

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**PLA MALZEMEDEN YAPILMIŞ GÖZ FANTOMUNDA RADYOKROMİK
FİLM DOZİMETRİ TEKNİĞİ KULLANARAK ^{142}Pr BETA DOZ
DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

Merve KAYAN GENÇ

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

**ANKARA
2020**

Her hakkı saklıdır

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranış ilkelerine uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kurallar ve davranışların gerektirdiği şekilde, başka kaynaklardan aldığım tüm materyalleri ve sonuçları alıntı yaparak, bunlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Merve KAYAN GENÇ



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

PLA MALZEMEDEN YAPILMIŞ GÖZ FANTOMUNDA RADYOKROMİK FİLM DOZİMETRİ TEKNİĞİ KULLANARAK ^{142}Pr BETA DOZ DAĞILIMININ İNCELENMESİ

Merve KAYAN GENÇ

**Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı**

Danışman: Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Brakiterapi, belirli bir hacme ve aktiviteye sahip radyoaktif kaynağın (katı veya sıvı) vücut içerisine yerleştirilmesiyle uygulanan vücut içinden (internal) yapılan radyoterapidir. Günümüzde, insan vücuduna biyo-uyumlu, doz etkinliği yüksek, istenilen dozu sadece kanserli dokuya aktararak, sağlıklı dokuların korunduğu ve nispeten kısa ömürlü yeni beta kaynaklarının geliştirilmesi araştırılan bir konudur. Bu tez çalışmasında, İTÜ Triga Mark II 250kW araştırma reaktöründe üretilmiş disk şeklindeki ^{142}Pr (yarı ömrü:19,12 saat) beta kaynağının, doku eşdeğeri PLA malzemeden 3D yazıcıyla imal edilen bir göz fantomuna verdiği doz ve bu fantom üzerindeki doz dağılımı radyokromik film dozimetri (RFD) tekniği ile incelenmiştir. ^{142}Pr şimdiye kadar brakiterapi alanında radyoaktif kaynak olarak henüz hiç kullanılmamış olmasına rağmen, orta doz hızlı veya yüksek doz hızlı brakiterapi kaynak olarak oftalmik kanser tedavilerinde kullanılma potansiyeli yüksektir. Bunun nedeni yüksek beta doz dönüşüm katsayısının ($0,810 \text{ MeV}\cdot\text{Bq}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$) ve yumuşak dokudaki ortalama menzilin (2-11 mm) brakiterapi uygulamaları için uygun olmasıdır. Bu tezde, yaklaşık 250 mg Pr_2O_3 toz formundan disk olarak preslenerek hazırlanan 13 mm çapındaki peletin 25 dakika ışınlamayla, $357,3\pm 3,5 \text{ MBq}$ başlangıç aktivitesi üretilmiştir. Radyokromik film dozimetri (RFD) yöntemiyle, disk şeklindeki kaynakların homojensizliği NCS 14 ve ICRU 72 protokollerine göre %22-25, kaynağın $0,80\text{xR50}$ bölgesinde ortalama yarıçapı (R50) 6,0-11,8 mm olarak belirlenmiştir. Aynı protokollere göre kaynak gücü, RFD tekniği kullanılarak ölçülmüştür. Ölçülen bu değerler sonucunda, P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynağın üretiminden 1 gün sonraki doz hızının 9,8-10,2 Gy/h olması da, üretilen kaynağın orta doz hızlı(MDR) brakiterapi kaynak şartlarını sağladığını göstermiştir. PLA malzemeden 3D yazıcıyla basılan göz fantomunun üstüne, lense ve gözün arkasına yerleştirilen ^{142}Pr disk kaynağın verdiği doz dağılımı, EBT3 radyokromik filmler kullanılarak incelenmiştir. RFD yöntemiyle EBT3 film kullanılarak göz fantomunda belirlenen ^{142}Pr kaynak doz dağılımı, Monte Carlo simülasyonu sonuçlarıyla da belirli bir uyum sergilemiştir. Tezde elde edilen bulgular ayrıntıda tartışılmıştır.

Bu tez çalışması, Tübitak 118S616 kodlu “Brakiterapi amaçlı Praseodim-142 kaynağın araştırma reaktöründe üretilmesi ve yeni geliştirilecek göz ve prostat organ spesifik fantomlarda verilen doz dağılımının plastik sintilatör ve radyokromik film dozimetrik tekniklerle incelenmesi” başlıklı proje tarafından desteklenmiştir.

2020, 88 sayfa

Anahtar Kelimeler: Nötron Aktivasyonu, Radyokromik Film, Beta Dozu, Brakiterapi, Praseodim-142, PLA, Göz fantomu, Doz Dağılımı

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF ^{142}Pr BETA DOSE DISTRIBUTION IN PLA-MADE EYE PHANTOM BY USING RADIOCHROMIC FILM DOSIMETRIC TECHNIQUE

Merve KAYAN GENÇ

Ankara University
Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics
Health Physics Master Program

Supervisor: Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Brachytherapy is an internal radiotherapy applied by using a radioactive source (solid or liquid) with a certain activity placed into the body. Today, the development of new beta sources that are biocompatible with the human tissue, and having high dose efficiency, by transferring the desired dose only to the cancer tissue, protecting healthy tissues and relatively short-lived beta resources is investigated. In this thesis study, the dose given by a disk-shaped ^{142}Pr (half-life:19.12 hours) beta source produced in ITU Triga Mark II 250kW research reactor to an eye phantom made of tissue-equivalent PLA material with a 3D printer and the dose distribution on this phantom were determined by radiochromic film dosimetry (RFD) technique. Although ^{142}Pr has never been used as a radioactive source in the field of brachytherapy, it has a high potential to be used in ophthalmic cancer treatments as a medium dose rate (MDR) or high dose rate (HDR) brachytherapy resource. The reason for this is that the high beta dose conversion coefficient ($0.810 \text{ MeV}\cdot\text{Bq}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$) and the mean range in soft tissue (2-11 mm) of ^{142}Pr are suitable for brachytherapy applications. In this thesis, an initial activity of $357.3 \pm 3.5\%$ MBq was produced by irradiating a 13 mm diameter pellet prepared by pressing approximately 250 mg of Pr_2O_3 powder as a disc. With the radiochromic film dosimetry (RFD) method, the non-homogeneities of the disc sources was determined to be 22-25% and the average radius (R50) was calculated 6.0-11.8 mm at 0.80xR50. According to NCS 14 and ICRU72 protocols, the source strength was measured by using RFD technique. From these measured values, it is demonstrated that the produced source can be regarded as medium dose rate (MDR) brachytherapy source because its dose rates of P-9 disc ^{142}Pr source is determined to be 9.8-10.2 Gy/h after one day is elapsed from the production time. The dose distribution of a ^{142}Pr disc source was, respectively, placed on the eye phantom (made from PLA by 3D printer), at the lens position and at back side and then the dose distributions on the phantom was investigated by EBT3 films. The doses on the phantom regions measured by RFD were also compared with those calculated from Monte Carlo simulation within reasonable agreement. In this thesis, the obtained results are discussed in detail.

This thesis is fully supported by 118S616 coded Tübitak project titled “Production of Praseodymium-142 source for brachytherapy in a research reactor and investigation of dose distributions in newly developed eye and prostate organ-specific phantoms by plastic scintillator and radiochromic film dosimetric techniques”

2020, 88 pages

Key Words: Neutron Activation, Radiochromic Film, Beta Dose, Brachytherapy, Praseodymium-142, PLA, Eye Phantom, Dose Distribution

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez konumu belirleyen ve çalışmanın her aşamasında bana yardımcı olarak beni yönlendiren ve tez çalışması süresince, 118S616 kodlu “Brakiterapi amaçlı Praseodim-142 kaynağın araştırma reaktöründe üretilmesi ve yeni geliştirilecek göz ve prostatorgan spesifik fantomlarda verilen doz dağılımının plastik sintilatör ve radyokromik film dozimetrik tekniklerle incelenmesi” başlıklı Tübitak projesi kapsamında araştırma bursu sağlayan danışman hocam Prof. Dr. Haluk YÜCEL’e;

Koru Hastanesi’nde yaptığım çalışmalarda tecrübeleriyle ve tüm sabrıyla yanımda olan Esil KARA’ya;

Monte Carlo Simülasyonu çalışmalarım için bana zaman ayırarak yardımcı olan Çağrı YAZGAN’a;

¹⁴²Pr radyoaktif kaynağın üretilmesinde, İTÜ Triga Mark II araştırma reaktörü operatörü ile diğer çalışanlarına ve PLA-göz fantomunun 3D yazıcıyla üretilmesinde EMESYS firması çalışanı Burak YURDAKUL’a, kaynağın elleçlenmesi ve aktivite karakterizasyonu vb iş paketlerinde görev alan ve katkı sunan diğer proje bursiyerleri Merve Aze DİRİK, Gökberk ÜNAL, Can GÜNEŞ ve Tuğçe KAVALCI ile tezim süresince katkısı olan AÜ-NBE personeline çok teşekkür ederim.

Ayrıca hayatım boyunca yanımda olarak sınırsız sevgi ve desteklerini benden asla esirgemeyen canım annem Belma KAYAN, babam Ömer KAYAN ve abim Barış KAYAN ile tanıdığım andan itibaren her koşulda ve her an yanımda olan sevgili eşim Mertcan GENÇ’e sonsuz teşekkürler.

Merve KAYAN GENÇ

Ankara, Eylül 2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	4
2.1 Brakiterapi Uygulamasının Kısa Tarihçesi	4
2.1.1 Brakiterapi uygulama şekilleri	4
2.1.2 Brakiterapide kullanılan radyoaktif kaynaklar	7
2.2 Praseodim-142 Radyoizotopunun Özellikleri.....	8
2.3 ¹⁴² Pr'nin Diğer Brakiterapi Kaynaklarıyla Karşılaştırılması	10
2.4 Nötron Aktivasyonu	13
2.5 Radyokromik Film Dozimetri.....	14
2.6 Beta Radyoaktif Kaynakların Parçacık Transmisyonu	18
2.7 Havadaki Doz Hızı Hesabı	19
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	21
3.1 ¹⁴² Pr Disk Kaynağının Hazırlanması ve Üretilmesi	21
3.2 Radyokromik Film Dozimetri Kalibrasyonu	24
3.3 ¹⁴² Pr Disk Kaynak ve EBT3 Film ile Yapılan Dozimetrik Ölçümler	29
3.3.1 ¹⁴² Pr disk kaynağının dozimetrik karakterizasyonu.....	29

3.3.2 Göz fantomu ile yapılan ölçümler.....	33
3.3.3 Alan izleme ölçümleri	36
3.4 Monte Carlo Yöntemi ile Doz Dağılımı Modellemesi	37
4. BULGULAR.....	39
4.1 ¹⁴² Pr Beta Disk Kaynağın Üretimi.....	39
4.2 Radyokromik EBT3 Film Kalibrasyonu Sonuçları	41
4.3 RFD Tekniği ile ¹⁴² Pr Disk Kaynak Karakterizasyonu	46
4.3.1 Disk kaynak şiddetinin belirlenmesi	47
4.3.2 Disk kaynağın homojensizliğinin belirlenmesi	49
4.4 Göz Organında RFD ile Yapılan Doz Dağılımı Ölçüm Sonuçları	57
4.5 SmartION ve LB 124 Dedektörleri ile Alınan Ölçümler	68
4.6 Disk Kaynak-Göz Fantomu Simülasyon Doz Sonuçları.....	69
5. SONUÇ VE TARTIŞMA.....	74
KAYNAKLAR	78
EK 1 Ortalama Beta Enerjisi (0,810 MeV), MCNP6 Simülasyon Çıktısı.....	82
EK 2 Maksimum Beta Enerjisi (2,162 MeV), MCNP6 Simülasyon Çıktısı.....	84
EK 3 Gama Enerjisi (1,576 MeV), MCNP6 Simülasyon Çıktısı.....	86
ÖZGEÇMİŞ.....	88

SİMGELER DİZİNİ

^{141}Pr	Praseodim-141 izotopu
^{142}Pr	Praseodim-142 izotopu
A	Aktivite (Bq)
AÜ-NBE	Ankara Üniversitesi-Nükleer Bilimler Enstitüsü
$\text{C}_6\text{H}_{10}\text{O}_5$	Selüloz
$d_{1/2}$	Yarı değer kalınlığı (betalar için tanımlanan)
$\dot{D}$	Doz hızı (Gy/s)
D_γ	Gama doz dönüşüm katsayısı (MeV/Bq.s)
$E_{\beta,\text{maks}}$	Maksimum beta enerjisi
HDR	Yüksek Doz Hızı (High Dose Rate)
HPGe	Yüksek Safılıkta Germanyum (High Purity Germanium Detector)
HU	Hounsfield Ölçeği (Hounsfield Unit)
IAEA-TECDOC	Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı-Teknik Dökümanlar (International Atomic Energy Agency Technical Documents)
IAEA-TRS	Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı-Teknik Raporlar Serisi (International Atomic Energy Agency Technical Reports Series)
ICRU	Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (International Commission on Radiation Units and Measurements)
$\text{LaBr}_3:\text{Ce}$	Lantan (III) Bromür Sintilasyon Dedektörü
LDR	Düşük Doz Hızı (Low Dose Rate)
MCNP	Monte Carlo N-Parçacık Taşınım Kodu (Monte Carlo N-Particle Transport Code System)
MDR	Orta Doz Hızı (Medium Dose Rate)
μ	Lineer azalım katsayısı
μ/ρ	Kütle soğurma katsayısı
N_A	Avagadro sayısı

NAA	Nötron Aktivasyon Analizi
NCS	Hollanda Radyasyon Dozimetresi Komisyonu (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry)
NIST	Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü (National Institute of Standards and Technology)
PLA	Polilaktik Asit
PMMA	Polimetilmetakrilat (Polymethylmethacrylate)
Pr₂O₃	Praseodim oksit
PV	Piksel değeri
R50	Ortalama yarıçap
RFD	Radyokromik Film Dozimetri
RGB	Kırmızı-Yeşil-Mavi Kanal
R_{maks}	Maksimum beta radyasyonu menzili
SSD	Kaynak-Yüzey mesafesi
t_{1/2}	Yarı ömür
t_d	Işınlama sonrası aktivite ölçümüne kadar geçen süre
t_{irr}	Işınlama süresi
U	Homojensizlik (non-homogeneity)
γ	Gama ışını
Φ	Nötron akısı (n/cm²/s)
σ	Tesir kesiti (cm²)
ρ	Yoğunluk (g/cm³)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 Kanserin dıştan radyoterapi ile tedavisi	1
Şekil 2.1 İntrakaviter uygulama	5
Şekil 2.2 İnterstisyel yöntem ile prostat tedavisi	5
Şekil 2.3 Göz kanserine yüzey plak tedavisi.....	6
Şekil 2.4 ^{142}Pr 'nin ^{142}Ce 'ye bozunma şeması	9
Şekil 2.5 ^{142}Pr 'nin ^{142}Nd 'ye bozunma şeması	10
Şekil 2.6 EBT3 Gafkromik film yapısı	16
Şekil 3.1 Praseodim oksit ve selüloz bağlayıcı karışımı	21
Şekil 3.2 Laboratuvar tipi hidrolik pres	21
Şekil 3.3 Pelet için özel olarak tasarlanmış göz aplikatörü.....	22
Şekil 3.4 Peletin HDPE aplikatöre yerleştirilmesi	23
Şekil 3.5 Işınlama öncesi EBT3 filmlerin Epson Expression 12000XL tarayıcıda okunması	25
Şekil 3.6 Su geçirmez Farmer tipi iyon odası	25
Şekil 3.7 EBT3 film kalibrasyonun 6 MV enerji ile yapılmasında kullanılan iyon odası ölçüm düzeneği	26
Şekil 3.8 PTW Unidos E Elektrometre	26
Şekil 3.9 Elektron dozimetri için PTW Roos paralel düzlem iyon odası.....	27
Şekil 3.10 6 MeV enerji ile yapılan kalibrasyon düzeneği	28
Şekil 3.11 (a) 6 MV'lık foton enerjisi ile ışınlama sonucu (b) 6 MeV'lık elektron enerjisi ile ışınlama sonucu.....	28
Şekil 3.12 Düzlemsel oftalmik kaynak koordinat eksenleri.....	30
Şekil 3.13 Kaynak şiddeti ölçüm düzeneği	31
Şekil 3.14 Kaynak homojensizliği ölçüm düzeneği	32
Şekil 3.15 3D-yazıcı ile üretilen göz fantomu	34
Şekil 3.16 Göz fantomundaki doz dağılımı incelemesi için deney düzenekleri (a)kaynak fantom üstünde (b) kaynak lensin önünde (c) kaynak göz arkasında	35
Şekil 3.17 LB 124 dedektörü	36
Şekil 3.18 LB 124 okuma ekranı.....	36
Şekil 3.19 SmartION dedektörü.....	37

Şekil 3.20 MCNP6.1 simülasyonu için oluşturulan model ve tanımlanan bölgeler	38
Şekil 4.1 6 MV foton enerjisi için kalibrasyon grafiği	42
Şekil 4.2 6 MV foton enerjisi için net optik yoğunluktan doza geçiş eğrileri	43
Şekil 4.3 6 MeV elektron enerjisi için kalibrasyon grafiği	44
Şekil 4.4 6 MeV elektron enerjisi için net optik yoğunluktan doza geçiş eğrileri	45
Şekil 4.5 Epson Expression 11000XL Flatbed (düz yatak) tarayıcı ve Elekta marka Precise model lineer hızlandırıcıda 6 MeV elektron enerjisi için EBT3 film kalibrasyon eğrileri	46
Şekil 4.6 Kaynak şiddeti ölçümleri sonucu EBT3 filmlerindeki kararlar, a)1.ölçüm, yüksek dozda ışınlama, b) 2.ölçüm, düşük dozda ışınlama	47
Şekil 4.7 P-4 kodlu ^{142}Pr disk kaynağı ile yapılan ışınlamada homojensizlik hesabı için EBT3 filmindeki kararlar	49
Şekil 4.8 P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynağı ile yapılan ışınlamada homojensizlik hesabı için EBT3 filmindeki kararlar	49
Şekil 4.9 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynağı ile yapılan ışınlamalarda homojensizlik hesabı için EBT3 filmlerindeki kararlar	49
Şekil 4.10 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada 1. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi	54
Şekil 4.11 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada 2. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi	54
Şekil 4.12 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada 3. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi	55
Şekil 4.13 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada 4. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi	55
Şekil 4.14 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada elde edilen görüntülerden ImageJ programından belirlenen piksel değeri (PV)-Görüntünün Yatay ve Düşey yönde değişimi	56
Şekil 4.15 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomunun üstündeyken ilk 2 ölçümde kullanılan EBT3 filmleri	57
Şekil 4.16 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomunun üstündeyken son ölçümde kullanılan EBT3 filmleri	57

