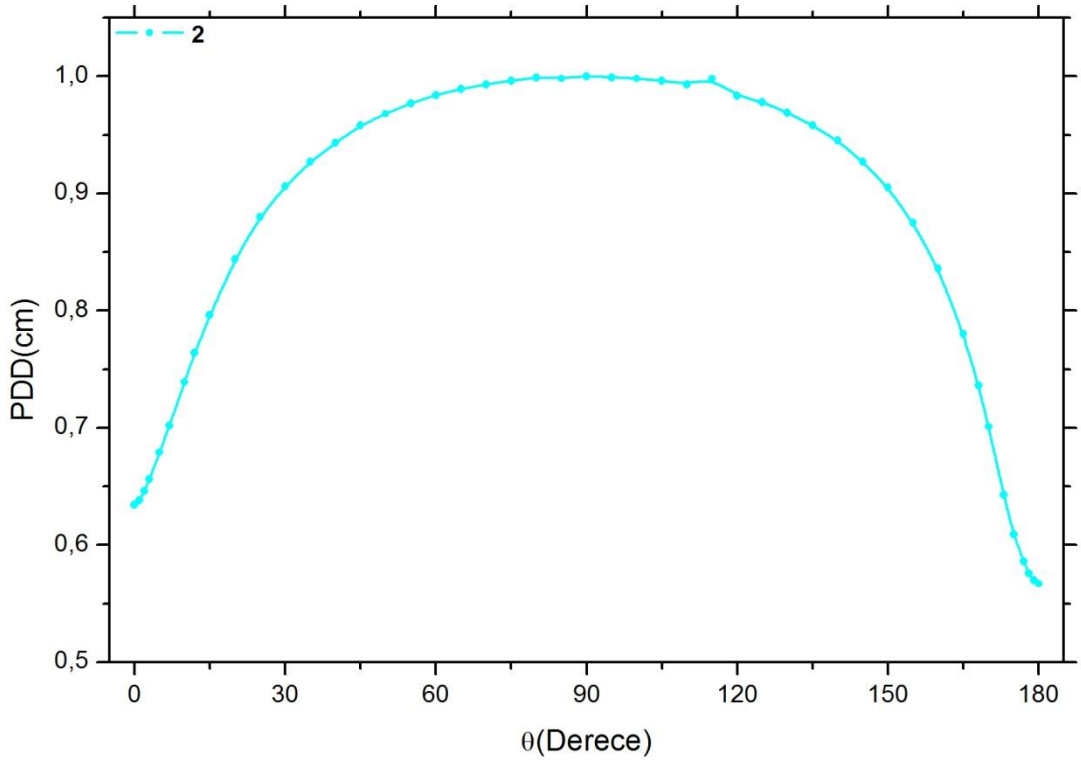
Şekil 4.13. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0.25$ için)



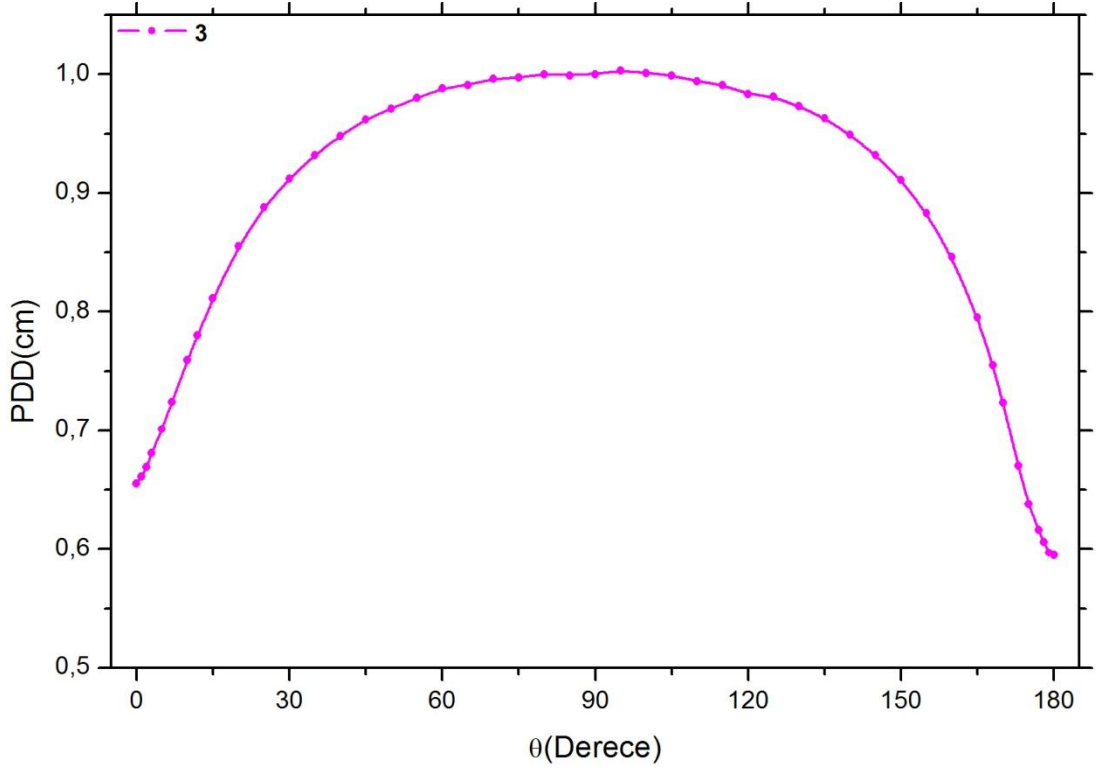
Şekil 4.14. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0.5$ için)



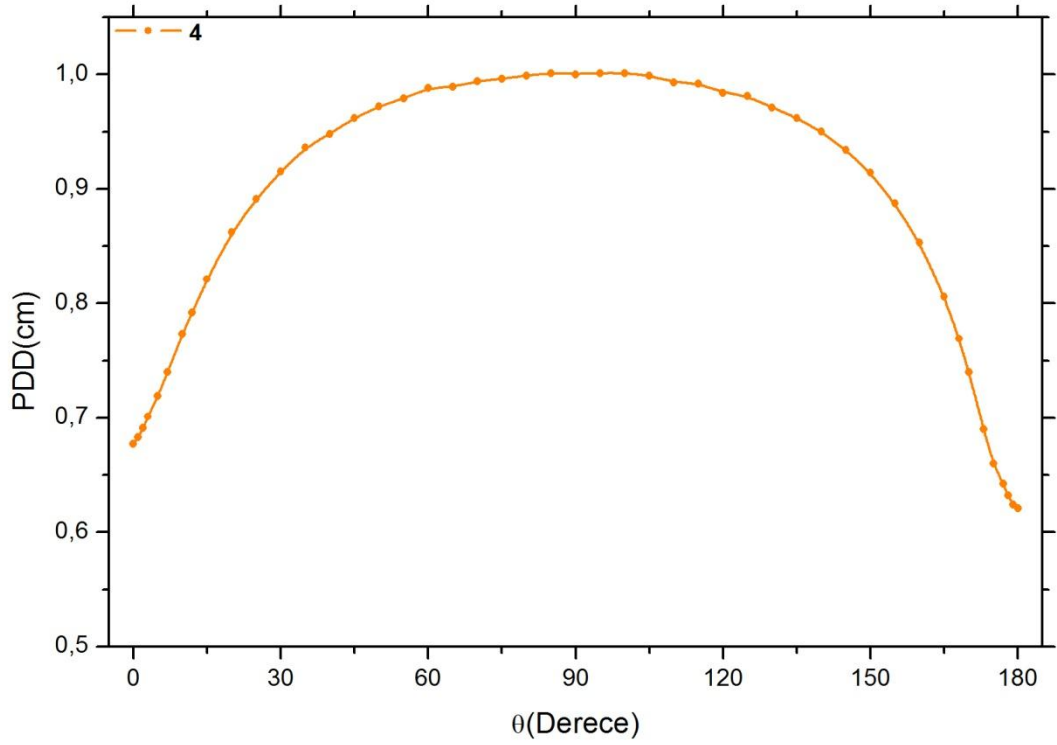
Şekil 4.15. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=1$ için)