Şekil 4.17 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomu üstündeyken yapılan ölçümler sonucu EBT3 filmlerinde oluşan optik kararmalar	58
Şekil 4.18 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde lens üzerindeki filmdeki doz değişim grafiği	59
Şekil 4.19 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde fantom çevresine sarılan filmdeki dozun mesafeye bağlı değişimi.....	61
Şekil 4.20 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde lens filmindeki doz değişim grafiği	62
Şekil 4.21 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde fantom çevresi filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi	63
Şekil 4.22 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi.....	64
Şekil 4.23 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde 1, 2 ve 3 numaralı filmlerin 6MV foton kalibrasyon eğrisi kullanılarak dozların değişimi	65
Şekil 4.24 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu ölçümünde 1, 2 ve 3 numaralı filmlerin 6MeV elektron kalibrasyon eğrisi kullanılarak dozların değişimi.....	66
Şekil 4.25 Disk kaynak göz lensi hizasındayken oluşturulan ölçüm düzeneği.....	67
Şekil 4.26 Disk kaynak göz lensi hizasında göz önündeyken ve arkasındayken yapılan ölçümler sonucu EBT3 filmlerindeki kararmalar	67

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1: Brakiterapide kullanılan bazı radyoizotoplar.....	8
Çizelge 2.2 ^{142}Pr 'nin bozunum verileri	9
Çizelge 2.3 ^{137}Cs , ^{142}Pr ve ^{192}Ir radyoizotoplarına ait bazı sayısal değerler	12
Çizelge 2.4 Aktif bileşik kompozisyonları.....	15
Çizelge 3.1 Tez çalışmasında kullanılan kaynakların bazı özellikleri	24
Çizelge 3.2 PTW 30013, su geçirmez Farmer tipi iyon odasının teknik özellikleri	25
Çizelge 3.3 PTW Roos paralel düzlem iyon odasının teknik özellikleri	27
Çizelge 3.4 Kaynak şiddeti ölçümlerinin başlangıç ve bitiş zamanları	31
Çizelge 3.5 Kaynak homojensizliği ölçümlerinin başlangıç ve bitiş zamanları	31
Çizelge 3.6 Disk kaynak göz fantomu üzerine konumlandığında RFD ile alınan ölçümlerin başlangıç ve bitiş zamanları	35
Çizelge 3.7 Disk kaynak göz lensinin önünde konumlandığında RFD ile alınan ölçümün başlangıç ve bitiş zamanı	35
Çizelge 3.8 Disk kaynak göz fantomun arkasında konumlandığında RFD ile alınan ölçümün başlangıç ve bitiş zamanı	35
Çizelge 4.1 ^{142}Pr disk kaynağının (P-9 kodlu) zaman içindeki teorik aktivite değişimine karşılık havadaki beta doz hızı, gama doz hızı ve toplam doz hızı.....	40
Çizelge 4.2 6 MV ve 6 MeV enerjilerle ışınlanan filmlerin aldıkları doz değerleri	41
Çizelge 4.3 6 MV foton enerjisi kullanılarak ışınlanan filmlerin doza karşı net optik yoğunlukları, standart sapması ve yüzde hataları	42
Çizelge 4.4 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak ışınlanan filmlerin doza karşı net optik yoğunlukları, standart sapması ve yüzde hataları	44
Çizelge 4.5 RFD yöntemiyle P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak şiddeti ölçüm sonuçları	48
Çizelge 4.6 P-4 ve P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynaklarla yapılan ışınlamalarda, maksimum dozun %50'si hesabındaki PV değerleri	50
Çizelge 4.7 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynakla yapılan ışınlamalarda, kırmızı ve yeşil kanaldan okumalarla maksimum dozun %50'si hesabındaki PV değerleri (6 MV foton kalibrasyonu eğrisine göre).....	50

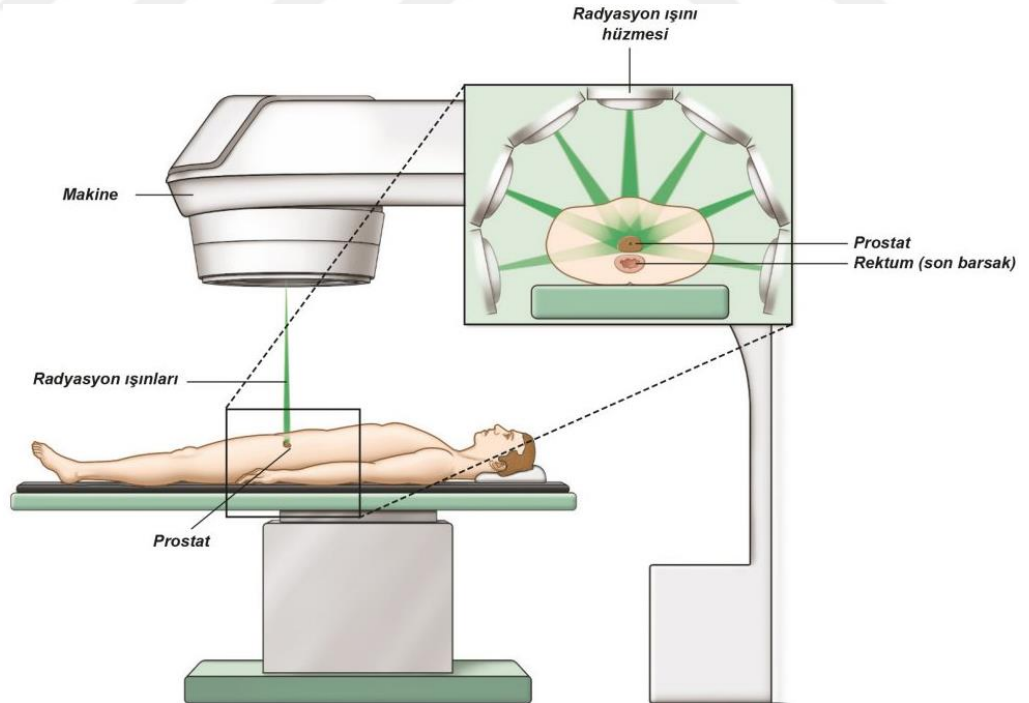
Çizelge 4.8 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynakla yapılan ışınlamalarda, kırmızı ve yeşil kanaldan okumalarla maksimum dozun %50'si hesabındaki PV değerleri (6 MeV elektron kalibrasyonu eğrisine göre).....	51
Çizelge 4.9 ICRU 72 ve NCS 14 protokollerine göre P-4 ve P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynaklar için belirlenen ortalama yarıçap ve homojensizlik değerleri.....	51
Çizelge 4.10 ICRU 72 ve NCS 14 protokollerine göre P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak için belirlenen ortalama yarıçap ve homojensizlik değerleri	52
Çizelge 4.11 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ışınlamalarında homojensizliğin R50'nin katlarına göre değişimi.....	53
Çizelge 4.12 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye göre değişimi	58
Çizelge 4.13 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde fantom çevresine sarılan filmdeki dozun mesafeye bağlı değişimi.....	60
Çizelge 4.14 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi	62
Çizelge 4.15 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde fantom çevresi filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi	63
Çizelge 4.16 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi	64
Çizelge 4.17 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde 1, 2 ve 3 numaralı filmlerine aktarılan dozun mesafeye bağlı değişimi	65
Çizelge 4.18 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde 4, 5, 6, 7 ve 8 numaralı filmlerde elde edilen doz değerleri	66
Çizelge 4.19 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomunun arkasında ve önündeyken EBT3 filmlerinden hesaplanan doz değerleri.....	67
Çizelge 4.20 SmartION dedektörüyle alınan doz hızı ölçüm verileri.....	68
Çizelge 4.21 LB 124(Berthold) dedektörüyle alınan doz hızı ölçüm verileri.....	69
Çizelge 4.22 Doz hesaplamasında MCNP6 verileri ile kullanılan aktivite (A) değerleri.....	70
Çizelge 4.23 MCNP6 ile elde edilen simülasyon sonuçları.....	71
Çizelge 4.24 P-9 kodlu disk kaynakla 12,37 saatlik 1. ölçümün simülasyon sonuçlarına göre doz dağılımı.....	71

Çizelge 4.25 P-9 kodlu disk kaynakla 21,8 saatlik 2. ölçümün simülasyon sonuçlarına göre doz dağılımı.....	72
Çizelge 4.26 P-9 kodlu disk kaynakla 96,55 saatlik 3. ölçümün simülasyon sonuçlarına göre doz dağılımı.....	73



1. GİRİŞ

Yapay radyasyon günümüzde tıpta teşhis ve tedavi amaçlı yaygın olarak kullanılmaktadır. 20-150 kV enerji aralığındaki x-ışını sistemlerinde üretilen x-ışınları mamografide ve diagnostikte görüntüleme amaçlı kullanılırken, kliniklerde bulunan 6-18 MV foton ve 4-20 MeV elektron üreten lineer hızlandırıcılarda ise vücut dışından ışın tedavisi (eksternal radyoterapi) amaçlı kullanılmaktadır. Hızlandırılmış elektronlar radyoterapide yüzeyden 5 cm derinliğe kadar olan tümörlerin tedavisinin yanı sıra, özellikle foton tedavisinde ilave tedavi olarak kullanılmaktadır (Okutan vd. 2013). Ancak nükleer tıpta ve brakiterapi amaçlı kullanılan radyasyonlar (x-ışını, gama ve beta) radyoizotop kaynaklarından üretilmektedir. Radyasyon vücut içerisinde enerji bırakması ve doza maruz kalan hücrelerin işlevini yitirmesi sebebiyle tedavi imkanı sağlamaktadır. Radyasyonun vücut içerisindeki farklı doku ve organlarda farklı soğurum özellikleri radyoduyarlılıkları değiştiğinden radyografi, floroskopi, CT ve PET-CT gibi uygulamalarda görüntülemeye kullanılmasıyla teşhis amaçlı da yaygın olarak kullanılmaktadır.



Şekil 1.1 Kanserin dıştan radyoterapi ile tedavisi
(<https://docplayer.biz.tr/18031834-Lokelize-prostat-kanseri.html>)

İyonlaştırıcı radyasyon yardımıyla vücut içerisinde teşhis edilmiş kanserli bölgelerin yok edilmesinde ve etrafındaki sağlıklı bölgelerin korunmaya çalışıldığı kanser tedavi yöntemi olarak radyasyon medikal alanda geniş bir uygulama alanına sahiptir. Radyoterapi insan üzerindeki uygulanma şekline göre temelde iki şekilde tanımlanır. Teknolojik gelişmelere paralel olarak geliştirilmeye devam edilen lineer hızlandırıcı cihazlarının kullanıldığı, vücuda temas olmadan radyasyon (yüksek enerjili x-ışınları veya elektronlar) ışınlarının tedavi edilecek bölgeye yönlendirilmesi dıştan (external) radyoterapidir ve radyoterapide en sık kullanılan yöntemdir (Şekil 1.1). Radyoterapinin diğer bir uygulama şekli ise belirli bir hacme ve aktiviteye sahip radyoaktif kaynağın (sıvı veya katı) vücut içerisine yerleştirilmesiyle uygulanan içten (internal) radyoterapidir. Kanser tedavisinde kullanılacak yöntem; hekimin karar vereceği kanser tipi, tümör boyutu, tümörün vücuttaki lokasyonu ve tümörün sağlıklı dokulara ne kadar yakın olduğu gibi farklı parametrelerin hepsi göz önünde bulundurulduğu uygun protokollere göre, onkologlar ve medikal fizikçiler tarafından belirlenen bir tedavi planı çerçevesinde verilen doz programıyla gerçekleştirilir (Anonim 2010).

Bu tez çalışması kapsamında üretilen Praseodim-142 (^{142}Pr) kaynağın uygulanacağı brakiterapi ise vücut içi (in-vivo) veya organ içinden yapılan radyoterapinin bir çeşididir. Katı radyoaktif kaynak içeren biyo-uyumlu tohumlar vücut içerisindeki tümöre veya yakınına yerleştirilerek tedavi vücut içerisinden yapılır. Lokal bir tedavidir. Genellikle baş-boyun, meme, serviks, prostat ve göz kanserlerinin tedavisinde kullanılır (Anonymous 2019).

Bu tez çalışması kapsamında İTÜ araştırma reaktöründe üretilmiş olan ^{142}Pr disk şeklindeki beta kaynağının, doku eşdeğeri PLA malzemeden 3D yazıcıyla imal edilen bir göz fantomunda verdiği doz ve bu fantom üzerindeki doz dağılımı radyokromik film dozimetri (RFD) tekniği ile incelenmiştir. Bu bağlamda, ayrıca imal edilen göz fantomu Monte Carlo tekniği ile simüle edilerek, radyokromik film dozimetri tekniği ile elde edilen deneysel doz değerleri ile karşılaştırma yapılmıştır. Böylece beta kaynağının göz fantomu kullanılarak, radyokromik film dozimetri sistemi yardımıyla bazı ayırt edici özellikleri sayesinde orta doz hızlı (MDR) veya yüksek doz hızlı (HDR) brakiterapi uygulamalarında kullanılabilirliği incelenmiştir. Tezin ikinci bölümünde literatürde

yapılan çalışmalar özetlenerek kuramsal temeller açıklanmıştır. Üçüncü bölümde bu çalışma içerisinde kullanılan araç-gereç materyaller ve uygulanan dozimetrik yöntem açıklanmıştır. Tezin dördüncü bölümünde, dozimetrik ölçümler sonucu elde edilen bulgular verilmiştir. Tezin son bölümünde elde edilen sonuçlar tartışılarak yorumlanmıştır.



2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Brakiterapi Uygulamasının Kısa Tarihçesi

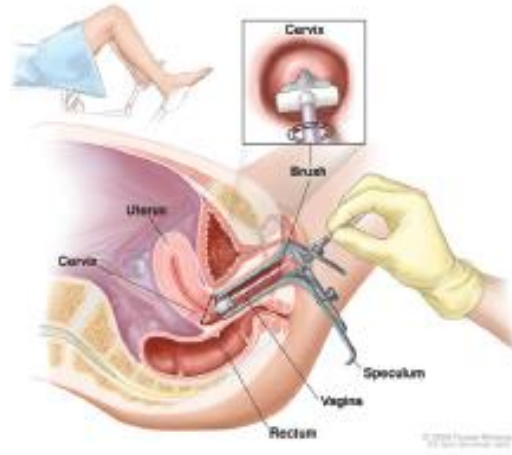
Brakiterapi alanındaki uygulamalar ilk kez 1901 yılında Paris'te Danlos ve Block tarafından başlamıştır. Bu uygulama lupus tedavisi için yapılmış ve radyum kaynaklı aplikatörler kullanılmıştır. Yapay radyonüklitlerin keşfedilmesiyle 1934 yılında Irene Curie ve Frederick Joliot brakiterapide yeni bir alan açmışlardır. 1958 yılında brakiterapide önceden kullanılan radyoaktif altın, tantalyum ve kobalt iğneleri yerini günümüzde de yaygın olarak tercih edilen iridyuma bırakmıştır ve ilk kullanımını Henscheke gerçekleştirmiştir (Aslay 2012).

Türkiye'de X ışınları ilk kez 1903 yılında kullanılmıştır. Brakiterapi ise 1950'li yıllarda radyum kapsül ve iğneleriyle başlamıştır. Eksternal radyoterapi ve brakiterapi cihazlarının çoğu 2000'li yıllarda radyasyon onkolojisi merkezlerine kurulmuştur. Zaman içerisinde görüntüleme ve yazılım alanındaki gelişmeler sayesinde brakiterapi 3 boyutlu tedavilere dönüşmüştür (Aslay 2012).

2.1.1 Brakiterapi uygulama şekilleri

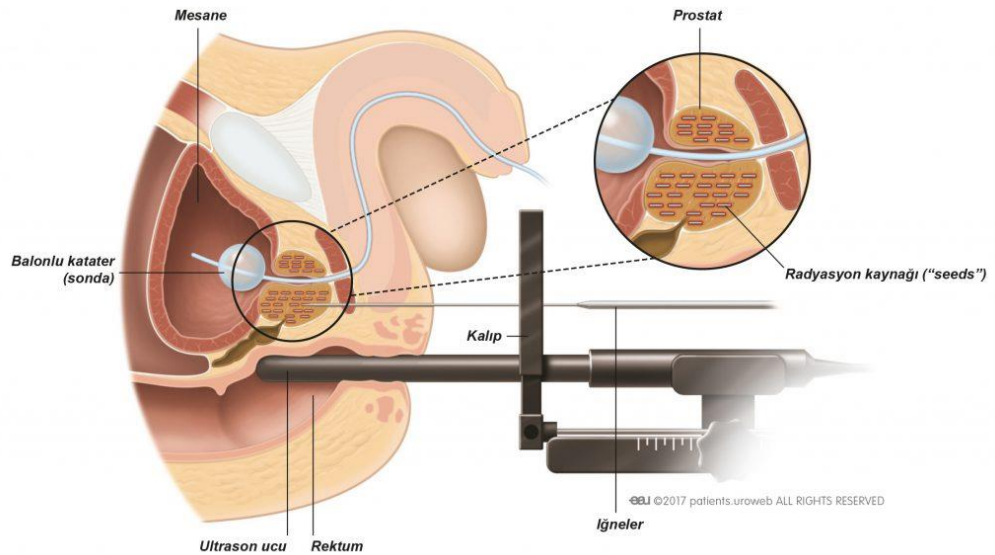
Brakiterapi uygulamalarında kaynağın yerleştirildiği yere, doz hızlarına veya vücutta bulundurulma sürelerine göre farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. Kanser tipi, tümör boyutu, tümörün vücuttaki lokasyonu ve tümörün sağlıklı dokulara ne kadar yakın olduğu gibi farklı parametreler göz önünde bulundurularak karar verilen 6 farklı uygulama çeşidi vardır.

Kaynağın tümör yakınındaki vücut boşluklarına yerleştirilmesi intrakaviter brakiterapi diye adlandırılır (Şekil 2.1). Daha çok rahim, rahim ağzı, vajen ve akciğer kanserlerinde kullanılır. Doğrudan doku içerisine yerleştirilen radyoaktif tohum veya tellerle uygulanması durumuna interstisyel brakiterapi denirken prostat, meme, dil ve yumuşak doku tümörlerinin tedavisinde tercih edilir (Şekil 2.2). Tedavi gerektiren yüzeylerdeki kanserli bölge üzerine plak yerleştirme yöntemi yüzey plak brakiterapi olarak tanımlanır

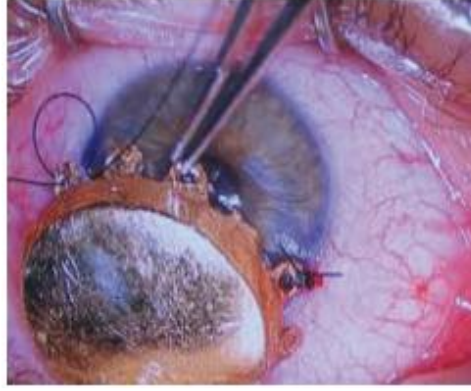


Şekil 2.1 İntrakaviter uygulama (Yılmaz ve Ünsal 2013)

ve ışınlama sırasında çevre dokuların korunduğu bu yöntem intraoküler melanom ve cilt kanserlerinin tedavisinde uygulanır (Şekil 2.3). Küçük radyoaktif kaynakların kullanıldığı ve anjioplasti sonrası restenozun önlenmesi amaçlanan yöntem ise intravasküler brakiterapidir. Daha çok meme ve pankreas kanseri tedavisinde tercih edilen ve cerrahi uygulama esnasında tümör yatağına radyoaktif kaynak yerleştirilmesi işlemi intraoperatif brakiterapi olarak adlandırılırken, intraluminal brakiterapi lümen içindeki yerleşimlerde kullanılır (ICRU Report 38, 1985).



Şekil 2.2 İnteristiyel yöntem ile prostat tedavisi
(<https://docplayer.biz.tr/18031834-Lokelize-prostat-kanseri.html>)



Şekil 2.3 Göz kanserine yüzey plak tedavisi (Yılmaz ve Ünsal 2013)

ICRU 38 raporuna göre, Brakiterapi uygulamasında kullanılan kaynakların doz hızlarına göre (ICRU Report 38, 1985);

- Doz hızı 0,4-2 Gy/saat aralığında ise düşük doz hızı (LDR),
- 2-12 Gy/saat aralığında ise orta doz hızı (MDR) ve
- 12 Gy/saat'ten fazla ise yüksek doz hızı (HDR) kaynaklar olarak üç ana sınıfta tanımlanır.

LDR kaynak kullanılarak yapılan brakiterapide doz daha düşük hızda, ancak daha uzun sürelerde verilir. LDR uygulamalarda, doz hızı cGy/saat mertebesindedir ve tedavi süresi birkaç gündür. HDR brakiterapide ise doz daha yüksek hızda ve daha kısa sürede verilir. HDR brakiterapide, organa verilen doz hızı Gy/dakika mertebesindedir ve tedavi süresi dakikalar düzeyine inebilir.

Brakiterapide kaynak uygulama biçimine göre; kısa dönemli ve uzun dönemli tedavi yapılabilmektedir. Örneğin radyoaktif kaynağın vücut içerisine yerleştirilip hedef organda istenilen doz seviyesi, yarı ömürleri aylar veya yıllar süren ve yüksek enerjilere sahip radyoizotopların tedavi sonrası çıkarılmasına “*geçici brakiterapi*” denilirken, yarı ömürleri kısa olan ve düşük enerjili radyoizotopların tedavi sonrasında da vücutta bırakılması durumu ise “*kalıcı brakiterapi*” olarak tanımlanır. Geçici brakiterapide HDR veren kaynaklar (^{192}Ir , ^{137}Cs vb.) uzun ömürlü kaynaklar kullanılırken, kalıcı brakiterapide LDR veren kaynaklar (^{131}Cs , ^{125}I , ^{103}Pd vb.) nispeten daha kısa ömürlü kaynaklar kullanılır.

Üretimi özel olarak yapılmış plastik tüpler ve aplikatörler yardımıyla brakiterapi uygulaması gerçekleştiriliyor. Brakiterapide kaynak yerleştirme şekilleri de farklılık gösterebilir. Bazı durumlarda aplikatör vücut içine yerleştirilirken tedavide kullanılacak radyoaktif kaynak yüklenmiş olurken, bazı durumlarda ise önce aplikatör yerleştirilir, sonrasında kaynak ya el ile ya da sonradan yükleme makineleri ile aplikatöre iletilir. Kaynağın aplikatöre el ile yerleştirilmesi ve yine el ile çıkarılması uygulamayı yapan sağlıkçıların radyasyon dozu almalarına neden olur. Çalışanların aldığı bu dozu minimuma indirmek için ise sonradan kaynak yükleme sistemleri geliştirilmiştir (Thomadsen 2013).

Brakiterapi tedavisinde kullanılacak radyoaktif kaynağı seçerken dikkat edilmesi gereken bazı özellikler vardır. Bunlar; kaynağın foton enerjileri, ışının dokudaki giriciliği, zırlama materyalleri, zırlama materyalindeki yarı değer kalınlığı, kaynağın yarı ömrü ve kaynağa olan mesafe ile dozun ters kare azalımı gibi fiziksel ve dozimetrik özelliklerdir (Beddar 2014).

2.1.2 Brakiterapide kullanılan radyoaktif kaynaklar

Brakiterapi uygulamalarında kullanılan ilk radyoizotop, alfa yayımlayıcısı olan 1600 ± 7 yıl yarı ömre sahip Radyum-226 radyoizotopudur (^{226}Ra). 1901 yılında deri kanseri tedavisi için tümör içine radyum tüpler yerleştirilmiştir. Günümüzde ise alfa kaynakları brakiterapide kullanılmamaktadır. 20. yüzyılın başlarında Ohio Eyalet Üniversitesinde brakiterapide kullanılmak üzere radyum dışında Altın-198 (^{198}Au), Kobalt-60 (^{60}Co) ve İyot-125 (^{125}I) gibi birçok radyoizotop brakiterapi amaçlı kaynak şeklinde kullanılmıştır (Skowronek 2017), (Kemikler 2019). Bu radyoizotoplar ilk kanser tedavilerinde önemli bir yer sahipti ancak günümüzde birçoğu doğal radyoizotopların dezavantajlarını ortadan kaldıran yapay radyoizotoplarla yer değiştirildi. Günümüzde çok sayıda, neredeyse 1000'den fazla yapay olarak elde edilmiş radyoizotop var. Sezyum-137 (^{137}Cs) ve İridyum-192'nin (^{192}Ir) kullanılmaya başlanması ile daha düşük enerjili ve daha kolay zırhlanabilir olmalarından dolayı tedaviyi uygulayan operatörün aldığı radyasyon dozu azaldı. 1957 yılında ise Stronsiyum-90 (^{90}Sr) kullanılarak geliştirilmiş göz aplikatörü ile göz tümörü tedavisi uygulanmaya başlandı. Kalıcı implantlar öncelikle ^{198}Au ve ^{125}I

kullanılarak yapılırken, 1980’lerden itibaren prostat kanseri tedavisinde düşük enerjili foton kaynakları olan ^{125}I , Paladyum-103 (^{103}Pd) ve Sezyum-131 (^{131}Cs) kullanılmaktadır (Skowronek 2017), (Kemikler 2019). Brakiterapide kullanılan beta kaynaklarına ek olarak Renyum-188 (^{188}Re) ve Fosfor-32 (^{32}P) radyoizotopları eklenebilir. Çizelge 2.1’de bahsi geçen radyoizotopların bazı özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.1 Brakiterapide kullanılan bazı radyoizotoplar (Suntharalingam vd. 2012)

Radyoizotop	Yarı Ömür	Işın Tipi	Ortalama Gama Enerjisi (MeV)	Ortalama Beta Enerjisi (MeV)
^{137}Cs	30,08 yıl	Beta, Gama	0,662	0,187
^{60}Co	5,27 yıl	Beta, Gama	1,25	0,096
^{192}Ir	73,829 gün	Beta, Gama	0,380	0,179
^{125}I	59,40 gün	Gama	0,035	-
^{103}Pd	16,99 gün	Gama	0,021	-
^{198}Au	2,69 gün	Beta, Gama	0,412	0,313

Brakiterapi tedavisinde kullanılacak radyoaktif kaynağın seçilmesinde; kaynağın foton veya beta enerjileri, ışının/parçacığın dokudaki giriciliği, kapsüllenmesi ve bu amaçla seçilecek zırhlama materyalleri, materyalin yarı değer kalınlığı, kaynağın yarı ömrü ve kaynağa olan mesafe ile dozun ters kare azalımı gibi fiziksel ve doz hızı gibi dozimetrik özellikler arasında bir optimizasyon yapılır (Beddar 2014).

2.2 Praseodim-142 Radyoizotopunun Özellikleri

Doğal olarak bulunan Praseodim (^{59}Pr) elementinin doğada bulunan ve kararlı olan tek izotopu (^{141}Pr), %100 doğal bolluكتadır. Lantanit elementler arasında yer alan nadir bir toprak elementinin atom ağırlığı 140,91 ve yoğunluğu $6,77 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ ’tür (<https://www.wikizero.com/tr/Praseodim>). Nötronla aktiflendiğinde oluşan Praseodim-142 (^{142}Pr) radyoizotopu 19,14(4) saat yarı ömre sahiptir (DDEP, 2020).

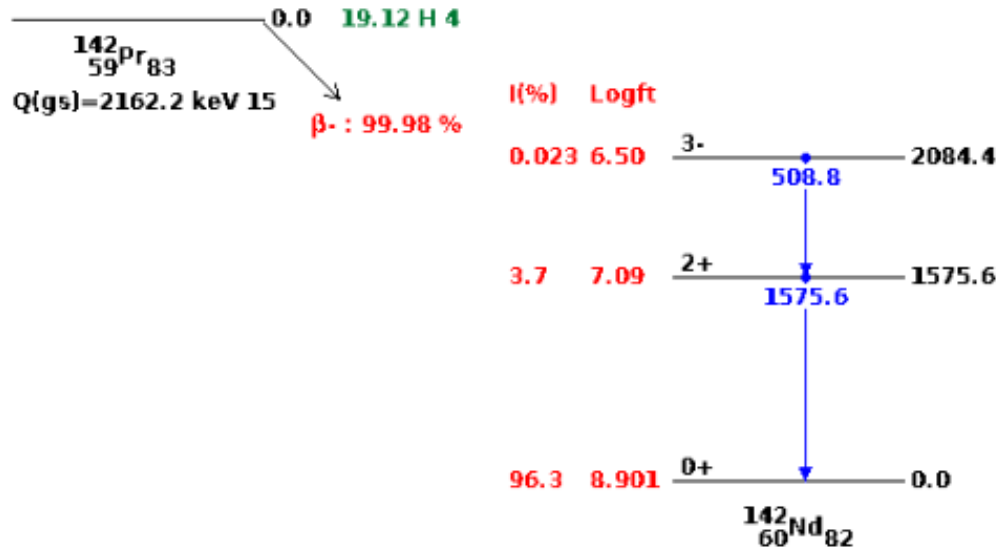
^{142}Pr radyoizotopu doğal ^{141}Pr elementinin termal nötron yakalama $^{141}\text{Pr}(n,\gamma)^{142}\text{Pr}$ tepkimesiyle kolayca elde edilir. Bu reaksiyon için termal nötron yakalama tesir kesiti (σ) ise 11,5 barn'dır. ^{142}Pr bozunarak Neodim-142 (^{142}Nd) izotopunu oluştururken %99,98 olasılıkla beta bozunumu yapar. Bu bozunum esnasında maksimum enerjisi 2,16 MeV (%96,3 yayınlanma olasılığıyla) ve ortalama enerjisi 0,810 MeV olan yüksek enerjili beta parçacıkları yayımlar. Ayrıca %0,02 gibi düşük bir olasılık ile elektron yakalama sonucu Seryum-142 (^{142}Ce) izotopunu ortaya çıkarır. Aşağıdaki çizelgede ^{142}Pr 'nin bozunumuyla alakalı sayısal veriler Çizelge 2.2'de, ^{142}Ce ve ^{142}Nd izotoplarına bozunma şemaları ise sırasıyla Şekil 2.4 ve 2.5'te verilmiştir.

Çizelge 2.2 ^{142}Pr 'nin bozunum verileri (NNDC, 2020a)

Bozunum Türü	Bozunum Olasılığı	Ürün	Radyasyon Türü	Enerji (keV)		Yayınlanma Olasılığı
				Ortalama Enerji (keV)	Maksimum Enerji (keV)	
Elektron Yakalama	%0,0164	^{142}Ce	Gama		642,0	0,00221%
			Düşük olasılıkları sebebiyle ihmal edilebilir X ışınları ve Auger elektronları yayımlanır.			
Beta Bozunumu	%99,9836	^{142}Nd	Beta	20,14	77,8	0,023%
			Beta	182,78	586,6	3,7%
			Beta	834,2	2162,2	96,3%
			Gama		508,8	0,023%
			Gama		1575,6	3,7%



Şekil 2.4 ^{142}Pr 'nin ^{142}Ce 'ye bozunma şeması (NNDC, 2020b)



Şekil 2.5 ^{142}Pr 'nin ^{142}Nd 'ye bozunma şeması (NNDC, 2020b)

^{142}Pr 'in şimdiye kadar brakiterapi alanında radyoaktif kaynak olarak hiç kullanılmamış olmasına rağmen, sahip olduğu bazı özelliklerinden dolayı alternatif bir beta kaynağı olarak kullanılabilir (Yücel 2020a). ^{142}Pr 'nin yüksek enerjili sayılabilecek gamalarının düşük şiddetli (%3,7) olması ve düşük gama dozu dönüşüm katsayısına (0,058 MeV/Bq.s) sahip olması nedeniyle sağlıklı dokulara verebilecek olduğu istenmeyen ilave gama dozu ihmal edilebilecek düzeydedir. Bunun yanı sıra ürün izotopun (^{142}Nd) taban seviyesine geçişte yüksek beta yayınlama olasılığı (%96,3) ile yüksek enerjili betaların (2,162 MeV) olması ve bu betaların doz dönüşüm katsayısının yüksek olması (0,810 MeV/Bq.s), aynı zamanda üretimlerinde çok yüksek bir özgül aktiviteye (42,66(9) 10^{15} Bq·g⁻¹) sahip olması ve uygun olması tedavi süresini kısaltılması konusunda avantajlar sağlayacaktır.

2.3 ^{142}Pr 'nin Diğer Brakiterapi Kaynaklarıyla Karşılaştırılması

Brakiterapide gama yayınlayan radyoizotopların kullanılması, gamaların vücut dokusundaki menzillerinin uzun olmasından dolayı istenmeyen ekstra doza neden olur. Bu da istenmeyen bir durum olan, kanserli hücrelerin yanı sıra sağlıklı dokuların da gereksiz radyasyona maruz kalarak zarar görmesine neden olur. Bu nedenle brakiterapide dokudaki menzilleri (ulaşma uzaklıkları) gama kaynaklarına kıyasla çok daha kısa olan beta yayınlayıcı kaynaklar kullanılmaya başlandı. Menzillerinin kısa olmasından dolayı beta kaynaklarının kanserli hücreleri çevreleyen sağlıklı hücrelere verebilecekleri

radasyondan kaynaklı doz değeri de gamalara göre oldukça azdır. Bütün bunların sonucu olarak brakiterapi amaçlı beta kaynakları üretimi ve uygulamalarda kullanımı giderek artmaktadır.

Şuan brakiterapide kullanılmayan ^{142}Pr radyoizotopunun, günümüzde kullanılmakta olan ve yüksek doz hızı (HDR) veren kaynaklara göre bazı avantajları vardır. ^{137}Cs ve ^{192}Ir HDR kaynak olarak kullanılan kaynaklardandır. Bu üç radyoizotopun bazı özellikleri Çizelge 2.3’de verilmiştir.

Çizelge 2.3’teki bozunma özelliklerine göre gama yayınlayıcısı olan ^{137}Cs kaynağı HDR kaynak olarak kullanıldığında yüksek yayınlama şiddetine sahip (%85,10) fotonlarının menziline dolaylı tümörlü bölgeyi geçerek sağlıklı hücrelere ulaşacak ve yüksek doz dönüşüm katsayısı ($D_\gamma=0,563 \text{ MeV/Bq-s}$) nedeniyle istenmeyen ilave doza neden olacaktır. ^{142}Pr ise beta yayınlayıcısı olduğundan dokuda 1 cm’den daha az bir menzile sahip olduğundan ^{137}Cs ’e göre istenmeyen gama dozu 9,7 kat daha düşüktür. Ayrıca ^{142}Pr kaynağının ortalama beta enerjisinin (810 keV), ^{137}Cs kaynağının sahip olduğu ortalama beta enerjisinden yüksek olmasıyla birlikte beta doz dönüşüm katsayısı da ^{137}Cs ’ninkinin 4,33 katı kadardır. Bu sayede ^{142}Pr ’nin tümöre vereceği beta dozu her zaman daha fazla olacaktır. Yani aynı aktiviteli bu iki kaynaktan ^{142}Pr daha kısa sürede ve daha yüksek oranda beta dozu sağlayacaktır. Gama dozları kıyaslanırsa, ^{142}Pr çok zayıf şiddetli (%3,7) ve yüksek enerjili tek bir gama yayınlarken doz dönüşüm katsayısı ($D_\gamma=0,058 \text{ MeV/Bq-s}$) gerçekten çok düşük olduğundan sağlıklı dokuya verdiği ilave gama dozu ihmal edilebilir boyutta az olacaktır. Ayrıca ^{142}Pr ’nin bu gama dozu, ^{137}Cs ’un gama doz dönüşüm katsayısının neredeyse %10,3 ‘ü kadar olan bir doz dönüşüm katsayısına sahip olması sebebiyle ^{137}Cs ’den çok daha az olacaktır. Tüm bu karşılaştırmalar sonucu ^{137}Cs yerine ^{142}Pr tercih edilmesiyle tedavi süresinin kısılacağı ve sağlıklı dokuların alacağı istenmeyen doz oranının ise azalacağı ifade edilebilir (Yücel 2020a).

Çizelge 2.3 ^{137}Cs , ^{142}Pr ve ^{192}Ir radyoizotoplarına ait bazı sayısal değerler (NNDC, 2020c)

		^{137}Cs	^{142}Pr	^{192}Ir
Yarı Ömrü		30,08 yıl	19,12 saat	73,83 gün
Radyasyon Enerjisi	Beta	1,175 MeV ($\beta_{\text{mak.}}$) 0,187 MeV ($\beta_{\text{ort.}}$)	2,162 MeV ($\beta_{\text{mak.}}$) 0,810 MeV ($\beta_{\text{ort.}}$)	0,670 MeV ($\beta_{\text{mak.}}$) 0,179 MeV ($\beta_{\text{ort.}}$)
	Gama	0,662 MeV	1,576 MeV	0,296 MeV 0,308 MeV 0,317 MeV 0,468 MeV
	X-Işını	31,817 keV 32,194 keV	- -	65,122 keV 66,831 keV
Yayınlanma Şiddeti (%)	Beta	5,30 100	96,3 100	47,98 95,11 28,71
	Gama	85,10	3,7	29,70 82,86 47,84
	X-Işını	1,99 3,64	- -	2,62 4,44
Doz Dönüşüm Katsayısı (MeV/Bq.s)	Beta	0,022 0,187	0,803 0,810	0,100 0,170 0,085
	Gama	0,563	0,058	0,092 0,262 0,224
	X-Işını	$6,34 \times 10^{-4}$ 0,001	- -	0,002 0,003

Aynı değerlendirmeleri ^{192}Ir ve ^{142}Pr kıyaslanarak yapılırsa, daha düşük beta enerjisi ve şiddetine sahip olmanın yanı sıra ^{192}Ir radyoizotopunun hem ortalama beta enerjisinin (441,9 keV, %0,0175 toplam beta yayınlanma olasılığı) düşük olması hem de beta doz dönüşüm katsayısı ($7,734 \times 10^{-5}$ MeV/Bq.s) ^{142}Pr 'nin doz dönüşüm katsayısından (0,810 MeV/Bq.s) çok düşük olması nedeniyle çok az bir beta dozu sağlar (NNDC, 2020). Bu durum, ancak verilen temelde gama dozuyla tedavi süresini uzatırken ayrıca yayınlamış olduğu gamalar nedeniyle de tümör çevresindeki sağlıklı dokularda da istenmeyen ilave gama dozuna neden olacaktır.