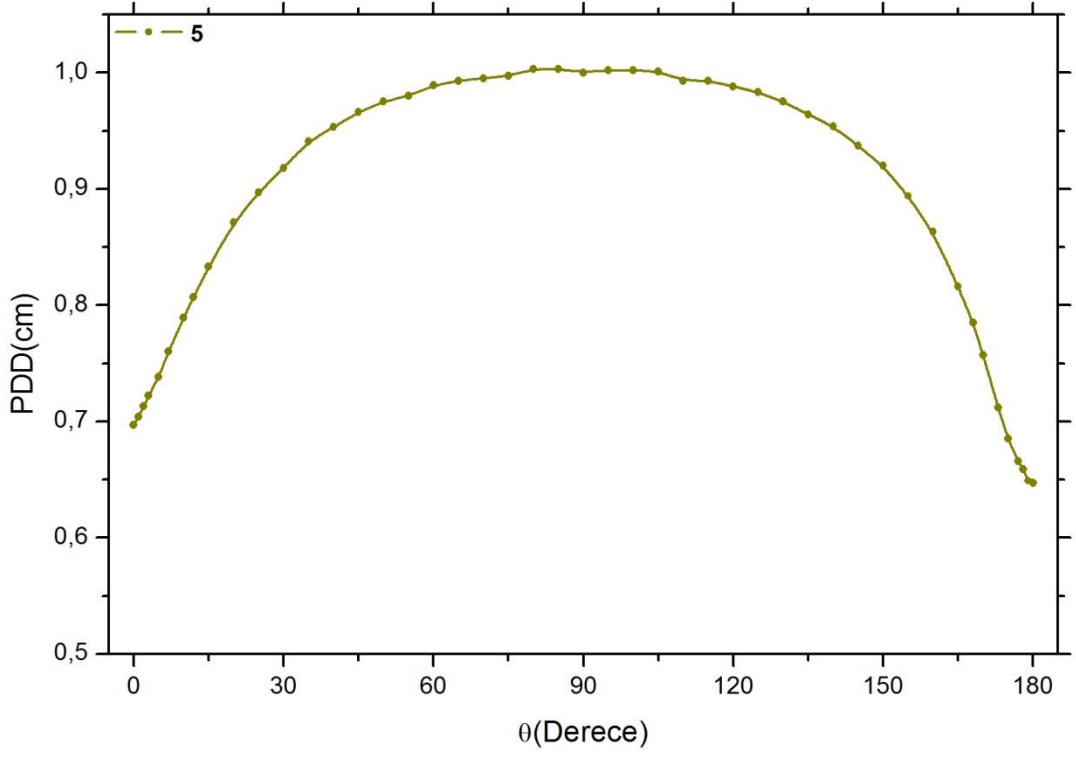
Şekil 4.16. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=2$ için)



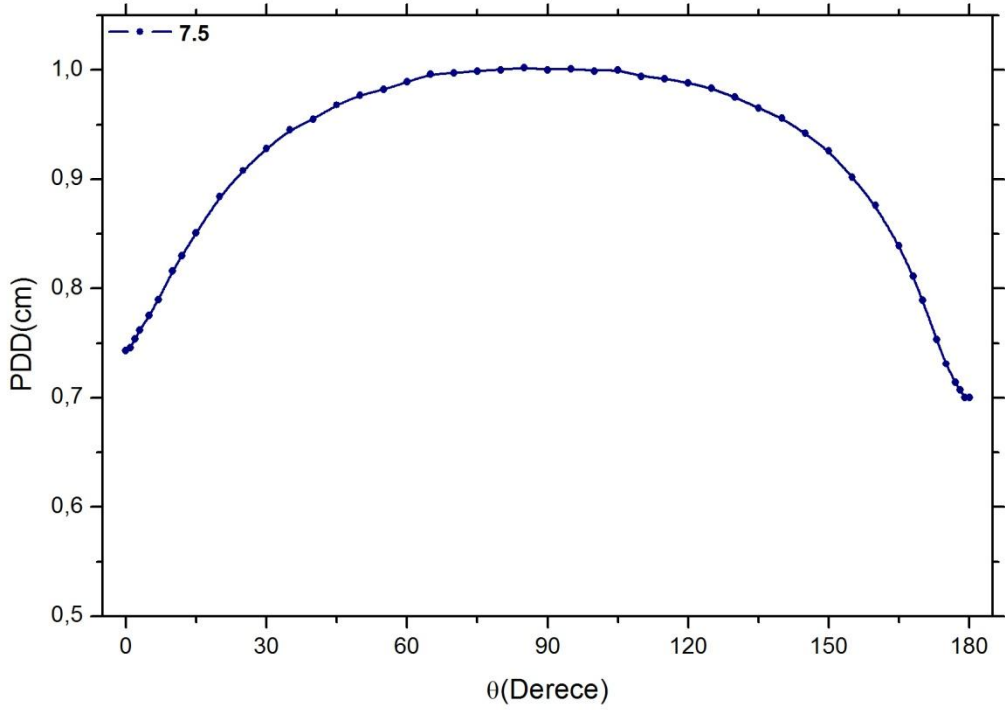
Şekil 4.17. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=3$ için)



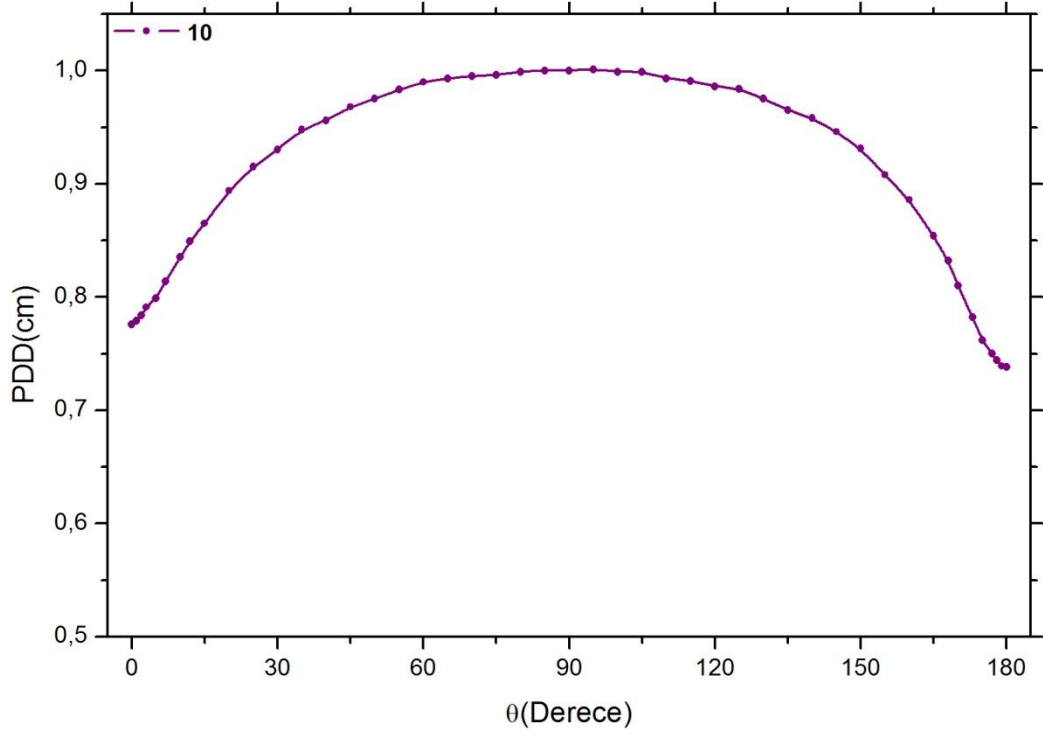
Şekil 4.18. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=4$ için)