2.4 Nötron Aktivasyonu

Nötronların temel olarak dört adet üretilme mekanizması vardır; nükleer reaktörler, radyoaktif nötron kaynakları, fotonükleer reaksiyonlar ve nötron jeneratörleridir. Bu mekanizmalar arasında nötron üretiminde en fazla kullanılan sistem nükleer reaktörlerdir. Nötronların yüksüz oldukları için atom elektronları ile etkileşim olasılıkları çok düşüktür. Ancak yüklü parçacıklara nazaran atom çekirdeğine daha kolay ulaşabilirler. Nötronların madde ile etkileştiklerinde saçılma ya da soğurulma olayları çekirdek yapıları ile etkileşimlerde gözlemlenir. Nötron aktivasyonun da temeli olan (n,γ) reaksiyonu nötronun soğurulma reaksiyonlarından birisidir. Bu reaksiyonda hedef elementin ilgili izotopu nötron yakalama sonucu kütle numarasını bir arttırarak başka bir izotop oluşturur. Nötronların hedefin radyoaktivitesini indüklemesi ve oluşan bu yeni izotopun (ürün elementinin) kararsız olması durumu nötron aktivasyonu olarak adlandırılır (Yücel 2020b). Bu tepkimenin sembolik olarak gösterimleri aşağıdaki gibidir:



Burada n nötronu, γ gama ışınını, X hedef çekirdeğini ve Y radyoaktif ürün çekirdeğini simgelemektedir. Bu tepkimenin gerçekleşebilme olasılığı ise tesir kesiti ifadesiyle tanımlanırken birimi barn ($=10^{-24} \text{ cm}^2$) ve sembolü σ'dır. Tepkimenin tesir kesiti nötron enerjisi ve hedef elementin kütle numarasına bağlıdır. Düşük nötron enerjilerinde ve ağır kütleli sayılabilecek çekirdeklerde (n,γ) reaksiyonu gerçekleşme ihtimali daha yüksektir. Elde edilen aktivite ise reaksiyon tesir kesitine, birim zamanda birim alandaki nötron sayısına (nötron akısına), tepkimeye giren çekirdek sayısına, hedef çekirdeğin doğadaki bolluğuna ve nötrona maruz kalma süresine bağlıdır. Herhangi bir zamanki aktivite değeri (A) Eşitlik 2.3 ile elde edilir.

$$A = \phi \times \sigma \times \frac{m \times N_A}{M} \times \theta \times (1 - e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}} t_{irr}}) \times e^{-\lambda t_d} \quad (2.3)$$

Burada ϕ nötron akısını, σ tesir kesitini, m hedef kütlelerini, N_A Avogadro sayısını ($6,02 \times 10^{23}$), M hedef elementin atom kütlelerini, θ izotop bolluğunu, $t_{1/2}$ ürün

radyoizotopunun yarı ömrünü ve t_{irr} nötron ile ışınlama süresini ifade etmektedir. t_d ise ışınlama bitiminden aktivitenin hesaplandığı zamana kadar geçen süredir.

Aktivite hesabı yapılırken farklı nötron enerjileri için farklı tesir kesitleri kullanılır. (n, γ) reaksiyonlarında kullanılan nötron demetinin içinde farklı enerjilerde nötronların bulunması durumunda, örneğin hem termal hem de epitermal nötronların bulunması durumu ayrı ayrı ele alınır. Epitermal nötronlar için σ terimi yerine integral tesir kesiti (I_0) kullanılır (Karadağ vd. 2003).

2.5 Radyokromik Film Dozimetri

Radyokromik film kullanımı 1960'lı yıllarında başlamış, gelişen teknolojiyle birlikte yeni radyokromik filmler de gelişmeye devam etmiş ve bazı özellikleri nedeniyle brakiterapi alanında tercih sebebi olmuştur. Doku eşdeğeri olması, yüksek uzaysal çözünürlükte olması, düşük enerji bağımlılığının olması, geniş enerji aralığına sahip olmaları (10^{-2} - 10^6 Gy), ucuz olması, ince, sağlam ve esnek olması, suya dayanıklı olması ve üzerindeki dozu 2 boyutta doz bilgisi vermesi başlıca avantajları arasında yer almaktadır. Ayrıca görünür ışığa hassasiyetinin az olması ve dolayısıyla normal oda ışığında filmin hazırlanması ve kullanılması için eşsiz bir kolaylık sağlamaktadır (Aksoy 2014).

Önemli bir diğer avantajı ise klasik radyografi filmlerindeki banyo gereksinimi olmamasıdır. Radyokromik filmler ışınlama sonrası herhangi bir kimyasal işleme gerek kalmadan renk değiştirirler. Filmin duyarlı tabakasında depolanan radyasyon dozu depolanan enerji miktarına bağlı olarak aktif bileşenin yani radyoduyarlı monomerlerin polimerleşmesini başlatır. Filmin radyasyon karşısındaki yanıtı herhangi bir fotometrik cihaz ile kolaylıkla ölçülebilen optik yoğunluk değişimi ile ifade edilir (Devic vd. 2016).

HD-810, MD-55 ve HS gibi nispeten duyarsız ve küçük boyutlu film modellerinden sonra radyokromik film alanındaki gelişmeler EBT film modellerine öncülük etmiştir. 2004 yılında piyasaya sürülen Gafkromik EBT film radyasyon terapisindeki dozlarda kullanıma uygun ilk radyokromik film modelidir. 2009 yılında Gafkromik EBT filminin

yerini Gafkromik EBT2 film almış, ilave iyileştirmeler sonucunda 2011 yılında ise Gafkromik EBT3 filmi piyasaya sürülmüştür (Borca vd. 2012).

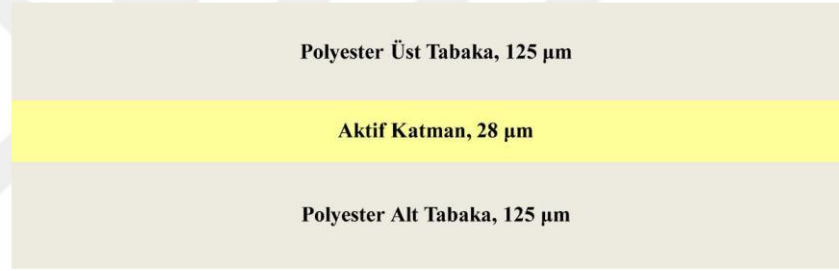
Radyokromik film modellerinde aktif tabaka farklılık göstermektedir. EBT model filmlerden önceki filmlerde pentacosa-10, 12-diynoic acid (PCDA) aktif bileşik olarak kullanılıyordu. EBT modellerinde bu bileşiğin lithium pentacosa-10, 12-diynoate (LİPCDA) ile değiştirilmesiyle filmler 10 kat daha doza duyarlı olmuştur (Çelebi 2018). Bu iki bileşiğin kompozisyonları aşağıda verilmiştir (Çizelge 2.4). EBT3 filmlerin duyarlılığındaki artışın bir diğer sebebi ise duyarlı tabakanın kalınlığının artmasıdır.

Çizelge 2.4 Aktif bileşik kompozisyonları (Çelebi 2018)

	H (%)	C (%)	N (%)	O (%)	Li (%)	Cl (%)
PCDA	9	57	16	18	-	-
LİPCDA	39,7	42,3	1,1	6,2	0,3	0,3

EBT filmlerinin soğurma spektrumuna bakıldığında en yüksek soğurulma kırmızı ışıktadır. Üreticilere göre, eğer soğurma spektrumunun kırmızı kısmı kullanılırsa, EBT filmin kullanım aralığı 8 Gy e kadardı. Ama tüm 3 kanal da kullanılırsa 100 Gy üzerine çıkabilir. EBT filmler 0,2 Gy – 100 Gy aralığındaki dozları ölçebilir (belirsizlik %2 den daha iyi). 3 kanal kullanımıyla meydana gelen bu doz genişlemesi EBT film modeli için rapor edilmiş ama aynı durum herhangi bir Gafkromik film için de söz konusu denebilir (Devic 2010). Doz ölçüm belirsizliğinin %2 si filmin duyarlı tabakasındaki düzensizliğe bağlanmıştır. Teknolojinin gelişmesi üreticilerin kaplama teknolojisini etkilemiş ve film düzensizliğinde gelişmelere neden olmuştur. EBT filmin bu düzensizlik seviyesi öncekilerden çok daha iyi olmasına ve klinik uygulamalar için kabul edilebilir bir belirsizlikle sonuçlanmasına rağmen üreticiler EBT2 Gafkromik film modeli ile duyarlı tabakaya sarı bir boya ekleyerek filmin tepki belirsizliğini daha da geliştirdiler. Üreticiye göre marker boya olarak bahsedilen bu boyanın amacı, aktif tabakanın kalınlığındaki güç algılanan farklılıkları düzeltmektir (Devic 2010).

EBT3 Gafkromik film modeli EBT2 filmlerine benzeyen özellikler taşır. İki filmde kullanılan aktif sıvı ve kaplama yöntemi aynıdır ama EBT3 filmleri düşük enerjilerde kullanılmaya daha uygundur. EBT2 filmine göre EBT3 filminin en önemli farkı yapısındaki 28 μm kalınlığındaki aktif katmanın alt ve üstündeki polyester tabakaların kalınlıklarının aynı olmasıdır (125 μm). Şekil 2.6'deki EBT3 filminin yapısından da anlaşılacağı üzere film simetriktr. Bu durum sayesinde film kullanımında yöne bağımlılık ortadan kalkmış, tarama yapılan yüzünden kaynaklanabilecek olası optik yoğunluk ölçüm değişimlerinin (%değişim) önüne geçilmiştir. EBT3 film ile sağlanan bir diğer gelişme ise film dozimetri ölçüm sonuçları üzerinde etkili olabilecek bir parametre olan Newton halkalarının oluşumunu engellemek amacıyla özel bir işlem uygulanarak polyester tabakaların yüzeylerindeki mikroskobik silika parçacıkları yüzeye gömülerek yüzeydeki miktarının %1'in çok daha altına düşürülmesidir (Çelebi 2018).



Şekil 2.6 EBT3 Gafkromik film yapısı (Çelebi 2018)

Radyokromik film dozimetri sistemi 2 aşamadan oluşur. İlk aşama kalibrasyon işlemidir. Radyokromik filmin yanıtını yani optik yoğunluktaki farkı soğurulan doza çevirmek için kalibrasyon eğrisi gereklidir. Bu aşamada bir film tarayıcısı yardımıyla bilinen doz değerleriyle ışınlanan film parçalarından optik yoğunluk değerleri belirlenerek optik yoğunluk-doz grafiği elde edilir ve datalar uygun bir fonksiyona fit edilir. Üretici film tabakalarının kompozisyonlarını değiştirmiş olabilir. Bu yüzden aynı film modeli için bile duyarlılık ve kalibrasyon eğrileri bir parti filminden diğerine değişebilir. Yani eğer yeni parti film kullanılacaksa yeni bir kalibrasyon eğrisi oluşturulmalıdır. Daha sonra ikinci aşamada bu eğri fonksiyonu kullanılarak ışınlanmış filmlerin optik yoğunluklarından bilinmeyen soğurulan doz değerlerine geçilir. Radyokromik filmin ışınlamaya karşı cevabı optik yoğunluğundaki değişim ile ifade edilir. Net optik yoğunluk aynı film parçasının ışınlama öncesi ve sonrası optik yoğunluklarını temsil eder.

Sıcaklık, görünür ışık, tarama ışığı, nem gibi çevre şartları nedeniyle filmin soğurulmasında meydana gelen değişimi hesaba katabilmek amacıyla kontrol filmleri kullanılır. Kontrol filmindeki radyasyon kaynaklı değişiklikler dışındaki soğurma değişimlerinin hepsinin sayılabilmesi için bu filmin asıl doz ölçümü için kullanılan ışınlanmış filmle aynı şekilde ve büyüklükte olması gerekir. Kontrol filmlerin ve asıl filmlerin aynı şekilde kullanılması gerekir. Asıl filmde sadece ışınlamadan kaynaklanan net optik yoğunluk değişimi, asıl filmin optik yoğunluk değişiminden kontrol filminin optik yoğunluk değişimi çıkarılarak elde edilir. Yalnızca radyasyondan kaynaklanan net optik yoğunluk değişimi (Δ_{netOD}) film tarayıcısından elde edilen görüntülerin ortalama piksel değerleri (PV) kullanılarak aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$\Delta_{netOD} = \log_{10} \left(\frac{PV_{\text{öncesi}}}{PV_{\text{sonrası}}} \right) - \log_{10} \left(\frac{PV_{\text{öncesi}}^{\text{kontrol}}}{PV_{\text{sonrası}}^{\text{kontrol}}} \right) \quad (2.4)$$

Bu eşitlikte ilk parametredeki değerler ışınlanan filmlerin, ikinci parametredekiler ise kontrol filmlerinin ışınlama öncesi ve ışınlama sonrası tarama görüntülerinin ortalama piksel değerlerini göstermektedir. Elde edilen net optik yoğunluğunun standart sapmasını hesaplamak için

$$\sigma(\Delta_{netOD}) = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left[\frac{(\sigma_{\text{öncesi}})^2}{(PV_{\text{öncesi}})^2} \right] + \left[\frac{(\sigma_{\text{sonrası}})^2}{(PV_{\text{sonrası}})^2} \right] + \left[\frac{(PV_{\text{öncesi}} - PV_{\text{sonrası}})^2}{(PV_{\text{öncesi}} \times PV_{\text{sonrası}})^2} \right] + \left[\frac{(\sigma_{\text{öncesi}}^{\text{kontrol}})^2}{(PV_{\text{öncesi}}^{\text{kontrol}})^2} \right] + \left[\frac{(\sigma_{\text{sonrası}}^{\text{kontrol}})^2}{(PV_{\text{sonrası}}^{\text{kontrol}})^2} \right] + \left[\frac{(PV_{\text{öncesi}}^{\text{kontrol}} - PV_{\text{sonrası}}^{\text{kontrol}})^2}{(PV_{\text{öncesi}}^{\text{kontrol}} \times PV_{\text{sonrası}}^{\text{kontrol}})^2} \right]} \quad (2.5)$$

eşitliği kullanılır. Burada σ tarama sonrası alınan görüntülerde elde edilen ortalama piksel değerlerinin standart sapmalarıdır. Ölçümdeki değişim yüzdesi ise eşitlik 2.4 ve 2.5 kullanılarak hesaplanır.

$$\% \text{ Değişim} = \frac{\sigma(\Delta_{netOD})}{\Delta_{netOD}} \times 100 \quad (2.6)$$

Gafkromik filmlerdeki bir diğer durum ise polimerizasyonun sonsuza kadar devam etmesidir. Bu nedenle film taranmadan önce kararmanın dengeye ulaşması için bir süre beklenmesi gerekir. Literatürde ışınlama sonrasında 24 saat beklendikten sonra tarama yapılması önerilmektedir.

Film tarayıcı; kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere 3 renk ışık ile tarama yapar. Düşük dozlarda kırmızı ışık daha az soğuruluyor, filminden daha çok ışık geçmiş oluyor ve bunun sonucunda daha az hata payı ile daha doğru ve net bir görüntü elde ediliyor. Bu yüzden düşük dozlarda kırmızı kanalın kullanılması öneriliyor. Yüksek dozlarda ise mavi kanal öneriliyor. Hata payı düşük dozlarda daha yüksek olsa da en az hata kırmızı kanalda olur. Artan doz ile hata payları 3 renk kanalında da azalma gösterir (Devic 2010).

Radyokromik film dozimetri sisteminde dikkat edilmesi gereken bir diğer husus ise filmlerin ışınlama öncesi ve sonrası taranırken tarayıcıya aynı doğrultuda yerleştirilmeleridir. Filmlerin duyarlı tabakasının yapısı karışık ve kristal şeklindedir. Farklı doğrultuda konulması durumunda gelen ışığa tepkileri farklı olabilir. Bu durum ölçüm sonuçlarının da değişmesine neden olabilir. Söz konusu değişim kırmızı kanalda daha fazladır.

2.6 Beta Radyoaktif Kaynakların Parçacık Transmisyonu

Tek enerjili (monoenerjetik) elektronların aksine, beta parçacıkları bir radyoaktif kaynaktan enerjisi 0 ila $E_{\max}$ arasında değişen bir dağılım şeklinde yayınlanır. Bir tabakayı birim zamanda geçen parçacıkların sayısı, artan tabaka kalınlığı ile üstel şekilde azalır.

$$z = z_0 e^{-\mu_a x} \quad (2.7)$$

veya

$$z = z_0 e^{-(\mu_a/\rho) \cdot d} \quad (2.8)$$

Burada, μ_a betalar için lineer soğurma katsayısı ve μ_a/ρ kütle soğurma katsayısıdır. Kaynaktan birim zamanda yayınlanan n parçacık sayısının yarıya düşürdüğü $z_0/2$ 'ye karşılık gelen yarı değer kalınlığı $d_{1/2} = \ln 2 / (\mu_a/\rho)$ ancak bu soğurumun üstel davranışı $d > 3d_{1/2}$ den sonra deneysel olarak saptığı ifade edilmektedir (Dörschel vd. 1995). Bu nedenle kaynağın kılıf (kapsül) kalınlığının malzeme cinsi dikkate alınarak doğru belirlenmesi önemlidir. Belirli bir hacme sahip radyoaktif kaynaktan yayımlanan beta radyasyonun bir kısmı kaynağın kendisi tarafından veya radyasyonun yayılma yönündeki kılıf tarafından malzeme tipine ve kalınlığına göre soğurulur.

Flammersfeld formülüne göre beta menzili kullanılarak kılıftan geçen betaların yüzdesi hesaplanır. Flammersfeld formülü:

$$\rho \cdot R_{maks} (g/cm^2) = 0,11 \left\{ \sqrt{1 + 22,4(E_{\beta,maks})^2} - 1 \right\} \quad (2.9)$$

Burada R_{maks} betaların maksimum menzili, ρ malzeme yoğunluğunu ve $E_{\beta,maks}$ ise maksimum beta enerjisini (MeV) ifade etmektedir (Dörschel vd. 1995).