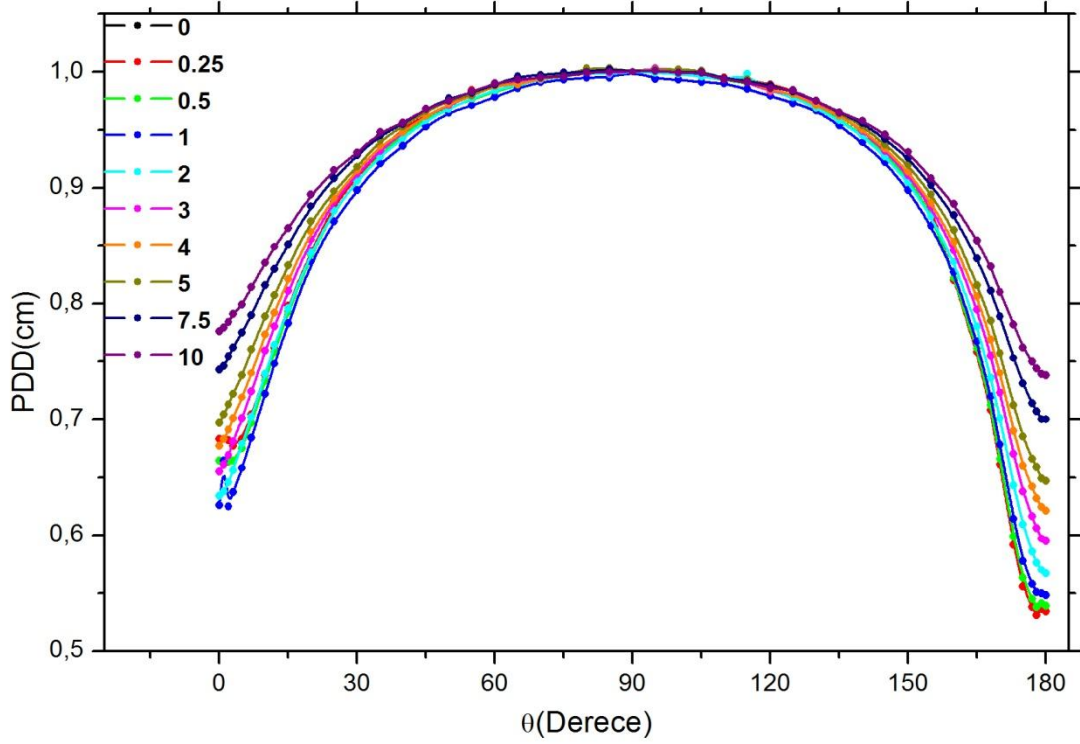
Şekil 4.19. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=5$ için)



Şekil 4.20. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=7.5$ için)



Şekil 4.21. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=10$ için)



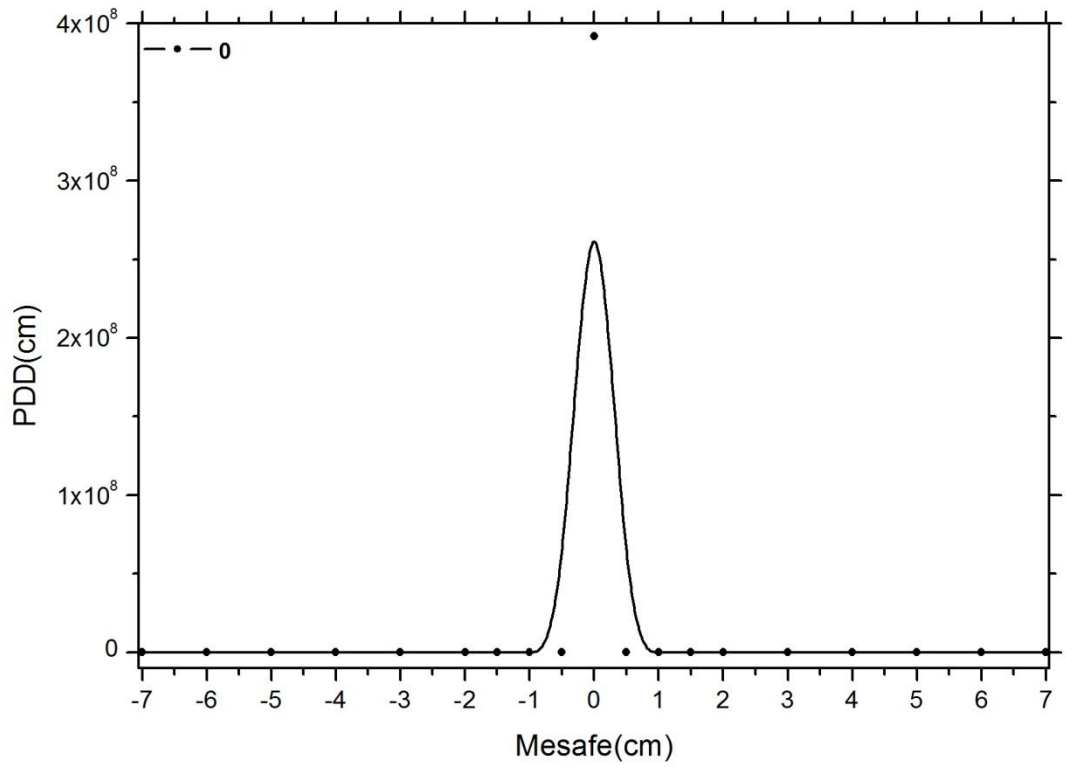
Şekil 4.22. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri (r 'nin tüm değerleri için)

PPD'ye bağılı açı değişimleri yukarıdaki grafiklerde gösterilmiştir. Elde edilen eğriler tipik izodoz eğrilerine benzemektedir. +x koordinatı boyunca $\Theta = 0^\circ$ den başlatılan açı değerleri -x ekseninde $\Theta = 180^\circ$ 'ye kadar değiştirildiğinde $\Theta = 170^\circ$ den sonra elde edilen PDD değerlerinde saçılmaların uzadığı ve simetrisinin sağlanmadığı gözlenmiştir. Bunun nedeni x eksenı boyunca yatay bir şekilde yerleştirilmiş olan ¹⁹²Ir kaynağının şapka kısmında bulunan zırhın (şilt) daha kısa olmasındandır. şekil incelendiğinde kaynağın -x doğrultusunda bulunan çelik kablonun +x doğrultusunda bulunan çelik kapsulden daha düşük bir zayıflama etkisi göstermesindedir. Bu malzemelere ait zayıflama katsayıları bilindiğine göre bunların hesabı da yapılabilir.

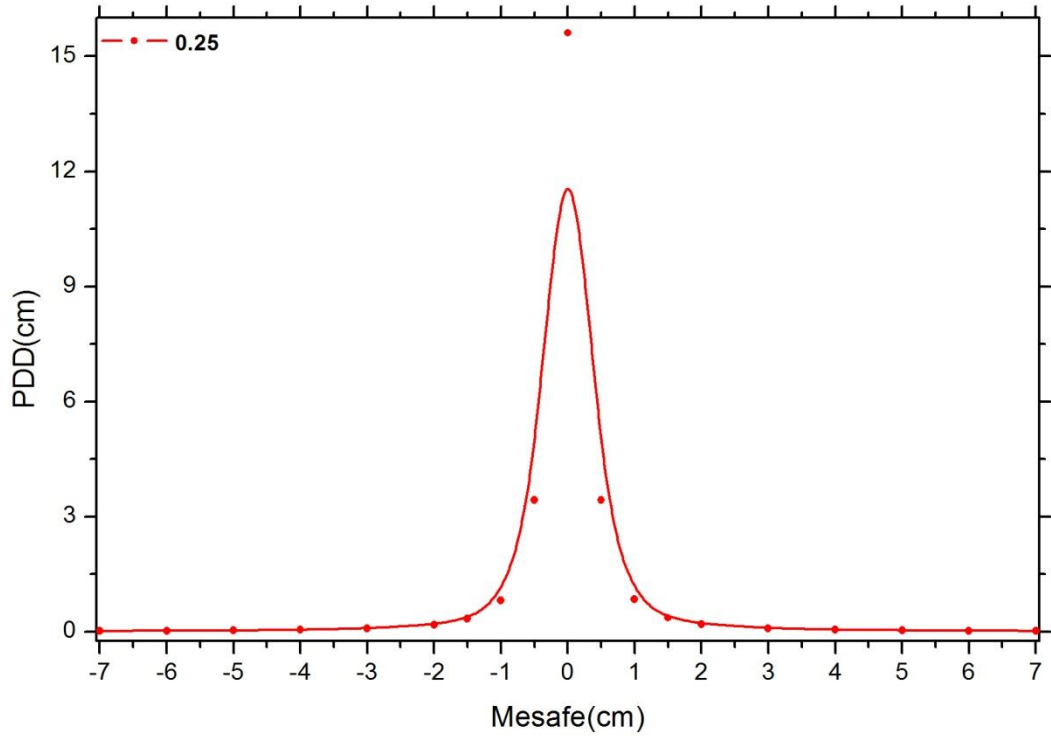
Çizelge 4.14. Θ , nın r'ye Bağlı Açısal Doz Fonksiyon Değerleri (X'in \pm eksenı için)

θ (c m)	r(cm)											
	0	0,25	0,5	0,75	1	1,5	2	3	4	5	6	7
7	0,01662	0,01688	0,0171 6	0,0174 0	0,0176 3	0,0178 7	0,01784	0,01706	0,01558	0,01384	0,01204	0,01041
6	0,0223	0,0228	0,0237	0,0237	0,0241	0,0244	0,0242	0,0225	0,0200	0,01717	0,01457	0,01225
5	0,0315	0,0325	0,0334	0,0343	0,0348	0,0351	0,0343	0,0305	0,0259	0,0215	0,01756	0,01435
4	0,0481	0,0500	0,0519	0,0535	0,0543	0,0539	0,0510	0,0427	0,0339	0,0266	0,0209	0,01663
3	0,0829	0,0877	0,0926	0,0954	0,0958	0,0906	0,0812	0,0606	0,0442	0,0326	0,0245	0,01888
2	0,1809	0,1977	0,211	0,212	0,202	0,1699	0,1364	0,0857	0,0560	0,0386	0,0278	0,0208
1,5	0,321	0,358	0,377	0,359	0,322	0,242	0,1768	0,0998	0,0616	0,0412	0,0292	0,0216
1	0,728	0,842	0,809	0,677	0,542	0,340	0,224	0,1129	0,0664	0,0434	0,0303	0,0222
0,5	3,40	3,43	2,19	1,354	0,886	0,448	0,265	0,1225	0,0697	0,0448	0,0309	0,0225
0	$3,92 \times 10^8$	15,61	4,33	1,966	1,116	0,500	0,282	0,1259	0,0708	0,0451	0,0311	0,0226
-0,5	2,76	3,43	2,20	1,357	0,886	0,448	0,265	0,1226	0,0698	0,0448	0,0309	0,0225
-1	0,637	0,820	0,806	0,678	0,542	0,341	0,223	0,1129	0,0666	0,0434	0,0303	0,0222
-1,5	0,284	0,336	0,372	0,357	0,322	0,242	0,1770	0,0997	0,0616	0,0413	0,0292	0,0216

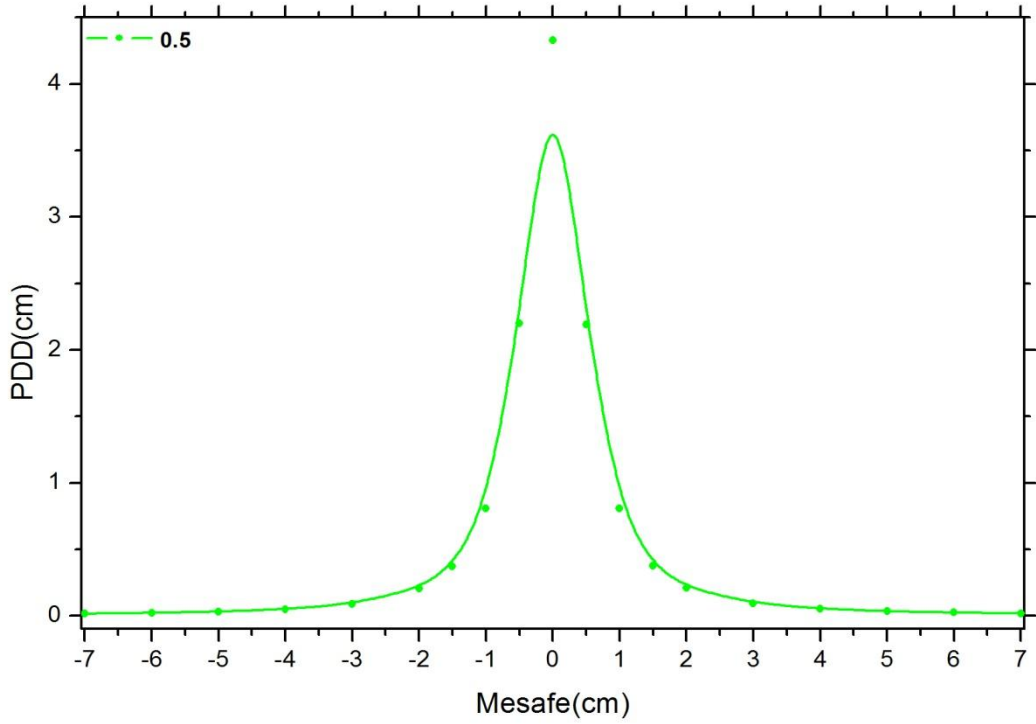
-2	0,1617	0,1812	0,206	0,210	0,202	0,1700	0,1365	00857	0,0560	0,0385	0,0278	0,0208
-3	0,0753	0,0798	0,0878	0,0932	0,0945	0,0902	0,0810	0,0606	0,0442	0,0325	0,0245	0,01882
-4	0,0441	0,0458	0,0484	0,0514	0,0531	0,0534	0,0509	0,0426	0,0338	0,0266	0,209	0,01660
-5	0,0293	0,0300	0,0311	0,0325	0,0337	0,0345	0,0340	0,0305	0,0259	0,0214	0,01754	0,01436
-6	0,0208	0,0212	0,0217	0,0224	0,0231	0,0239	0,0239	0,0224	0,01994	0,01718	0,01453	0,01225
-7	0,01561	0,01579	0,0160	0,0164	0,0168	0,0174	0,01760	0,01693	0,01556	0,01382	0,01205	0,01038



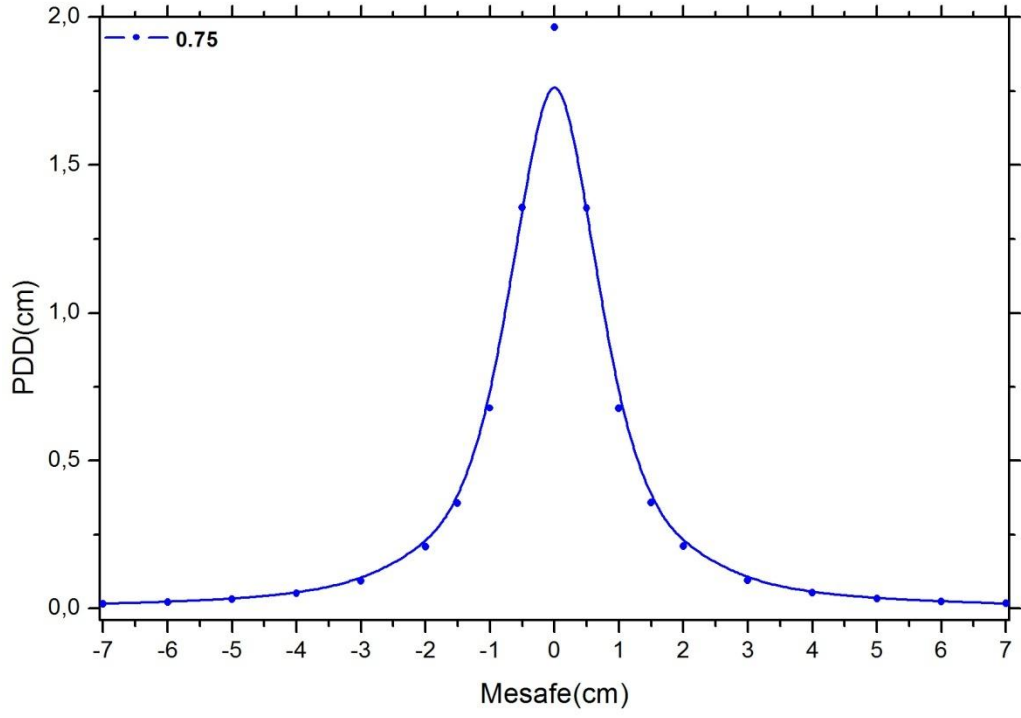
Şekil 4.23. θ , mm r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0$ için)