2.7 Havadaki Doz Hızı Hesabı

Beta Doz Hızı:

Radyoaktif disk bir kaynağın her bir yüzeyinden çıkan beta radyasyonu nedeniyle meydana gelen doz hızı (Gy/s) hesaplanırken Eşitlik 2.10 kullanılır.

$$\dot{D}_{\beta} = \frac{A \times f_{\beta}}{\pi \times r^2} \times E_{\beta,maks} \times 1,602 \times 10^{-13} \times \frac{1}{\rho_{hava} \times R_{maks}} \times 1000 \quad (2.10)$$

Burada A aktivite (Bq), r kaynak yarıçapı, $E_{\beta,maks}$ maksimum beta enerjisi, ρ_{hava} havanın yoğunluğu ve R_{maks} betaların havadaki menzildir. Burada $1kg=1000g$ ve $1MeV=1,602 \times 10^{-13} J$ dönüşüm faktörleri kullanılmıştır.

Gama Doz Hızı:

Radyoaktif disk kaynaklar tarafından yayımlanan gamaların havadaki doz hızlarını (Gy/saniye) tek yüzeyini dikkate alarak hesaplamak için Eşitlik 2.11 kullanılır.

$$\dot{D}_{\gamma} = \frac{A \times f_{\gamma}}{\pi \times r^2} \times e^{-(\mu/\rho)\rho_{hava}d} \times (\mu_{en}/\rho) \times E_{\gamma} \times 1,602 \times 10^{-13} \times 1000 \quad (2.11)$$

Burada d doz hızının hesaplandığı kaynak noktanın kaynak yüzeyine mesafesi ve E_{γ} ise kaynağın gama enerjisidir. μ/ρ ile μ_{en}/ρ terimleri sırasıyla lineer azalım ve kütle

soğurma katsayılarıdır. Bu μ/ρ ile μ_{en}/ρ ‘nun hava ortamında veya başka ortamlar için sayısal değerleri NIST veri tabanından sağlanabilir (NIST XCOM, 2020)



3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 ¹⁴²Pr Disk Kaynağının Hazırlanması ve Üretilmesi

Praseodim elementinin doğada bulunan tek izotopu Praseodim-141'dir (¹⁴¹Pr). Bu elementin oksit hali (Pr₂O₃) kararlıdır ve az da olsa nem çekici bir özelliğe sahiptir. Bu nedenle disk hazırlanmadan önce olası nemin giderilmesi için ilk olarak Pr₂O₃ tozu 105°C de 72 saat süreyle etüvde kurutulmuştur.



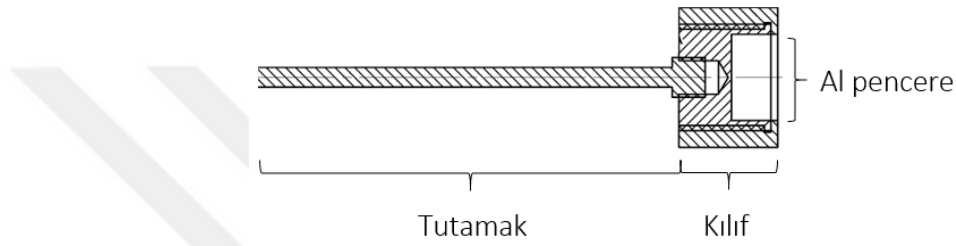
Şekil 3.1 Praseodim oksit ve selüloz bağlayıcı karışımı

Fırınlanan Pr₂O₃ tozunun belirli bir miktarı homojen şekilde selüloz ile agatta yeterli süre karıştırılmıştır. Oksit tozunu bağlayıcı olarak selüloz (C₆H₁₀O₅) kullanılmıştır. Şekil 3.1'de de gösterildiği gibi belli bir oranda karıştırılarak homojen hale getirildikten sonra Şekil 3.2'deki hidrolik çelik kaviteli bir pres (specac marka) aleti vasıtasıyla 9 t/cm² basınçta preslenerek pelet haline getirilmiştir. Bu çalışmada amaca uygun olarak, 13mm çaplı peletler elde edilmiştir.



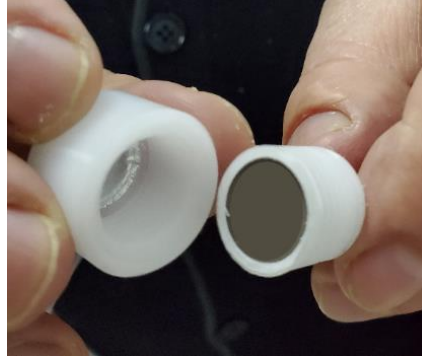
Şekil 3.2 Laboratuvar tipi hidrolik pres

İstanbul Teknik Üniversitesi Enerji Enstitüsü'nde bulunan 250 kW gücündeki Triga Mark II eğitim ve araştırma reaktöründe gerçekleştirilen ilk ışınlama 01.10.2019 tarihinde, saat 10:24'te P-4 ve P-5 olarak kodlanan peletler ile gerçekleştirilmiştir. Işınlama gerçekleştirilmeden önce net ağırlık ve kalınlıkları not edilen peletler 25 dakika süreyle nötron akısına maruz bırakılarak Praseodim-142 (^{142}Pr) radyoaktif disk kaynaklar üretilmiştir. Daha sonra Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsüne (AÜ-NBE) getirilen kaynaklar aktiviteleri bitene kadar kaynak karakterizasyonuna yönelik ölçümlerde kullanılmıştır.



Şekil 3.3 Pelet için özel olarak tasarlanmış göz aplikatörü (Yücel 2020a)

İlk ışınlama sonrası elde edilen disk kaynaklar ile yapılan çalışmalar sonucu kazanılan deneyimler ışığında, ikinci ışınlama için hazırlanan peletlerin net ağırlığı ve kalınlığı belirlendikten sonra, kolay taşınabilmesi, taşıma veya ışınlama esnasında zarar görmemesi, kullanımı esnasında direkt temastan kaçınılması ve olası kontaminasyonun önlenmesi amacıyla özel olarak üretilen polietilen aplikatörler içerisine yerleştirildi. Tutamak ve silindirik pelet kılıfı olarak birbirinden ayrılabilen 2 parçadan oluşan Alüminyum (Al) pencereli aplikatörün kesit görüntüsü Şekil 3.3'te gösterilmiştir. Aplikatörün teknik çizim detayları, 118S106 kodlu projenin 2. Gelişme Raporunda verilmiştir (Yücel, Mayıs 2020, 118S616 Proje Gelişme Raporu). Aplikatör içine peletlere destek olması, yerlerini koruması ve kılıf içerisindeki hareketlerini engellemesi amacıyla arka kısmına şok emici pamuk yerleştirilmiştir ve peletler Şekil 3.4'teki gibi, direkt pencere alanını görecekte şekilde konumlandırılmıştır.



Şekil 3.4 Peletin HDPE aplikatöre yerleştirilmesi

Disk peletlerin her birisi, aplikatöre yerleştirildikten sonra tutamak kısımları çıkarılarak radyoaktif kaynağa dönüştürülmek üzere İstanbul Teknik Üniversitesi Enerji Enstitüsü'nde bulunan Triga Mark II eğitim ve araştırma reaktörüne götürülmüş ve 05.03.2020 tarihinde ikinci ışınlama gerçekleştirilmiştir. Akı belirleme standart altın foillerin çıplak ve kadmiyum kılıflı ışınlamalar sonucu elde edile aktivitelerinin bir HPGe dedektörde 118S616 kodlu projenin iş paketi olarak ölçülmüştür ve aktivite hesabı için standart foil nötron aktivasyon yöntemi kullanılmıştır (Yücel vd. 2014). Işınlama esnasında reaktörün merkezi ışınlama sistemindeki nötron akısı $2,5 \times 10^{12}$ nötron $\cdot$ cm $^{-2}$ ·s $^{-1}$ olarak ölçülmüştür (Yücel, 2020a). Kılıflanmış peletler saat 14:36'da 25 dakikalık nötron akısına maruz bırakılarak NAA yöntemi ile Praseodim-142 (^{142}Pr) radyoaktif kaynaklar üretilmiştir. Reaktörde üretilen ^{142}Pr kaynakları, esas olarak beta (%99,98) yayınlamakla birlikte aynı zamanda %3,7 şiddette gama radyasyonu da yayımladığından özel olarak tasarlanmış kurşun zırh içerisinde Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsüne (AÜ-NBE) getirilmiştir. Burada P-9 kodlu disk kaynak (pelet) aktivitesi bitene kadar bu tez çalışmasına yönelik ölçümlerde kullanılırken, diğer peletlerden (P-6, P-7, P-8 kodlu) hazırlanan ^{142}Pr disk kaynaklar ise 118S106 kodlu TÜBİTAK projesinin diğer iş paketleri kapsamında kullanılmıştır. Bu tez çalışması kapsamında kullanılan kaynakların (P4, P5 ve P9) bazı fiziksel özellikleri Çizelge 3.1'de verilmiştir.

Çizelge 3.1 Tez çalışmasında kullanılan kaynakların bazı özellikleri

Kaynak özellikleri	Disk Kaynaklar*		
Kod→	P-4	P-5	P-9
Çapı (mm)	13	13	13
Pr ₂ O ₃ Miktarı (mg)	150,6	225,4	251,2
Selüloz Miktarı (mg)	150,6	96,8	109,1
Yoğunluk (g·cm ⁻³)	2,15	2,74	2,51
	Aplikatör kullanılmamıştır		Aplikatör kullanılmıştır

*9 ton/cm² ile preslenerek üretilmiştir.

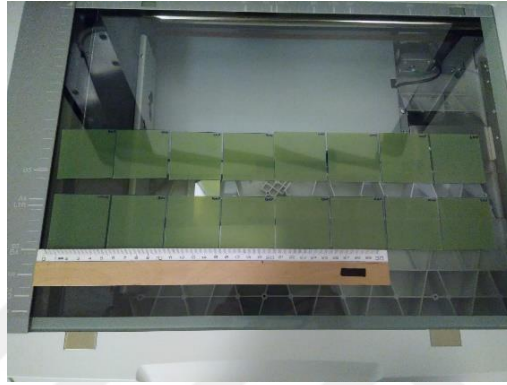
3.2 Radyokromik Film Dozimetri Kalibrasyonu

Bu tez çalışmasında dozimetrik ölçümler, Bölüm 2.6’da belirtilen avantajlarından dolayı Gafkromik EBT3 filmler ile yapılmıştır. İTÜ Triga Mark II Araştırma Reaktörü’nde 118S616 kodlu TÜBİTAK projesi kapsamında üretilen ¹⁴²Pr disk kaynak ile yapılacak ölçümlerin sonuçlarının doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için önce EBT3 film dozimetri sisteminin kalibrasyonu yapılmıştır. Bu amaçla Ankara Koru Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünden Gafkromik EBT3 filmleri temin edilerek, üç kanal (Kırmızı, Yeşil, Mavi) düz yatak (flatbed) Epson Expression 12000XL film tarayıcısı ve Elekta Versa HD marka 6 MV foton ve 6 MeV elektron demetleri sağlayabilen lineer hızlandırıcı kullanılarak kalibrasyon işlemi gerçekleştirildi.

Üretilen ¹⁴²Pr disk kaynağının temelde beta yayınlıyıcı olmasının yanı sıra gama ışınlarını da yayımlamasından dolayı 6 MeV’lik elektron ve 6 MV’lik foton enerjileri kullanılarak beta ve gama dozu ölçümlerinde kullanılmak üzere 2 farklı demet kalitesinde (foton ve elektron enerjisinde) doza karşı tepkisi belirlendi. EBT3 film kalibrasyonu işlemi filmlerin ışınlanması, taranması ve son olarak tarama sonucu elde edilen görüntülerin işlenmesi olarak yapılan çalışmalar ile üç aşamada tamamlandı.

Kalibrasyon işlemine, filmlerin uygun ölçülerde kesilmesi ve Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı cihazı kullanılarak ışınlanmasıyla başladı. Radyoterapide uluslararası olarak benimsenen TRS-398 medikal protokolüne uygun olarak foton ve elektron

demetlerinde farklı dozlar verilerek dozimetrik kalibrasyon yapılmıştır (IAEA TRS 398, 2006). Işınlama yapılmadan önce ışınlanacak filmlerin bir tanesi kontrol filmi olmak üzere 16 adet film 6 MV enerjilerinde ve diğer 16 adet film ise 6 MeV elektron enerjilerinde kullanılmak üzere 5cm x 5cm ölçülerinde toplam 32 adet EBT3 filmi kullanıldı. EBT3 filmlerinin Epson Expression 12000XL tarayıcıda görüntüsü alınarak filmlerin ışınlama öncesi görüntüleri kaydedildi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Işınlama öncesi EBT3 filmlerin Epson Expression 12000XL tarayıcıda okunması

6 MV enerjili fotonlar ile yapılan ışınlamaların doz ölçümleri için Çizelge 3.2’de teknik özellikleri verilen sertifikalı PTW 30013 Farmer tipi silindirik iyon odası kullanılmıştır (Şekil 3.6).

Çizelge 3.2 PTW 30013, su geçirmez Farmer tipi iyon odasının teknik özellikleri (PTW Catalog, 2020)

İyon Odası	Foton Enerjisi Aralığı	Hassas Hacmi	Kalibrasyon Sabiti
PTW 30013	30 kV – 50 MV	0,6 cm ³	53,492 mGy/nC



Şekil 3.6 Su geçirmez Farmer tipi iyon odası (PTW Catalog, 2020)

Şekil 3.7'deki deney düzeneği kurulurken çevre ortamdaki saçılmalardan doğacak katkıları minimumda tutmak ve yaklaşık doku eşdeğerliğini sağlamak için iyon odasının minimum 5 cm ölçüm derinliği PMMA dilim (slab) fantomlarla oluşturuldu ve altına ilave 9 cm kalınlığında PMMA dilim fantomlar yerleştirildi. TRS-398 medikal protokolünde 6 MV'lik fotonlar için belirtilmiş ölçüm derinliğinin sağlanabilmesi içinse iyon odasının üzerine 4,5 cm kalınlığında PMMA dilim fantom konulmuştur. 100 cm'lik kaynak fantom yüzeyi mesafesi (SSD) ve 10cm x 10cm'lik geometrik radyasyon alan boyutu ayarlanarak 1,5 cm derinliğine sırayla yerleştirilen filmler (kontrol filmi hariç) 15 farklı doz değerinde ışınlanmıştır. Işınlamalar sonucu iyon odasından PTW Unidos E elektrometresi ile alınan ölçümler kullanılarak filmlerin almış oldukları dozlar (ışınlanma dozları) kaydedilmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.7 EBT3 film kalibrasyonunun 6 MV enerji ile yapılmasında kullanılan iyon odası ölçüm düzeneği



Şekil 3.8 PTW Unidos E Elektrometre (PTW Catalog, 2020)

6 MeV enerjili elektronlar ile yapılan ışınlamaların doz ölçümleri için ise Çizelge 3.3'te teknik özellikleri verilen yüksek enerjide su ve katı fantom içinde yüksek dozların ölçülmesine uygun PTW Roos paralel düzlem iyon odası kullanılmıştır (Şekil 3.9).

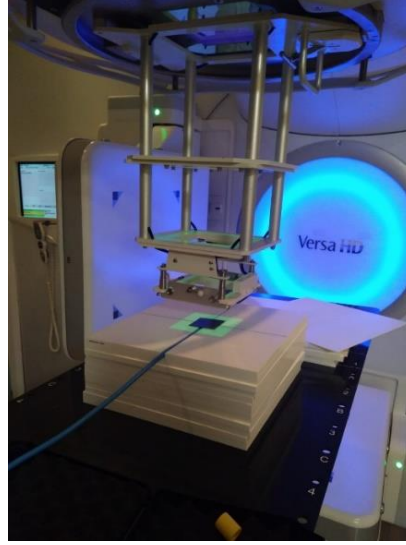
Çizelge 3.3 PTW Roos paralel düzlem iyon odasının teknik özellikleri (PTW Catalog, 2020)

İyon Odası	Elektron Enerjisi Aralığı	Hassas Hacmi	Kalibrasyon Sabiti
PTW Roos	2 MeV – 45 MeV	0,35 cm ³	82,484 mGy/nC



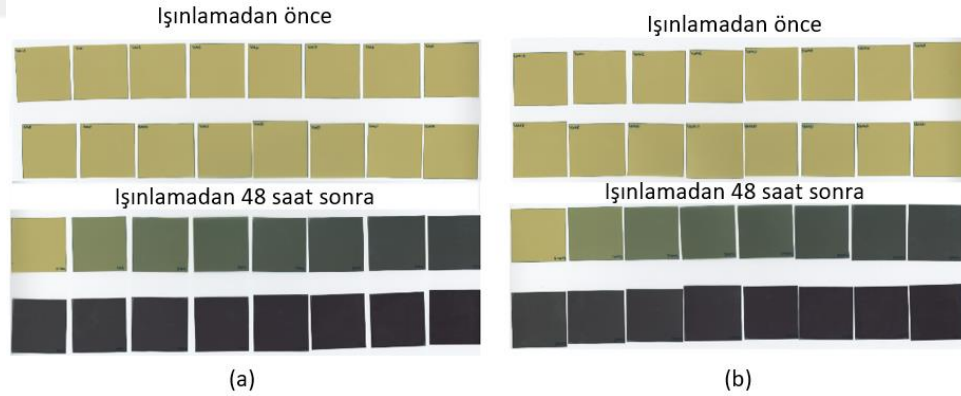
Şekil 3.9 Elektron dozimetri için PTW Roos paralel düzlem iyon odası (PTW Catalog, 2020)

Foton enerjileri için kurulan deney düzeneğine benzer bir düzenek kurulmuştur. Şekil 3.10'da görüldüğü üzere elektronları sınırlandırmak amacıyla lineer hızlandırıcı cihazına 10cm x 10cm'lik aplikatör ek olarak takılmış. Ayrıca iyon odası üzerine 2mm kalınlığında PMMA fantomu konularak TRS-398 protokolüne uyulmuştur. Kaynak fantom yüzeyi (SSD) yine 100 cm olacak şekilde ayarlandıktan sonra direkt iyon odası üzerine kontrol filmi hariç sırayla konulan filmler 15 ayrı dozda ışınlanmıştır. İyon odasının verilerinden filmlerin almış oldukları dozlar (ışınlanma dozları) kaydedilmiştir.



Şekil 3.10 6 MeV enerji ile yapılan kalibrasyon düzeneği

Farklı dozlarda ışınlama işlemlerinden sonra filmlerde devam eden kararmaların dengeye ulaşması için 48 saat beklenerek kontrol filmleri de dahil olmak üzere 32 filmin tekrar üç kanal (RGB) düz yatak film tarayıcıda taraması yapılarak görüntüsü alınmıştır. Şekil 3.11’de filmlerin ışınlanmadan önceki ve 48 saat sonraki görüntüleri verilmiştir.