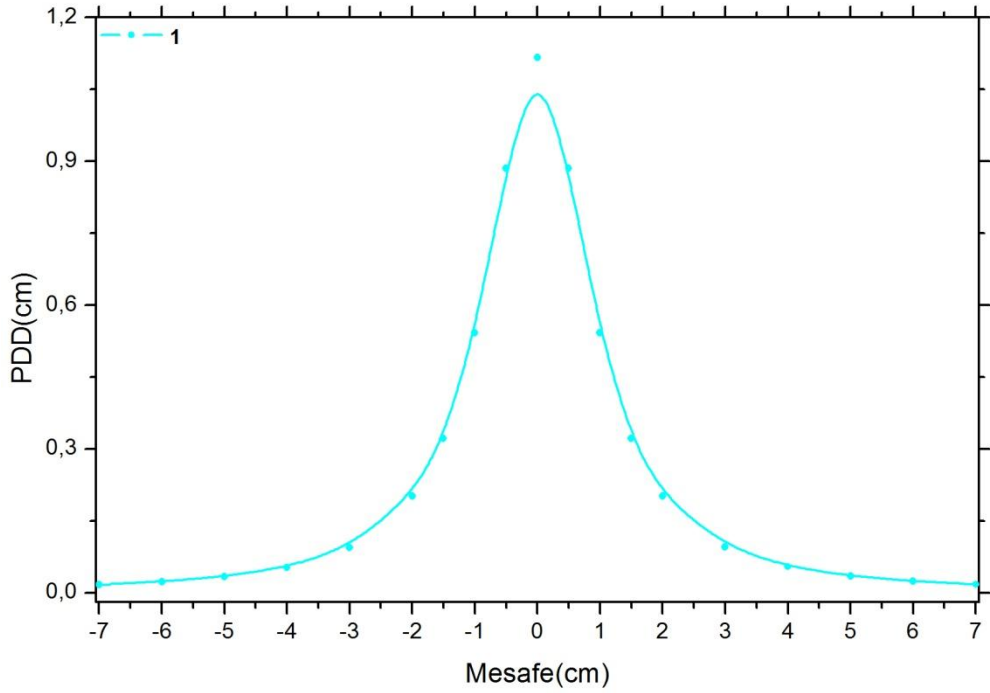
Şekil 4.24. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0.25$ için)



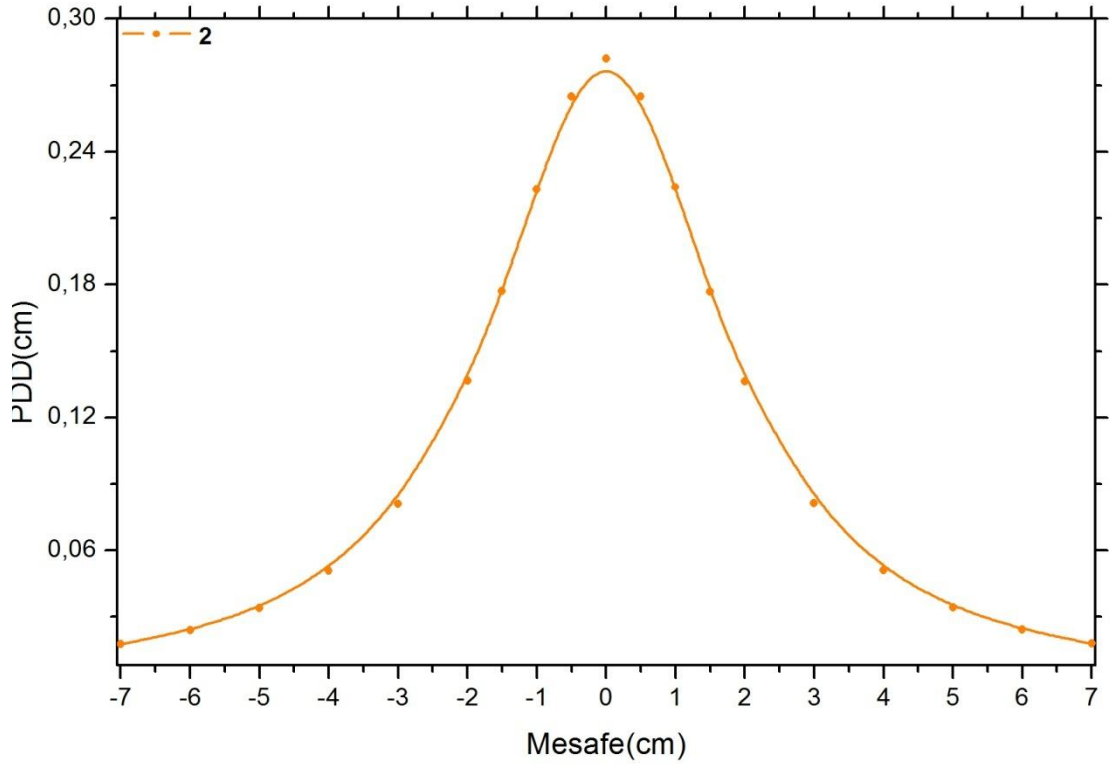
Şekil 4.25. θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0.5$ için)



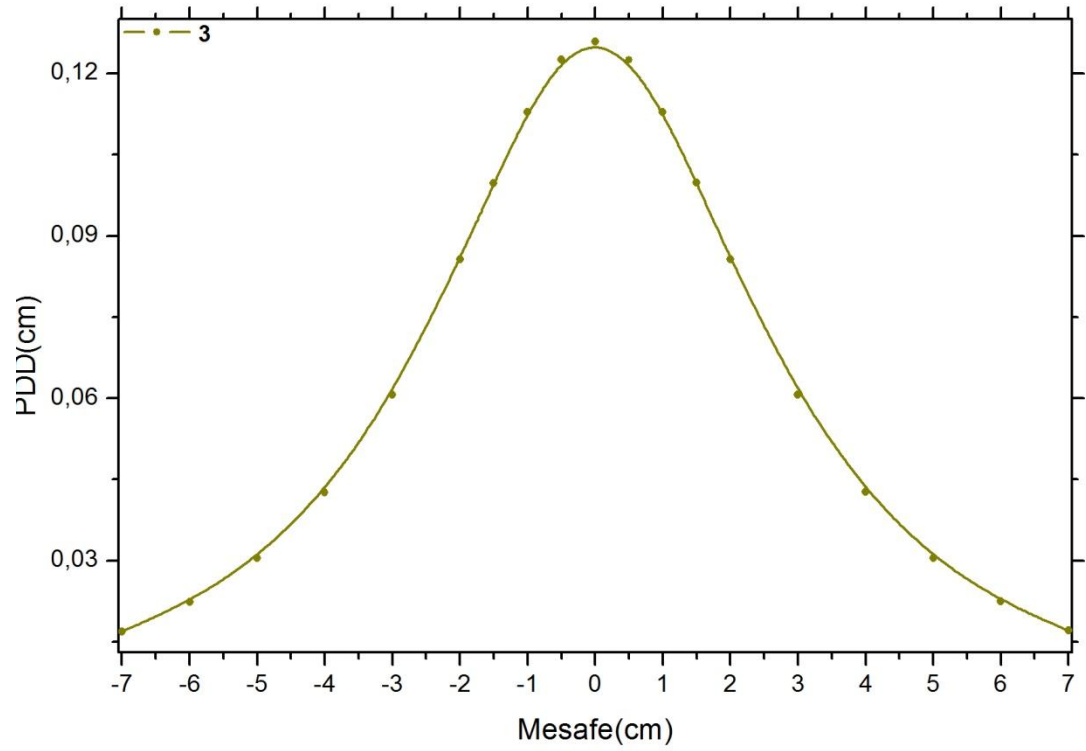
Şekil 4.26. Θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=0.75$ için)



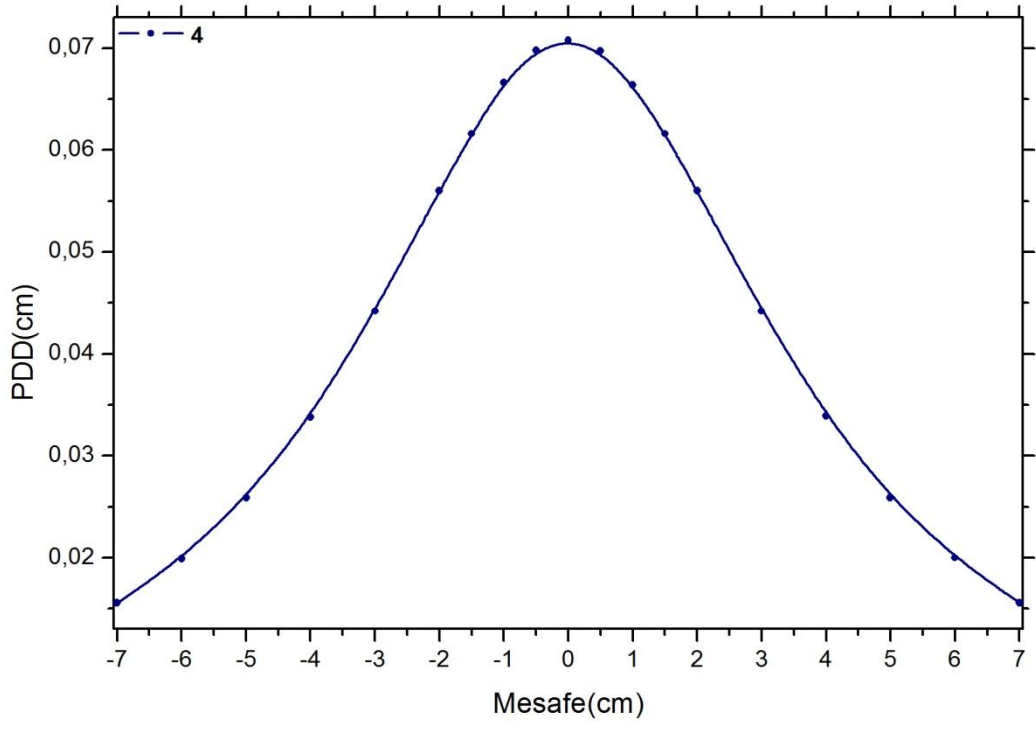
Şekil 4.27. Θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=1$ için)



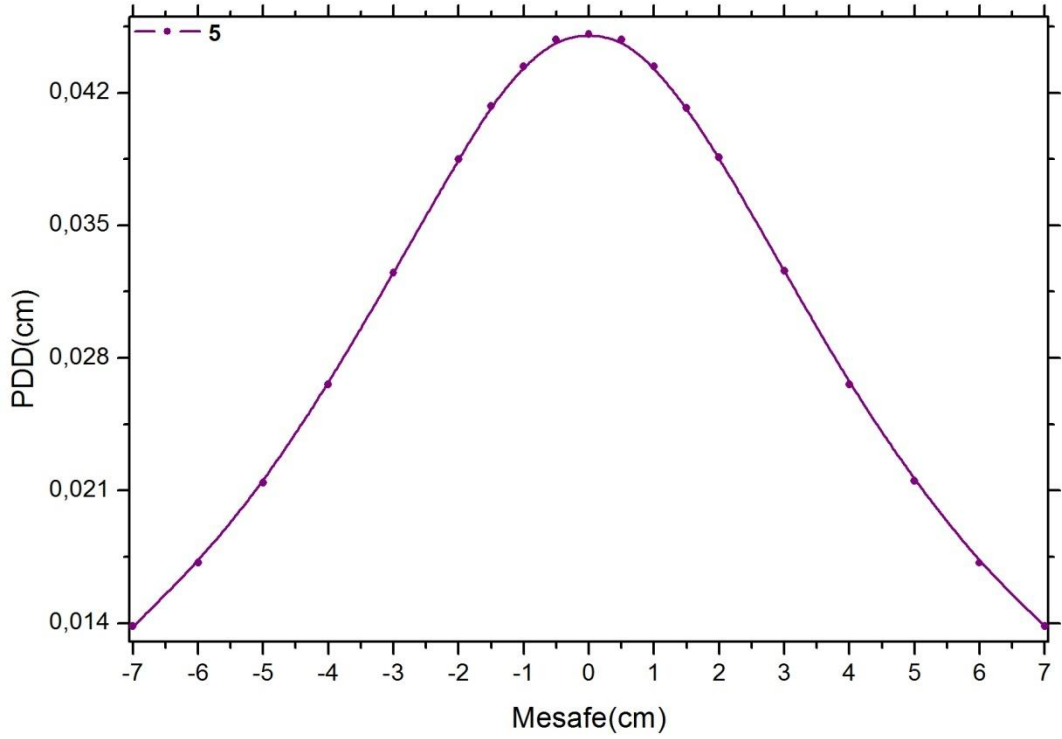
Şekil 4.28. Θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri (r=2 için)



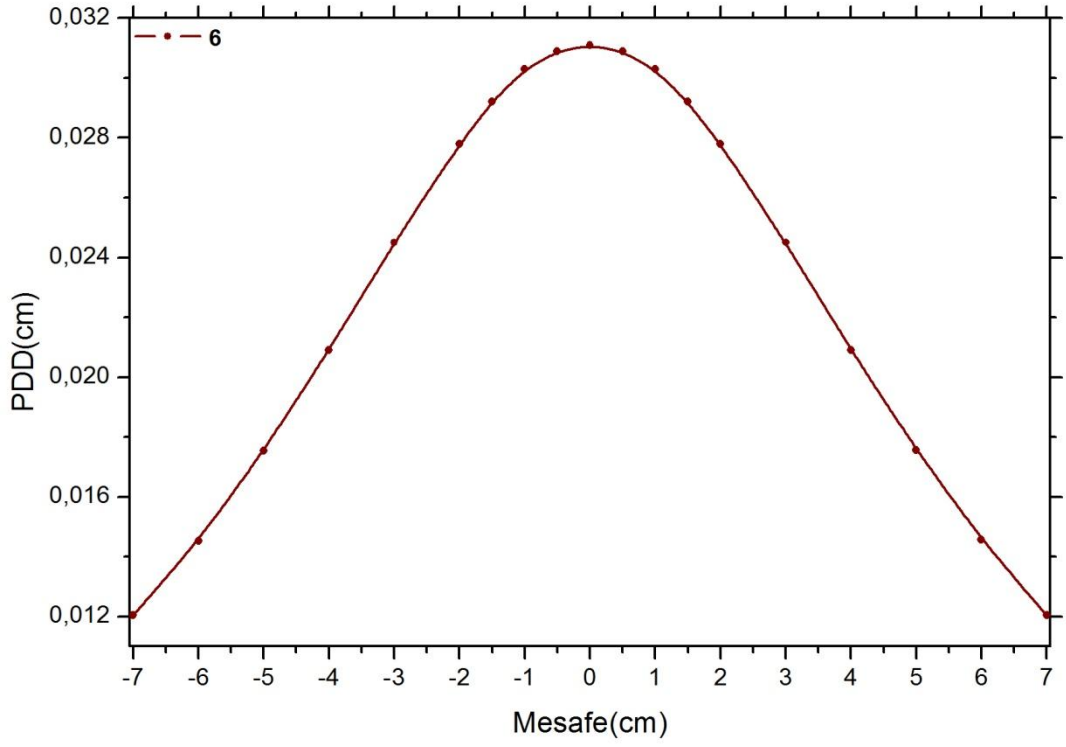
Şekil 4.29. Θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri (r=3 için)