Şekil 3.11 (a) 6 MV’lik foton enerjisi ile ışınlama sonucu (b) 6 MeV’lik elektron enerjisi ile ışınlama sonucu

Kalibrasyon işleminin son adımında ise elde edilen görüntülerin ImageJ programı yardımı ile piksel değerleri ve standart sapma değerleri belirlenmiştir. Eşitlik 2.4, 2.5 ve 2.6 kullanılarak bu değerlerden net optik yoğunluk hesaplanmıştır. Filmlere verilen bilinen doz değerlerine karşı net optik yoğunluk değişimleri de ImageJ yardımı ile bulunduktan sonra 6 MV ve 6 MeV’lik enerjiler için ayrı 2 kalibrasyon grafiği Doz(Gy)-Net Optik Yoğunluk (NetOD) olarak oluşturulmuştur. Filmlerin doz tepkisi yaklaşık üstel artış

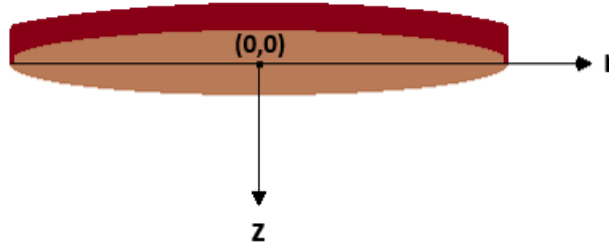
gösteren fonksiyona uyarlanmıştır. Böylece bilinen optik yoğunluk değerinden bilinmeyen doza geçmek için kullanılabilecek bir kalibrasyon denklemi elde edilmiştir. Tez çalışmasında, ^{142}Pr kaynak EBT3 filmlerin ışınlanması temeline dayalı yapılan ölçümlerden sonra ImageJ programı ile optik yoğunluk değerleri hesaplanarak ve kalibrasyon eğrisinden elde edilen denklemi kullanarak filmlere aktarılan ve bilinmeyen doz değerleri belirlenmiştir.

3.3 ^{142}Pr Disk Kaynak ve EBT3 Film ile Yapılan Dozimetrik Ölçümler

Bu çalışma kapsamında araştırma reaktöründe üretilen disk kaynak ile yapılan dozimetrik ölçümler iki boyutlu doz ölçüm tekniği olan RFD tekniğine dayanmaktadır. Bu çalışmada yaygın olarak kullanılan radyokromik filmler (Gafkromik EBT3 marka) ile disk kaynağın karakterizasyonuna yapılmıştır. Bu ölçümler yapılırken radyasyondan korunma açısından da ortam doz hızlarının da ölçülmesi için ZnS(Ag) esaslı LB 124(Berthold) sintilasyon alan monitörü ve 450 cm³ SmartION iyon odası dedektörleri ile anlık doz/doz hızı ölçümleri alınmıştır. Bu dozimetrik çalışmalara paralel olarak, disk kaynakların aktivite standardizasyonu çalışmaları ise %44,8 bağlı verimli HPGe dedektör ve 38,1x38,1 mm LaBr₃(Ce) dedektör kullanılarak gerçekleştirilmiştir. 118S616 Kodlu Tübitak Projesi iş paketleri kapsamındaki bu çalışmalar, başka bir yüksek lisans tezinin konusu olduğu için burada ayrıntısı verilmemiştir.

3.3.1 ^{142}Pr disk kaynağının dozimetrik karakterizasyonu

Brakiterapi kaynaklarının geometrilerine göre daha önceden tanımlanan prosedürler bulunmaktadır. Kaynak karakterizasyonu için esas önemli olan homojensizliğin hesaplanabilmesi için bu kavramlardan ve medikal protokollerden faydalanılmıştır. Bu çalışma kapsamında üretilen disk kaynak oftalmik kaynak kategorisine girmektedir. Düzlemsel oftalmik kaynaklar için ortalama yarıçap (R50), kaynak şiddeti (source strength) ve kaynak homojensizliği (non-homogeneity) parametreleri Şekil 3.12'deki koordinat sistemi esas alınarak NCS 14 ve ICRU 72 medikal protokollerinde açıklanmıştır. Gösterilen koordinat sisteminde z eksenini aynı zamanda kaynak eksenini olarak da adlandırılır.



Şekil 3.12 Düzlemsel oftalmik kaynak koordinat eksenleri (NCS 14, 2004)

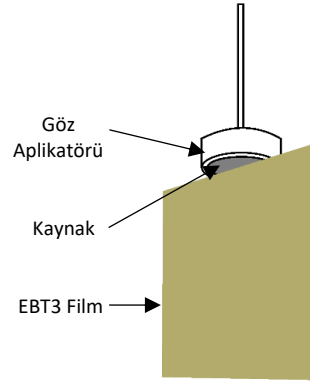
Ortalama yarıçap (R50), maksimum soğurulan dozun %100 olarak kabul edildiği bir doz dağılımında %50'lik izodoz çizgisinin ortalama yarıçapı olarak tanımlanmıştır. Kaynak şiddeti ICRU 72 protokolüne göre $r=0$ ve $z=1\text{mm}$ 'deki soğurulan doz hızı olarak ifade edilmiştir. IAEA-TECDOC-1274 teknik raporu da ölçümler için aynı noktayı seçmeyi önermektedir. NCS 14 protokolünde ise bu mesafede soğurulan dozu ölçmenin zor olduğu savunulmuş ve kaynak şiddetinin bu defa $r=0$ ve $z=2\text{mm}$ 'de ölçülmesi tavsiye edilmiştir. Oftalmik Brakiterapi kaynakları için homojensizlik hesabı ICRU 72 protokolüne göre

$$U_{ICRU}(\%) = (\dot{D}_{maks} - \dot{D}_{min}) / \dot{D}_{ort} \times 100\% \quad (3.1)$$

formülü ile hesaplanır. Burada U_{ICRU} kaynak homojensizliğinin yüzde olarak değeri, $\dot{D}_{maks}$ soğurulan maksimum doz hızı, $\dot{D}_{min}$ soğurulan minimum doz hızı ve $\dot{D}_{ort}$ soğurulan ortalama doz hızı değeridir (NCS 14, 2004).

Kaynak Şiddetinin Ölçülmesi:

Reaktörde üretilen ^{142}Pr brakiterapi disk kaynağının şiddetinin ölçülmesi için Şekil 3.13'deki gibi bir ışınlama geometrisinde P-9 disk kaynağı ile farklı zamanlarda 2 ayrı ölçüm alınmıştır (Çizelge 3.4). Ölçüm düzeneğinde dozimetre olarak kullanılan ve 4 cm x 5 cm boyutlarında kesilen EBT3 filmi ve aplikatör içine yerleştirilmiş disk kaynak birbirlerine dik olarak ve ortalı hizalamayla yerleştirilmiştir (bk. Şekil 3.13).



Şekil 3.13 Kaynak şiddeti ölçüm düzeneği

Çizelge 3.4 Kaynak şiddeti ölçümlerinin başlangıç ve bitiş zamanları

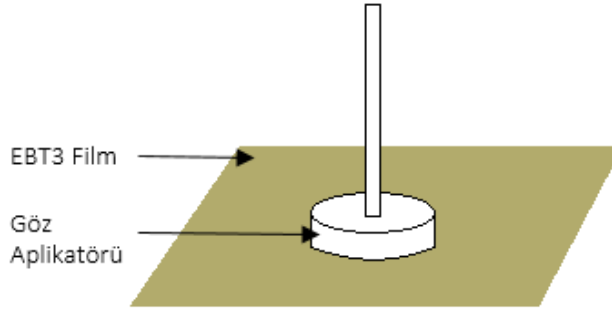
Disk Kaynak	Ölçüm Başlangıcı	Ölçüm Bitişi	Ölçüm Süresi (saat)
P-9	1. Ölçüm	6.03.2020 14:54	6.03.2020 16:28
	2. Ölçüm	9.03.2020 11:37	9.03.2020 15:15

Disk Kaynak Homojensizliği:

Kaynak homojensizliğini hesaplayabilmek için alınan ölçümler P-4 kodlu kaynak ile 1, P-5 kaynağı ile 1 ve P-9 kaynağı ile 4 farklı zaman aralığında tekrarlanmıştır (Çizelge 3.5). Homojensizlik ölçümleri için hazırlanan deney düzeneği ise Şekil 3.14'te gösterilmiştir. Aplikatör, EBT3 filmlerin ortasından dik hizalanarak yapılan bir konumlama sonucunda, homojensizlik ölçümleri alınmıştır.

Çizelge 3.5 Kaynak homojensizliği ölçümlerinin başlangıç ve bitiş zamanları

Disk Kaynak	Ölçüm Başlangıcı	Ölçüm Bitişi	Ölçüm Süresi (saat)
P-4	1. Ölçüm	2.10.2019 02:18	2.10.2019 12:12
P-5	1. Ölçüm	2.10.2019 13:43	3.10.2019 16:03
P-9	1. Ölçüm	6.03.2020 11:51	6.03.2020 14:53
	2. Ölçüm	7.03.2020 14:19	9.03.2020 11:32
	3. Ölçüm	10.03.2020 10:26	10.03.2020 12:25
	4. Ölçüm	12.03.2020 14:34	12.03.2020 16:25



Şekil 3.14 Kaynak homojensizliği ölçüm düzeneği

ICRU 72 protokolünde, kaynak homojensizliğinin (non-uniformity) kaynaktan $z=1$ mm mesafede ve R50 yarıçapının %80'i içinde kalan alan kullanılarak hesaplanması tavsiye edilmektedir ve EBT3 filmler için doz hızı değerleri yerine soğurulan doz değerlerinin kullanılabileceği belirtilmiştir. Bu nedenle, tez çalışmasındaki hesaplamalar soğurulan doz değerleri kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca doz değeri mesafeyle ters kare kanununa göre orantılı azaldığından ve denklemdeki her değeri aynı oranda etkileyeceğinden direkt olarak film yüzeyinden okunan piksel değerleri kullanılmıştır. Bunun için öncelikle soğurulan maksimum doz (D_{maks}) bulunmuştur. Daha sonra D_{maks} 'ın %50'sindeki piksel değerleri ve son olarak alan merkezinin (kaynak merkezi) koordinatları (X_c , Y_c) belirlenmiştir. Alan merkezi koordinatlarını (X_c , Y_c) belirlemek için aşağıdaki eşitlikler kullanılmıştır.

$$X_c = \left(\frac{1}{n}\right) \sum_{i=1}^n \frac{x50_i^- + x50_i^+}{2} \quad (3.2)$$

$$Y_c = \left(\frac{1}{m}\right) \sum_{j=1}^m \frac{y50_j^- + y50_j^+}{2} \quad (3.3)$$

Burada n: D_{maks} 'ın %50'sinden büyük veya eşit doz değerlerine sahip olan satır sayısı, m: D_{maks} 'ın %50'sinden büyük veya eşit doz değerlerine sahip olan sütun sayısıdır. + ve – işaretleri ise kaynak merkezine göre pozisyonu ifade eder.

Ortalama yarıçap (R50) hesabı için ise

$$R50 = \left(\frac{1}{q}\right) \sum_{k=1}^q \sqrt{(X_c - x50_k)^2 + (Y_c - y50_k)^2} \quad (3.4)$$

formülü kullanılmıştır. Bu eşitlikte bulunan q parametresi %50'lik piksel değerlerinin toplamıdır.

Ortalama yarıçap (R_{50}) değeri hesaplandıktan sonra homojensizlik hesabı için yarıçapı $0,8R_{50}$ olan ve merkezi (X_c, Y_c) olan dairesel bölge belirlenmiştir. Bu bölge içindeki D_{maks} , D_{min} ve D_{ort} değerleri belirlenerek Eşitlik 3.1 yardımıyla homojensizlik (%U) hesabı yapılmıştır (NCS 14, 2004). Bununla birlikte, disk kaynak homojensizliği kaynak merkezinden itibaren R_{50} 'nin %50 ila %90'ı arasındaki farklı alanlarda da incelenmiştir.

NCS 14 protokolünde ise kaynak homojensizlik hesabında soğurulan doz hızındaki maksimum sapmanın değerlendirilmesi gerektiği tavsiye edilmiştir. Bu amaçla NCS 14 protokolüne göre, kaynak homojensizliği ($\%U_F$) aşağıdaki eşitlikten hesaplanmıştır (NCS14, 2004).

$$U_F(\%) = maks(|\dot{D}_{min} - \dot{D}_{r=0}|, |\dot{D}_{maks} - \dot{D}_{r=0}|) / \dot{D}_{r=0} \times 100 \quad (3.5)$$

Tez çalışmasında kullanılan disk şeklindeki ^{142}Pr brakiterapi beta kaynaklarının karakterizasyonu amacıyla yapılan bu işinlamalar sonrasında filmler belirli bir süre (24 ila 120 saat) beklendikten sonra üç kanal(RGB) film tarayıcıda taratılarak görüntüleri alınmıştır. Image J programında doz ile orantılı piksel değerleri, filmlerde meydana gelen değişimler, yapılan ölçüm hesaplamaları ve sonuçların sayısal analizi tezin bulgular bölümünde gösterilmiştir.

3.3.2 Göz fantomu ile yapılan ölçümler

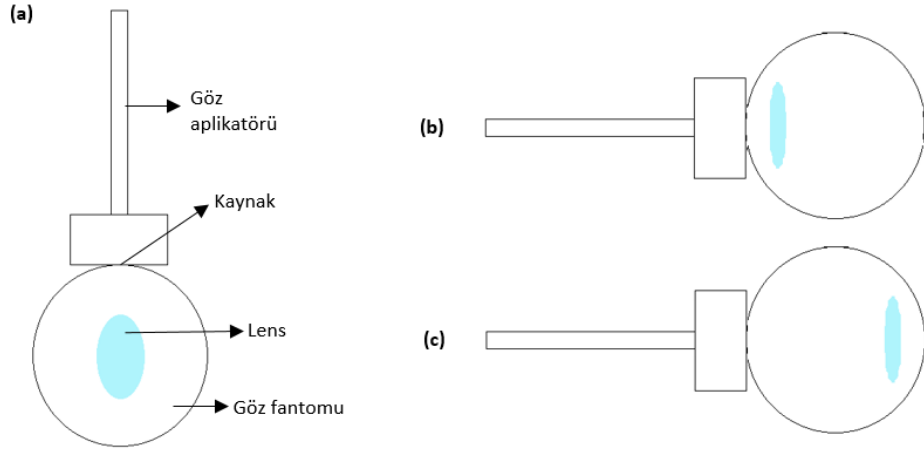
Tez çalışması kapsamında üretilen Praseodim-142 beta kaynağının, göz fantomu üzerindeki doz dağılımını radyokromik film dozimetri tekniği ile incelemek amacıyla bir göz fantomu üretilmiştir. 118S616 kodlu projenin iş paketleri kapsamında göz fantomu doku eşdeğerliği bilinen ve radyo-yoğunluk ölçüsü olan Hounsfield unit(HU) katsayılarının uygunluğu tespit edilen termoplastik PLA (polilaktik asit) malzemelerden 3D-yazıcıyla basılarak üretilmiştir (Yücel 2020a). Göz fantomu, Şekil 3.15'te görüldüğü

gibi üstü açık bir küre şeklinde basılmıştır ve içinde göz lensi bulunmaktadır. Ölçümlerde kullanılan göz fantomunun dış çapı yaklaşık 26 mm ve ağırlığı yaklaşık 4,43 gramdır.



Şekil 3.15 3D-yazıcı ile üretilen göz fantomu

Bu tezde, göz fantomu üzerindeki doz dağılımlarını incelemek amacıyla P-9 kodlu disk kaynak ile 3 farklı deney düzeneği kurulmuştur. Her seferinde göz fantomunun içi tam dolu olacak şekilde saf su ile doldurulmuştur ve üzerinde bırakılan açıklık su dökülmemesi veya kaynağa temas etmemesi için sızdırmaz şekilde kapatılmıştır. Doz dağılımlarını gözlemek için yine her düzende lens üzerine, fantom tabanına ve fantomun çevresi boyunca 3'er tane EBT3 filmleri konulmuştur. Göz lensine yerleştirilen EBT3 radyokromik filmler, su ile temas etmemesi için parafilm ile sarılmıştır. Birinci düzende göz aplikatörü göz fantomunun tepesine temas edecek şekilde ortalananak yerleştirilmiştir (Şekil 3.16(a)). Bu şekilde farklı zamanlarda 3 ışınlamadan ölçüm alınmıştır (Çizelge 3.6). İkincisinde aplikatör lens tarafından, lense paralel şekilde fantoma ortalananak konulmuştur (Şekil 3.16(b)) ve tek sefer ışınlama sonucu ölçüm alınmıştır (Çizelge 3.7). Son düzene olarak ise Şekil 3.16(c)'de gösterildiği gibi aplikatör gözün arkasına, lense paralel ve ortalı bir şekilde yerleştirilerek bir ışınlama yapıldıktan sonra doz ölçümü alınmıştır (Çizelge 3.8).



Şekil 3.16 Göz fantomundaki doz dağılımı incelemesi için deney düzenekleri (a)kaynak fantom üstünde (b) kaynak lensin önünde (c) kaynak göz arkasında

Çizelge 3.6 Disk kaynak göz fantomu üzerine konumlandığında RFD ile alınan ölçümlerin başlangıç ve bitiş zamanları

Disk Kaynak	Ölçüm Başlangıcı	Ölçüm Bitişi	Ölçüm Süresi (saat)
1. Ölçüm	5.03.2020 23:27	6.03.2020 11:49	12,37
P-9 2. Ölçüm	6.03.2020 16:30	7.03.2020 14:18	21,80
3. Ölçüm	12.03.2020 16:35	16.03.2020 17:08	96,55

Çizelge 3.7 Disk kaynak göz lensinin önünde konumlandığında RFD ile alınan ölçümün başlangıç ve bitiş zamanı

Disk Kaynak	Ölçüm Başlangıcı	Ölçüm Bitişi	Ölçüm Süresi (saat)
P-9 1. Ölçüm	10.03.2020 12:49	12.03.2020 14:28	49,65

Çizelge 3.8 Disk kaynak göz fantomun arkasında konumlandığında RFD ile alınan ölçümün başlangıç ve bitiş zamanı

Disk Kaynak	Ölçüm Başlangıcı	Ölçüm Bitişi	Ölçüm Süresi (saat)
P-9 1. Ölçüm	9.03.2020 15:23	10.03.2020 10:20	18,95

Göz fantomu, EBT3 filmler ve ^{142}Pr beta kaynağı kullanılarak yapılan doz dağılımı ölçümlerinin sonuçları ve elde edilen veriler tezin bulgular bölümünde verilmiştir.