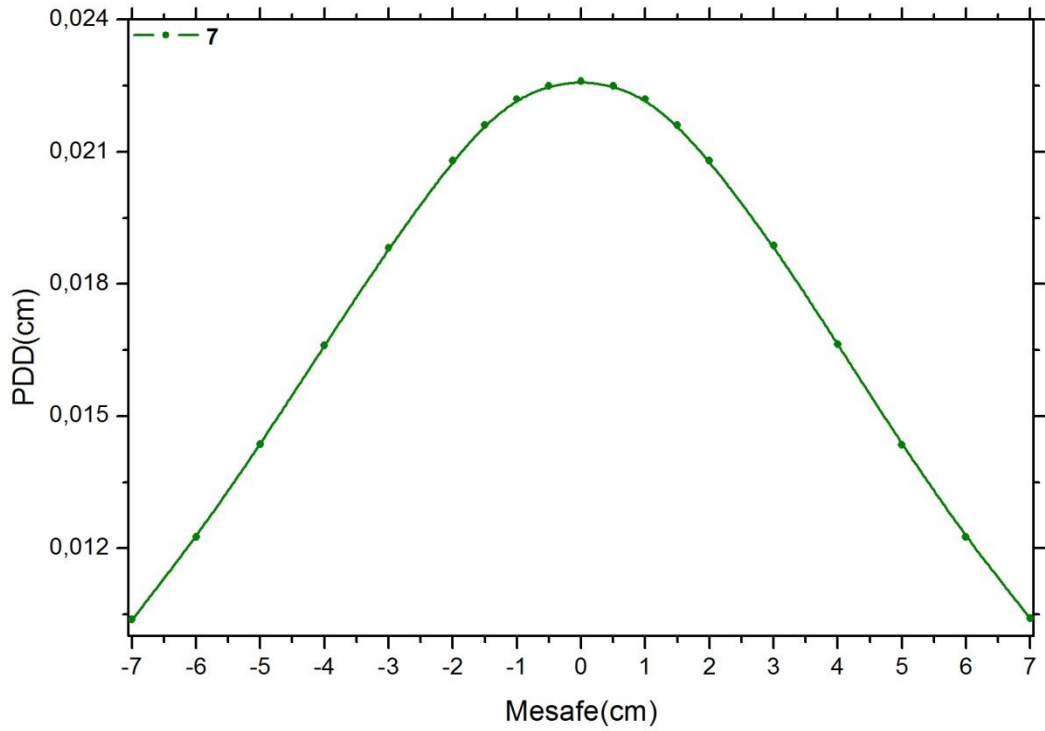
Şekil 4.30. θ , mm r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=4$ için)



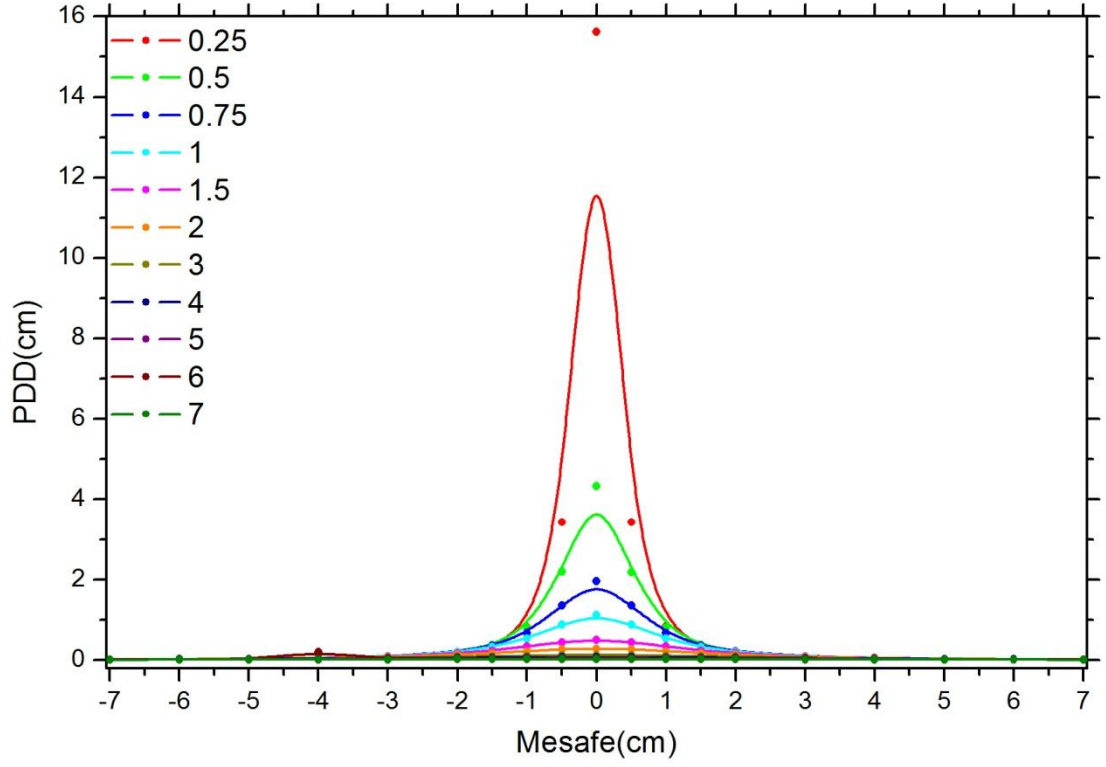
Şekil 4.31. θ , mm r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=5$ için)



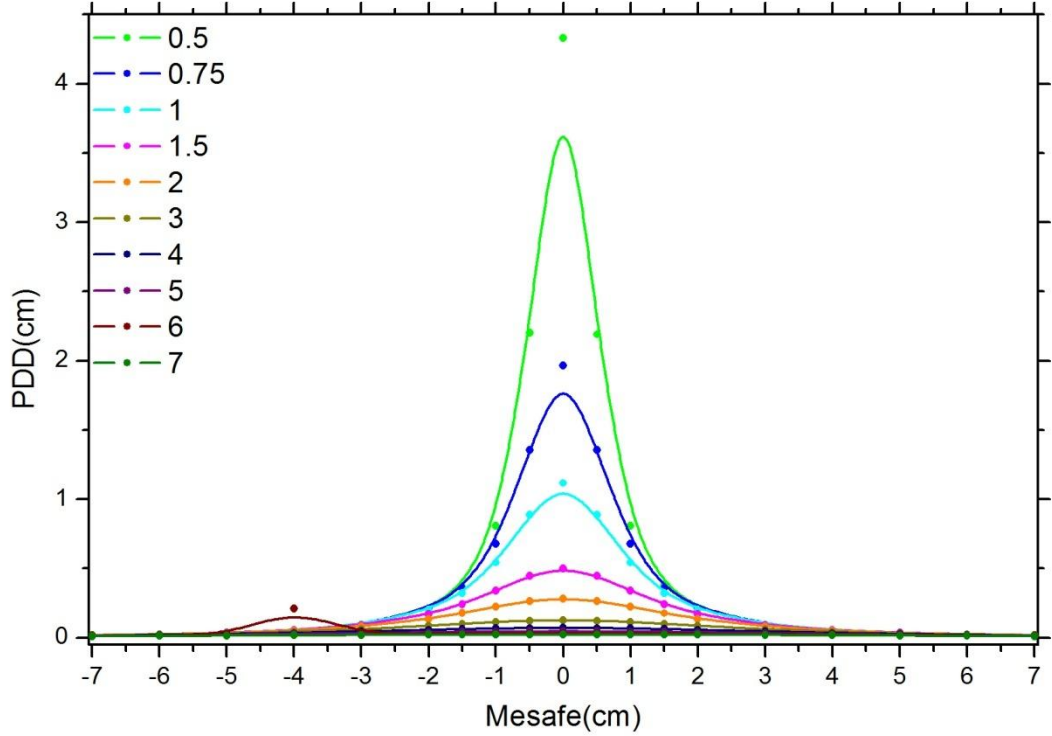
Şekil 4.32. Θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=6$ için)



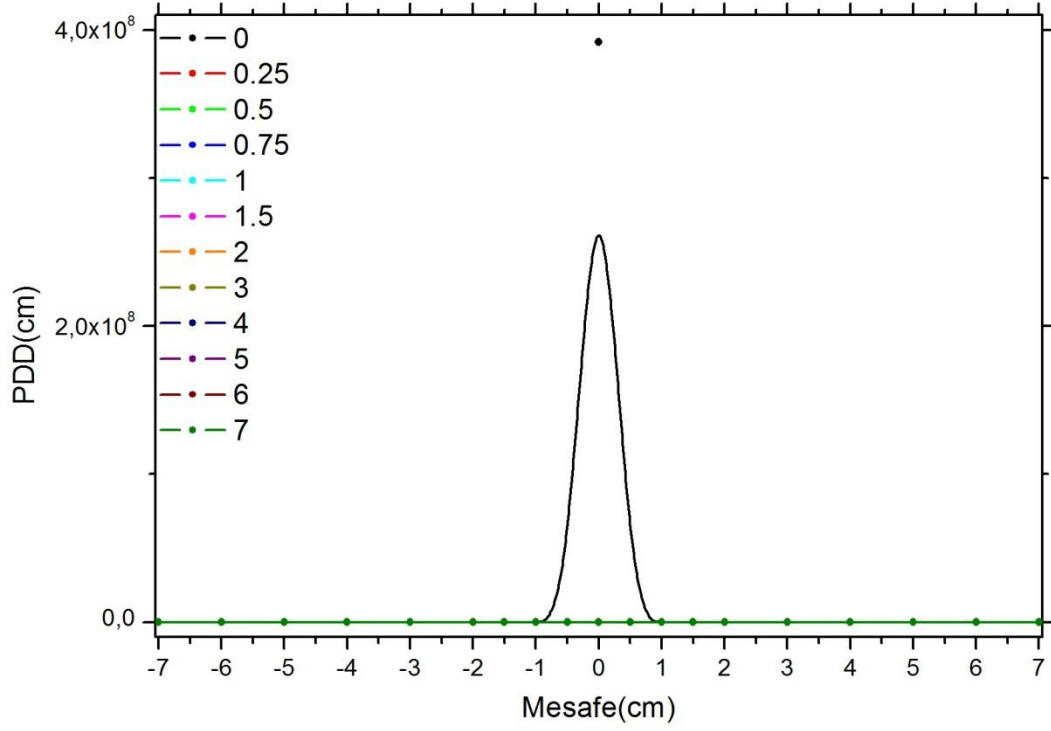
Şekil 4.33. Θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri ($r=7$ için)



Şekil 4.34. θ , n 'ın r 'ye Bağlı Değişim Değerleri (0 Hariç r için tüm değerler)



Şekil 4.35. θ , n 'ın r 'ye Bağlı Değişim Değerleri (0 ve 0.25 Hariç r için tüm değerler)



Şekil 4.36. Θ , nın r'ye Bağlı Değişim Değerleri (r için tüm değerler)

PDD'nin mesafeye bağlı değişimlerinde x'in negatif ve pozitif skalalarında elde edilen sonuçlarda tam simetrik veriler bulunmuştur. Uzaklık(mesafe) arttıkça elde edilen eğrinin açıldığı ve altındaki alanın büyüğü görülmüştür. Şekil 4.36 tüm r değerleri için çizilmiştir. Bu verilerin alındığı deneysel kaynaklar son derece homojen kaynaklardır.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Brakiterapide kullanılan radyoaktif kaynaklar son derece hassas ölçümler ve hesaplamalar sonucunda elde edilmiştir. Bu değerlere ait deneysel yok denecek kadar azdır.

AAPM TG-43 formalizminde uluslararası bir çalışma grubu vardır. Üretilen radyoaktif kaynaklara ait deneysel ve teorik çalışmalar gerçekleştirilmektedir. Brakiterapi uygulamaları çok olmasına rağmen, bu konu ile ilgili deneysel çalışmalar son derece kısıtlıdır. Yapılan çalışmalar için standart kaynaklar vardır. Laboratuvar koşullarında hastaya doğru doz vermek için bu çalışmalar önem kazanmıştır.

İleriki çalışmalarda Düşük dozlu, orta dozlu ve yüksek dozlu kaynakların kıyaslanması çalışmaları yapılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Berniera J., Horiot J.C., Poortmans P., 2002. Quality assurance in radiotherapy: from radiation physics to patient and trial-oriented control procedures, *European Journal of Cancer*, 38: 155- 158.
- [2] Horiot J.C, van der Schueren E., Johansson K.A., 1994. Quality assurance in radiotherapy. In Tobias JS, Thomas PRM, eds. *Current Radiation Oncology*, Vol. 1. London, Edward Arnold, 365-381.
- [3] Başkent Üniversitesi Adana Uygulama Ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü Yayınları, ADANA.
- [4] İpek, S., Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul Üniversitesi, 28-47, 2012).
- [5] Atkovar, G., Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul Üniversitesi, 69-76, 2012.
- [6] Khan, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott, Williams and Wilkins, Baltimore, MD (2003).
- [7] Attix, F.H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Wiley, New York (1986).
- [8] Greening, J.R., *Fundamentals of Radiation Dosimetry*, Adam Hilger, Bristol (1981).
- [9] International Commission On Radiation Units And Measurements, *Stopping Powers for Electrons and Positrons*, Rep. 37, ICRU, Bethesda, MD (1984).
- [10] *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, Rep. 60, ICRU, Bethesda, MD (1998).
- [11] Johns, H.E., Cunningham, J.R., *The Physics of Radiology*, Thomas, Springfield, IL (1985).
- [12] Chiu-Tsao, S.T., *Med. Phys.* 34 (11), November 2007.

- [13] Podgorsak, E.B., Ph. International Atomic Energy Agency Vienna, Austria May 2003.
- [14] Leybovich Lb, Sethi A, Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Med Phys* 2003;30(2):119-23.
- [15] Gonzalez-Castano D, Pena J, Sanchez-Doblado F, Hartmann Gh, Gomez F, Leal A. The change of response of ionization chambers in the penumbra and transmission regions: impact for IMRT verification. *Med Biol Eng Comput* 2008;46(4):373-80.
- [16] Laub Wu, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys* 2003;30(3):341-7.
- [17] Van Dyk J. Quality assurance of radiation therapy planning systems: current status and remaining challenges. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:23-7.
- [18] Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Van Dyke J. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25(10):1773-829.
- [19] Sgsm (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics): Vanselaar J, Welleweerd H, Munheer B: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems, Elsevier Radiotherapy and Oncology, 2009.
- [20] Wiezorek T, Banz N, Schwedas M, Scheithauer M, Salz H, Georg D, et al. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy feasibility study for a filmless approach. *Strahlenther Onkol* 2005;181(7):468-74.
- [21] Spezi E, Angelini Al, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2005;50(14):3361-73.
- [22] Poppe B, Blehschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, WILLBORN KC, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 2006;33(4):1005-15.
- [23] Saminathan S, Manickam R, Chandraraj V, Supe SS. Dosimetric study of 2D ion chamber array matrix for the modern radiotherapy treatment verification. *J Appl Clin Med*

Phys 2010;11(2):3076. Tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik kontrolü 173

[24] Ncrp 97, 1988, ‘National Council on Radiation Protection and Measurements; Measurements of Radon and Radon Daughters in Air’, NCRP Report No.97.

ÖZGEÇMİŞ

1. Adı Soyadı : Tuğçe HATO
2. Doğum Tarihi : 05.10.1990
3. Ünvanı :
4. Öğrenim Durumu : Lisans

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Bitirme Yılı
Lise	Süleyman Demirel Lisesi		2007
Lisans	Fen Bilimleri /Fizik	Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi	2013

5. Yayınlar: Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler:

F. A. UĞUR, T. HATO, "Investigation Of Radioactive Sources Used In Brachytherapy " International Workshop on Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology "TESNAT 2015", Poster sunumu.