3.3.3 Alan izleme ölçümleri

118S616 kodlu TÜBİTAK projesi kapsamında İTÜ Triga Mark II araştırma reaktöründe nötron aktivasyon yöntemi ile üretilen ^{142}Pr beta kaynakları ile çalışırken, radyasyondan korunma önlemleri açısından, kaynağın doz hızı reaktörden teslim alındıktan sonra aktivitesi tamamen azalana kadar düzenli olarak ölçülmüştür. Bunun için elde taşınabilir ZnS(Ag) esaslı LB 124 (Berthold) sintilasyon alan monitörü ve yüksek hacimli SmartION iyon odası dedektörleri kullanılmıştır.



Şekil 3.17 LB 124 dedektörü (Anonymous 2013)

Şekil 3.17’de LB 124 dedektörünün pencere malzemesi metalik bir ızgara ile korunmuş etkin ölçüm yüzeyi gösterilmiştir. Dedektörün etkin yüzey ölçüsü 118 mm x 145 mm’dir (Anonymous 2013). Bu dedektör ile ^{142}Pr radyoaktif kaynağından yayımlanan gama ve beta radyasyonlarından ($\gamma+\beta$) kaynaklanan toplam aktivite Bq/cm² cinsinden ölçülmüştür. Cihaz ölçümler için önceden doz hızı ölçer (ratemeter) modunda ayarlanarak ^{142}Pr ’nin sahip olduğu beta enerjisine yakın bir enerjiye sahip olduğundan nüklit olarak $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ seçilmiştir. Her ölçüm öncesi background ölçümü alınıp cihaza kaydedildi. Yani elde edilen okumalar doğal fon (background) çıkarılmış değerlerdir (Şekil 3.18).



Şekil 3.18 LB 124 okuma ekranı (Anonymous 2013)

Anlık doz hızı ölçümü için kullanılan bir diğer dedektör ise SmartION dedektörüdür (Şekil 3.19). Bu dedektör yardımı ile çalışma boyunca anlık gama radyasyonu (γ) doz hızı

ve gama + beta radyasyonu ($\gamma+\beta$) doz hızı Gy/h mertebesinde ölçülerek kaydedilmiştir. Alan izleme cihazlarıyla elde edilen doz hızı okuma değerleri ışınlama süreleri bilinen EBT3 filmlerinin almış olduğu doz hakkında bilgi verdiği için, ölçüm düzeneğinin değiştirilmesi veya kaynak yerleştirilmesi süreçlerinin planlanmasına yardımcı olmuştur.

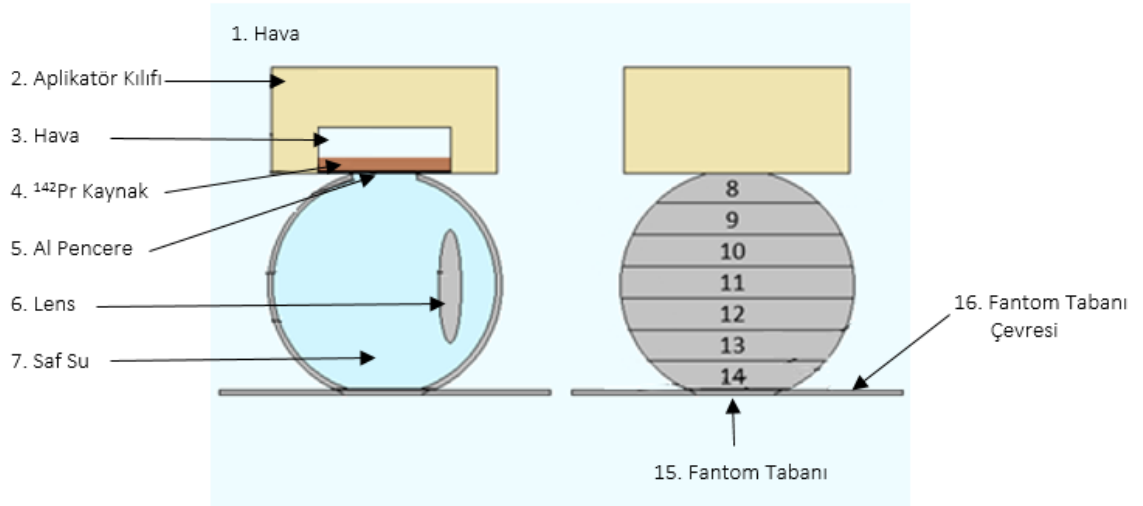


Şekil 3.19 SmartION dedektörü

3.4 Monte Carlo Yöntemi ile Doz Dağılımı Modellemesi

Gafkromik EBT3 filmleri kullanılarak ^{142}Pr disk kaynak ile ışınlanan PLA göz fantomunda radyokromik film dozimetri tekniği ile elde edilen deneysel doz değerleriyle karşılaştırma yapmak amacıyla aynı PLA göz fantom modeli Monte Carlo tekniği ile simüle edilmiştir. Modellemede Monte Carlo N-Parçacık Taşınım kodu (MCNP6.1) kullanılmıştır (RSIIC, 2020).

İlk olarak deneysel ölçümlerde kullanılan küresel göz fantomu ve silindirik aplikatör içerisindeki kaynak aslına uygun boyutlarda çizilmiştir. MCNP6.1 programına aktarılan bu çizim bölgelere ayrılmış ve her bir bölgenin kimyasal kompozisyonları ve yoğunlukları girilerek tanımlanmıştır. Şekil 3.20’de oluşturulan çizimin kesit ve dış görüntüleri verilerek tanımlanan 16 bölge gösterilmiştir. Bu bölgeler, göz modelinin deneysel düzeneğe hemen hemen yaklaşık benzer olması (göz fantomu düzenli tam bir küre değil) ve doz dağılımının farklı bölgelerde incelenebilmesi için oluşturulmuştur.



Şekil 3.20 MCNP6.1 simülasyonu için oluşturulan model ve tanımlanan bölgeler

MCNP6.1 simülasyonu ^{142}Pr radyoaktif disk kaynağın enerjisi, ortalama beta enerjisi (0,810 MeV) için Ek-1, maksimum beta enerjisi (2,162 MeV) için Ek-2 ve ilave gama enerjisi (1,576 MeV) için Ek-3 olmak üzere 3 farklı şekilde tanımlanarak ayrı ayrı yapıldı. Ek-1, Ek-2 ve Ek-3'te yüzey kartları ve tally'ler tanımlanmış ancak bu tanımlamalarda girilen özel PLA fantom bileşim verileri çıkarılmıştır. Her birinde lense, göz küresi üzerinde eşit aralıklarla bölünerek oluşturulmuş 7 halkasal bölgeye, fantom tabanına ve taban çevresine, öncelikle yalnızca 1 parçacık tarafından bırakılan enerji bilgisi MeV cinsinden elde edilmiştir. Bu veriler, kaynağın deneysel ölçüm anındaki ortalama aktivitesi ve ilgilenilen bölgenin kütlesi ile birlikte kullanılarak toplam doz bilgisine dönüştürülmüştür. Sonuçlar EBT3 radyokromik film ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen doz değerleri ile karşılaştırılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 ¹⁴²Pr Beta Disk Kaynağın Üretimi

AÜ-NBE’nde hazırlanan ve oftalmik göz uygulamalarına yaklaşık olabilecek 13 mm’lik çapa sahip beta kaynakların üretilmesi için çeşitli ön hesaplamalar yapıldı. Hedeflenen spesifik organa (göze) uygulanabilecek ve yeterli dozu sağlayacak üretim parametreleri optimize edilmiştir (Yücel 2020a). Örnek olarak P-9 kodlu peletin toplam ağırlığı 354 mg, ortalama kalınlık değeri yaklaşık 1 mm seçildiğinde beta menzili de dikkate alınarak amaçlanan beta kaynak orta (MDR) ve yüksek doz hızlarına (HDR) ulaşılmıştır. Böyle bir kaynakta kullanılan Pr₂O₃ yaklaşık 251 mg’dır ve diğer kısım bağlayıcı selülozdur.

Hazırlanan pelet göz aplikatörü içerisine uygun biçimde konularak İstanbul Üniversitesi Triga Mark-II araştırma reaktöründe NAA yöntemi ile radyoaktif kaynak haline getirilmesinde yaklaşık 25 dakika ışınlama yeterli aktiviteyi sağlamıştır. Tezde, deneysel çalışmaların yanı sıra üretilen ¹⁴²Pr disk kaynağın bazı özellikleri teorik olarak önceden incelendi ve öngörülen deneysel ¹⁴²Pr aktiviteleri ve kaynak kapsülünden kaynaklanabilecek atık(residual) aktiviteler hesapla tahmin edilmiştir. Bu atık aktiviteleri, pencere malzemesinden üretilen ²⁸Al (yarı ömür:2,24 dk) aktivitesinin hemen reaktörde 25 dakika gibi kısa süreyle bozunmasıyla birlikte yok olmasının haricinde, hiçbir atık aktivite oluşmaması için aplikatör malzemesi olarak HDPE kullanılmıştır.

İlk olarak Bölüm 2.4’te açıklandığı gibi Eşitlik 2.3’e göre teorik ¹⁴²Pr aktivite (A) hesabı yapıldı. Aktivite hesabı için termal tesir kesiti (σ_{termal}) 11,5 barn, ¹⁴²Pr’nin yarı ömrü 1147,2 dakika olarak literatür değerleri dikkate alınmıştır. Deneysel çalışmada ise, ışınlama esnasında disk kaynağın (peletin) aplikatörüne birlikte konumlanan standart altın foiller ile yapılan ölçümler sonucunda termal nötron akısı (Φ_{termal}) $2,49 \times 10^{12}$ nötron·cm⁻²·s⁻¹ ve epitermal nötron akısı ($\Phi_{epitermal}$) $2,33 \times 10^{11}$ nötron·cm⁻²·s⁻¹ olarak elde edildi. Disk kaynak reaktörde üretildikten sonra, elleçlenme ve taşınması dahil 10 saat geçtikten sonra laboratuvarında kullanıma hazır olduğu tecrübe edildiğinden, teorik ¹⁴²Pr aktivitesinin zamanla değişimi dikkate alınarak, başlangıç toplam doz hızlarının beta ve gama bileşenleri öngörülmüştür (bk. Çizelge 4.1)

Çizelge 4.1 ^{142}Pr disk kaynağının (P-9 kodlu) zaman içindeki teorik aktivite değişimine karşılık havadaki beta doz hızı, gama doz hızı ve toplam doz hızı

Işınlandıktan sonra Toplam geçen süre, t (saat)	Aktivite A (MBq) (Eş. 2.3)	Beta Doz Hızı $\dot{D}_\beta$ (Gy/h) (Eş. 2.10)	Gama Doz Hızı $\dot{D}_\gamma$ (Gy/h) (Eş. 2.11)	Toplam Doz Hızı $\dot{D}$ (Gy/h)
t=0	388,3	344,2	0,2	344,4
1	374,5	331,9	0,2	332,1
5	323,9	287,2	0,2	287,4
10	270,2	239,6	0,2	239,8
24	162,7	144,2	0,1	144,3
48	68,2	60,4	0,04	60,44
120	5,02	4,4	0,003	4,403
240	0,07	0,06	4×10^{-8}	0,06

Veriler:

$$\begin{aligned} \phi_{\text{termal}} &= 2,49 \times 10^{12} \frac{\text{nötron}}{\text{s.cm}^2} , \quad \phi_{\text{epitermal}} = 2,33 \times 10^{11} \frac{\text{nötron}}{\text{s.cm}^2} \\ E_{\beta,\text{maks}} &= 2,162 \text{ MeV} , \quad \rho_{\text{hava}} \times R_{\text{maks}} = 1,021 \text{ g/cm}^2 \\ E_\gamma &= 1575,5 \text{ keV} \text{ de } \mu/\rho = 5,064 \times 10^{-2} \text{ cm}^2/\text{g} \text{ ve } \mu_{\text{en}}/\rho = 2,516 \text{ cm}^2/\text{g} \end{aligned}$$

Teorik olarak hesaplanan doz hızında üretilen P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynağın havadaki beta ve gama doz hızları (Gy/h) için kaynak yarıçapı 0,65 cm, $E_{\beta,\text{maks}}$ maksimum beta enerjisi 2,162 MeV ve gama enerjisi 1575,5 keV literatür verileri kullanılmıştır (DDEP, 2020), (NNDC, 2020). $E_\gamma=1575,5$ keV gama enerjisi için kütle azalım (μ/ρ) ile kütle enerji soğurma (μ_{en}/ρ) katsayıları, ara değerlendirme (interpolasyon) yapılarak; μ/ρ için $5,064 \times 10^{-2} \text{ cm}^2/\text{g}$ ve μ_{en}/ρ için $2,516 \text{ cm}^2/\text{g}$ olarak hesaplanmıştır (NIST XCOM, 2020) ve bu değerler ^{142}Pr gamalarının havadaki doz hızlarının hesaplanmasında kullanılmıştır.

Ayrıca disk kaynak üretildikten sonra betaların yüzde kaçının kaynaktan çıkabileceğini tahmin etmek için kaynak çıplak iken betalar çıkış yüzdesi ve daha sonra kaynak önünde beta geçişlerini azaltıcı olarak yerleştirilen Al pencere tarafından tutularak aplikatördeki gerçek uygulama durumu için hesaplamalar yapılmıştır. Bu amaçla en güncel ve güvenilir ampirik bir yaklaşım olan Flammersfeld formülü (Eşitlik 2.9) kullanılmıştır (Dörschel vd. 1995). Örnek olarak verilen P-9 disk peletin ve kullanılan Al pencerenin lineer zayıflama katsayıları (μ) sırasıyla $2,45 \text{ cm}^{-1}$ ve $2,65 \text{ cm}^{-1}$ olarak hesaplanmıştır. Buna göre 20-25 μm Al pencereci bir aplikatöre yerleştirilen disk ^{142}Pr kaynaktan betaların ancak %77,02'sinin

çıkabileceği hesaplanmıştır. Dolayısıyla, pratikte spesifik bir organa verilen beta dozu beklenenden %25-30 daha az olacaktır.

4.2 Radyokromik EBT3 Film Kalibrasyonu Sonuçları

Radyokromik EBT3 filmlerin kalibrasyon işlemi bir linac'tan üretilen 6 MV enerjili fotonlar ve 6 MeV enerjili elektronlar için ayrı ayrı yapıldı. Bölüm 3.2'de verilen deney düzeneğinde ve IAEA TRS-398 medikal protokolüne uygun bir kalibrasyon prosedürü uygulandı. Tezde kullanılan EBT3 filmlerin ışınlama öncesi ve sonrası görünüşleri daha önce Şekil 3.11'de gösterilmiştir. Aşağıdaki Çizelge 4.2'de EBT3 filmlerine verilen numaralara karşı ışınlamada verilen doz değerleri, sırasıyla 6 MV foton ve 6 MeV elektron enerjileri için 0,5-12,6 Gy aralığında gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 6 MV ve 6 MeV enerjilerle ışınlanan filmlerin aldıkları doz değerleri

6 MV foton enerjisi				6 MeV elektron enerjisi			
Film No	Doz (Gy)	Film No	Doz (Gy)	Film No	Doz (Gy)	Film No	Doz (Gy)
1	0,504	9	4,514	1	0,505	9	4,558
2	1,006	10	5,018	2	1,011	10	5,067
3	1,509	11	6,520	3	1,517	11	6,580
4	2,013	12	8,030	4	2,023	12	8,099
5	2,509	13	9,540	5	2,533	13	9,625
6	3,008	14	11,040	6	3,040	14	11,146
7	3,511	15	12,555	7	3,545	15	12,666
8	4,010	Kontrol*	0	8	4,052	Kontrol	0

* Kontrol amaçlı ayrılıp muhafaza edilen film.

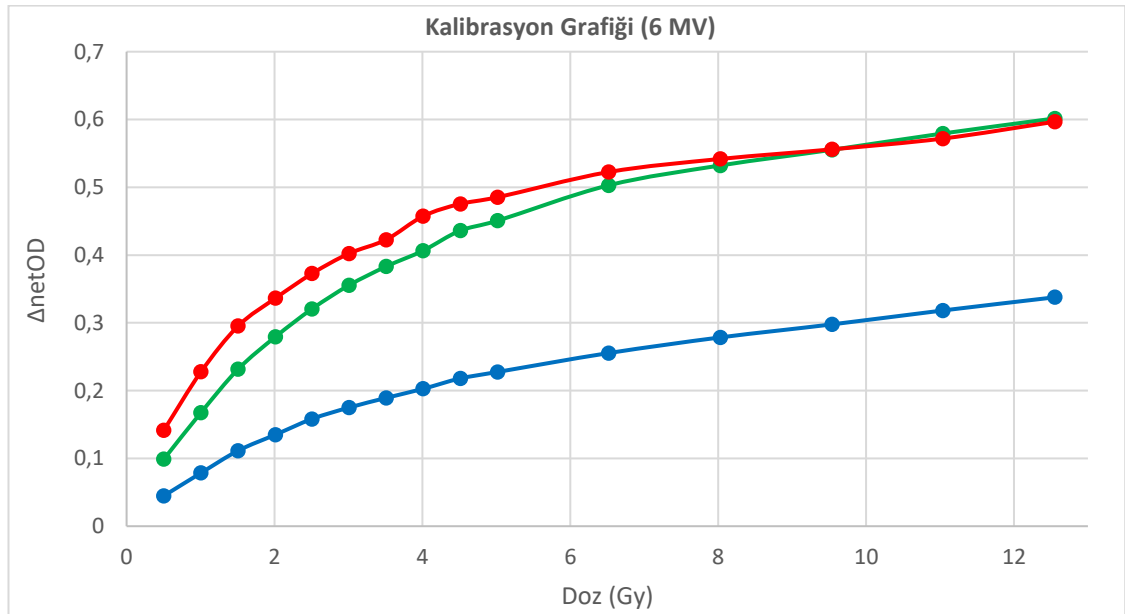
6 MV foton enerjisi kullanılarak ışınlanan filmlerin tarayıcıdan alınan görüntüleri ve ImageJ programı ile yapılan çalışma sonucunda filmlerin ışınlama öncesi, ışınlama sonrası ve ortalama piksel değerleri ile standart sapma değerleri belirlendi. Net optik yoğunluk değişimi (Δ_{netOD}), optik yoğunluğunun standart sapması ($\sigma(\Delta_{netOD})$) ve optik yoğunluk değişim yüzdesi (%değişim) eşitliklerinden (Eşitlik 2.4, 2.5 ve 2.6) hesaplanan sonuçlar Çizelge 4.3'te, sırasıyla tarayıcının kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B) kanallardaki tepkisine göre belirlenmiştir.

Çizelge 4.3 6 MV foton enerjisi kullanılarak ışınlanan filmlerin doza karşı net optik yoğunlukları, standart sapması ve yüzde değişimleri

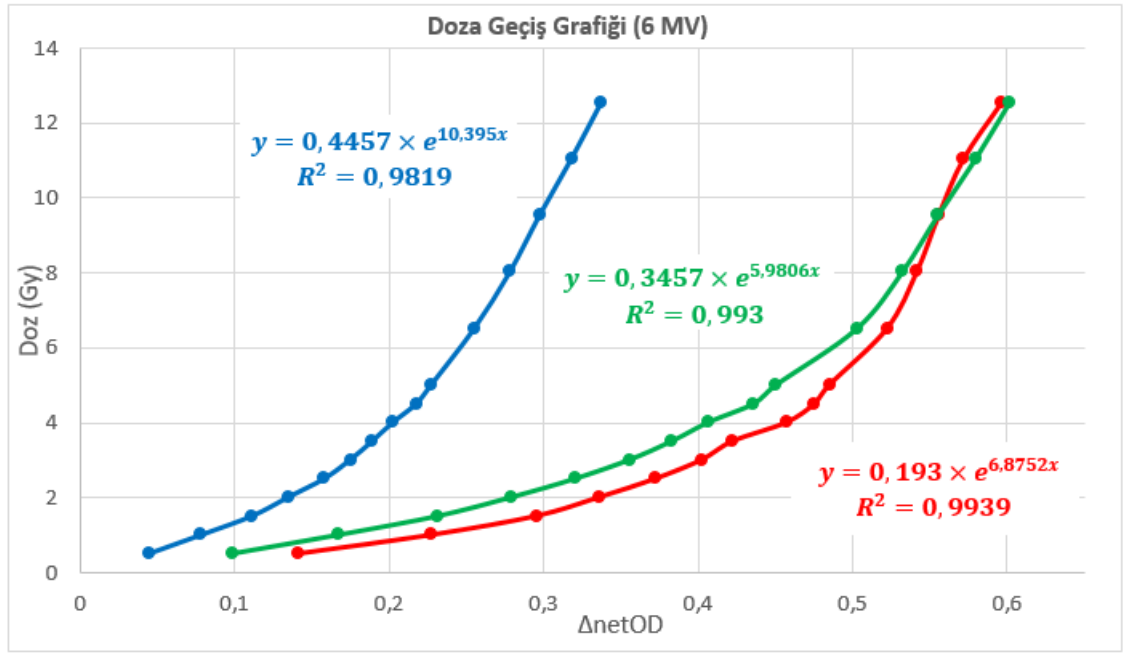
Film	Doz (Gy)	KIRMIZI (R) KANAL			YEŞİL (G) KANAL			MAVİ (B) KANAL		
		AnetOD	σ (NETOD)	% Değişim	AnetOD	σ (NETOD)	% Değişim	AnetOD	σ (NETOD)	% Değişim
1	0,50	0,16	0,00	2,54	0,10	0,00	3,81	0,05	0,01	12,60
2	1,01	0,25	0,00	1,72	0,18	0,00	2,29	0,09	0,01	6,93
3	1,51	0,33	0,00	1,36	0,25	0,00	1,69	0,12	0,01	4,92
4	2,01	0,37	0,00	1,30	0,29	0,00	1,51	0,13	0,01	4,41
5	2,51	0,40	0,00	1,22	0,33	0,00	1,39	0,16	0,01	3,88
6	3,01	0,44	0,00	1,14	0,37	0,00	1,28	0,18	0,01	3,44
7	3,51	0,46	0,01	1,20	0,39	0,01	1,31	0,19	0,01	3,36
8	4,01	0,46	0,00	1,04	0,43	0,01	1,31	0,21	0,01	3,33
9	4,51	0,46	0,00	1,05	0,45	0,01	1,16	0,22	0,01	2,82
10	5,02	0,48	0,00	1,03	0,47	0,01	1,15	0,24	0,01	2,58
11	6,52	0,50	0,01	1,06	0,51	0,01	1,09	0,26	0,01	2,34
12	8,03	0,52	0,01	1,05	0,54	0,01	1,12	0,29	0,01	2,33
13	9,54	0,54	0,01	1,04	0,57	0,01	1,28	0,30	0,01	2,26
14	11,04	0,55	0,01	1,10	0,59	0,01	1,39	0,32	0,01	2,52
15	12,56	0,57	0,01	1,00	0,61	0,01	1,26	0,33	0,01	2,43

NetOD: Net optik yoğunluk, σ (NetOD): Net optik yoğunluk standart sapması ve net optik yoğunluk yüzde değişimi.

Çizelge 4.3'te gösterilen Δ netOD ve doz değerleri kullanılarak kalibrasyon eğrileri RGB kanallar için elde edilmiştir. Sonuç olarak 6 MV foton enerjisi ile 3 farklı tarama kanalı için EBT3 film dedektörlerin kalibrasyon eğrileri Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 6 MV foton enerjisi için kalibrasyon grafiği



Şekil 4.2 6 MV foton enerjisi için net optik yoğunluktan doza geçiş eğrileri

Elde edilen kalibrasyon grafiğinin bilinen Δ_{netOD} değerinden bilinmeyen doza geçebilmek için eksenleri yer değiştirilmiş ve 3 farklı kanal için benzer üstel artış eğilimi gösteren ancak tepkilerin farklı olduğu optik yoğunluktan bilinmeyen doza geçiş için kullanılan kalibrasyon eğrileri, Şekil 4.2'deki gibi yapılan uyarlamayla elde edilmiştir.

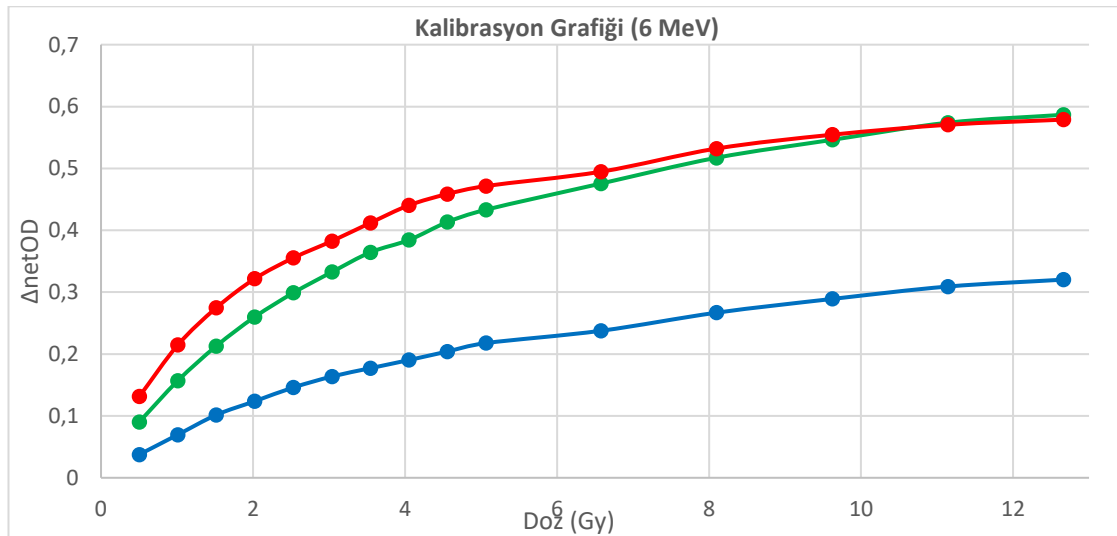
6 MeV elektron enerjisi kullanılarak ışınlanan EBT3 filmler için de aynı kalibrasyon işlemleri tekrarlanmıştır. ImageJ programı yardımıyla film görüntülerinden kırmızı, yeşil ve mavi kanallar için tek tek incelenerek piksel değerlerinden (PV) Eşitlik 2.4, 2.5 ve 2.6'da verilen sırasıyla net optik yoğunluk değişimi (Δ_{netOD}), optik yoğunluğunun standart sapması ($\sigma(\Delta_{netOD})$) ve yüzde değişimi hesaplanmıştır (bkz. Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak ışınlanan filmlerin doza karşı net optik yoğunlukları, standart sapması ve yüzde değişimleri

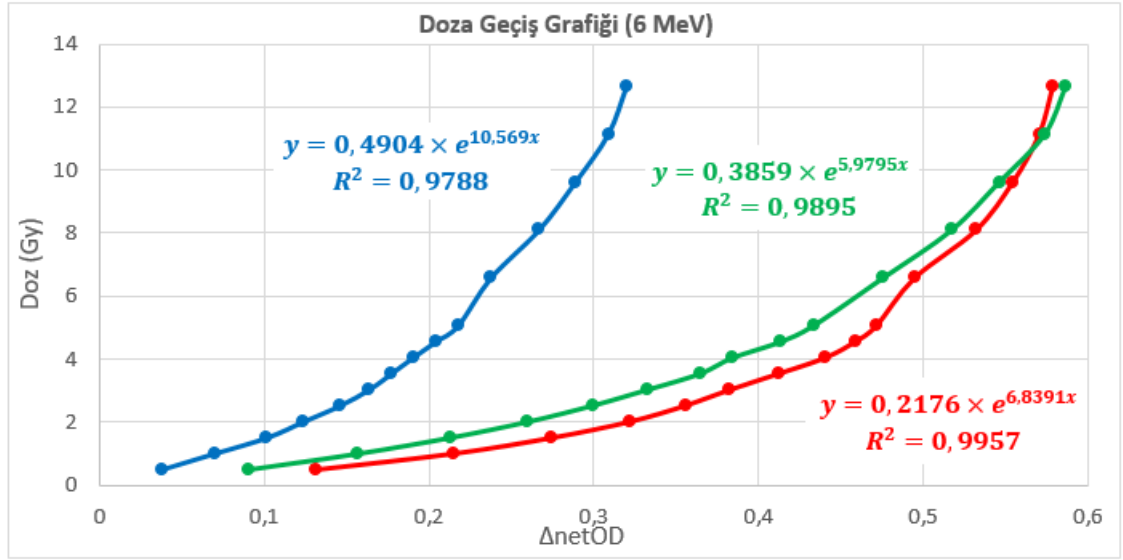
Film	Doz (Gy)	KIRMIZI (R) KANAL			YEŞİL (G) KANAL			MAVİ (B) KANAL		
		NETOD	σ (NETOD)	% Hata	NETOD	σ (NETOD)	% Değişim	NETOD	σ (NETOD)	% Değişim
1	0,51	0,15	0,00	2,29	0,10	0,00	3,28	0,05	0,01	12,02
2	1,01	0,25	0,00	1,56	0,18	0,00	2,05	0,08	0,01	6,95
3	1,52	0,31	0,00	1,43	0,24	0,00	1,91	0,11	0,01	5,46
4	2,02	0,36	0,00	1,37	0,29	0,00	1,63	0,14	0,01	4,51
5	2,53	0,40	0,00	1,20	0,32	0,00	1,45	0,16	0,01	3,97
6	3,04	0,43	0,01	1,19	0,36	0,00	1,39	0,18	0,01	3,75
7	3,55	0,44	0,01	1,20	0,37	0,01	1,61	0,18	0,01	4,03
8	4,05	0,45	0,00	0,93	0,41	0,01	1,62	0,20	0,01	3,53
9	4,56	0,45	0,00	1,03	0,43	0,01	1,27	0,21	0,01	2,99
10	5,07	0,46	0,00	1,08	0,45	0,01	1,15	0,22	0,01	2,96
11	6,58	0,48	0,01	1,21	0,49	0,01	1,67	0,25	0,01	3,02
12	8,10	0,51	0,01	1,19	0,53	0,01	1,20	0,28	0,01	2,39
13	9,63	0,53	0,01	1,02	0,56	0,01	1,05	0,28	0,01	3,20
14	11,15	0,56	0,01	0,91	0,59	0,01	1,12	0,29	0,01	3,73
15	12,67	0,56	0,01	1,56	0,61	0,01	0,99	0,32	0,01	3,63

NetOD: Net optik yoğunluk, σ (NetOD): Net optik yoğunluk standart sapması ve net optik yoğunluk yüzde değişimi.

Kırmızı, yeşil ve mavi kanalda ayrı ayrı kalibrasyon eğrisini oluşturmak için Çizelge 4.4'te gösterilen doz değerlerine (0,51-12,67 Gy aralığında) karşılık gelen net optik yoğunluk (Δ netOD) değişim değerleri kullanılmıştır. 6 MeV elektron enerjisi ve 3 farklı tarama kanalı için elde edilen kalibrasyon eğrileri Şekil 4.3'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3 6 MeV elektron enerjisi için kalibrasyon grafiği

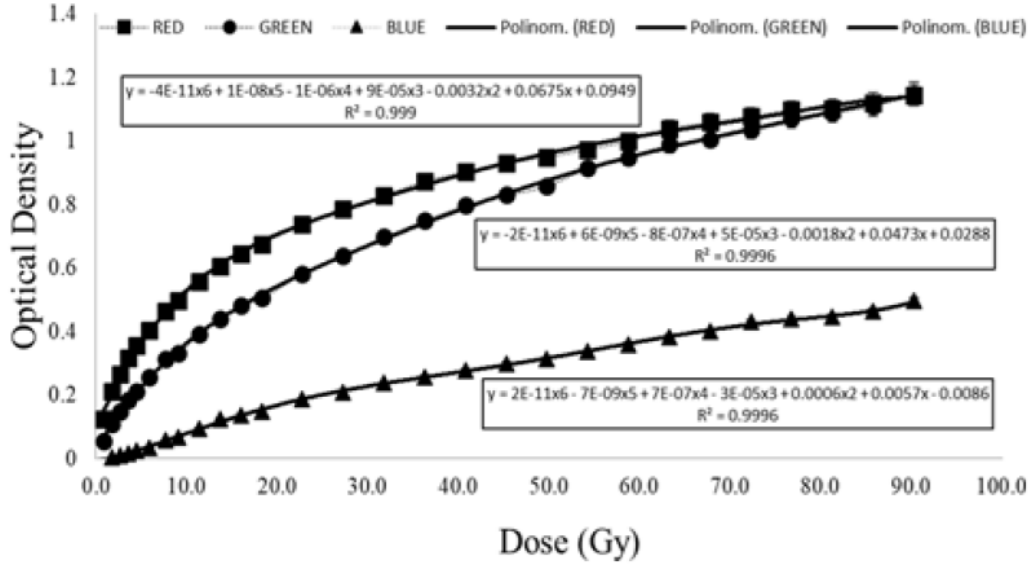


Şekil 4.4 6 MeV elektron enerjisi için net optik yoğunluktan doza geçiş eğrileri

Bilinen net optik yoğunluk değişim (Δ_{netOD}) değerinden bilinmeyen doza geçişi yapabilmek için Şekil 4.4 elde edilmiştir. Bu uyarlamalarda, deneysel verilere en iyi uyum kırmızı kanalda ($R^2=0,996$) görülmektedir.

Ankara Koru Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde mevcut üç kanal (RGB) düz yatak (flatbed) Epson Expression 12000XL film tarayıcısı ve Elekta Versa HD marka 6 MV foton veya 6 MeV elektron demetleri sağlayabilen lineer hızlandırıcıyla yapılan EBT3 film kalibrasyonu sonucu elde edilen eğriler, sadece bu filmler ve bu tarayıcı kullanıldığında geçerlidir. Dolayısıyla tarayıcı veya film değiştiğinde ve kalibrasyon düzeneği farklı olduğunda bu kalibrasyon eğrilerinin yeniden oluşturulması gerekir. Diğer bir ifadeyle genellenemez, sadece bu özel durum için geçerlidir. Bu kalibrasyon eğrileri, P-9 kodlu disk ^{142}Pr kaynağı ile yapılan ışınlamada kullanılan EBT3 film ölçümlerinden elde edilen verilerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. TÜBİTAK 118S616 kodlu projenin iş paketi kapsamında üretilen P-4 ve P-5 kodlu disk ^{142}Pr kaynakların doz değerlendirmesinde ise bu defa, Eskişehir Osman Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Onkoloji Bölümünde mevcut Elekta marka Precise model lineer hızlandırıcı ve Epson Expression 11000XL Flatbed (düz yatak) tarayıcının kullanıldığı ve aynı IAEATRS 398 protokolünün uygulandığı 6MeV elektron için elde edilen Şekil 4.5'teki kalibrasyon eğrileri kullanılmıştır (Yücel 2020a), (Duruer vd. 2020). Bu polinom uyarlamayla elde edilen kalibrasyon eğrilerinde, 90 Gy'e kadar varan daha yüksek

dozlarda EBT3 film dedektörün tepkisi incelenmiştir (Duruer vd. 2020). Bu P-4 ve P-5 kodlu kaynakların homojensizlik testleri için Şekil 4.5’deki kalibrasyon eğrilerinin elde edilmesinde kullanılan optik tarayıcı modeli farklı ve seçilen EBT3 film seti de farklı parti üretim olduğundan, tepkide değişimler beklenir (Yücel 2020a).



Şekil 4.5 Epson Expression 11000XL Flatbed (düz yatak) tarayıcı ve Elekta marka Precise model lineer hızlandırıcıda 6 MeV elektron enerjisi için EBT3 film kalibrasyon eğrileri (Duruer vd. 2020)

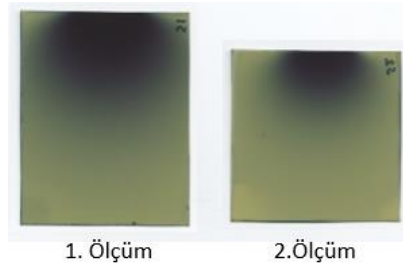
4.3 RFD Tekniği ile ^{142}Pr Disk Kaynak Karakterizasyonu

118S616 TÜBİTAK projesinin iş paketlerinden bir bölüm olarak çalışılan ve bu tezde detaylı incelenen; Araştırma reaktöründe ilk defa üretilen ^{142}Pr disk kaynağının “*Brakiterapi beta kaynağı*” olarak kullanılabilirliğini göstermek amacıyla RFD tekniği ile yapılan karakterizasyon çalışmalarında ^{142}Pr disk kaynak için elde edilen bulgular özgündür. Disk kaynağın barkiterapi uygulamasında verdiği dozu betimleyen üç temel parametre vardır. Bunlar, kaynak şiddeti, doz homojensizliği ve yine maksimum doza göre kaynak yüzeyindeki dozun alansal dağılımını gösteren ortalama yarıçap(R50) değeridir. RFD yöntemiyle EBT3 filmler ile ölçümleri yapabilmek için kaynaklar, AÜ-NBE laboratuvarına ulaştıktan sonra (üretimden sonra yaklaşık 10. saat), önceden hazırlanan gerekli düzenekler yardımıyla, NCS 14 ve ICRU 72’de belirtildiği gibi ışınlamalar yapılmıştır. Daha sonra Bölüm 2.6’da açıklandığı üzere 3 farklı kanalda

(kırmızı, yeşil ve mavi) tarama yapılan Gafkromik EBT3 filmlerin kırmızı kanalın düşük dozlarda daha az dalgalanmayla sonuç verdiği tespit edilmiştir. Bu nedenle, bu tezde ^{142}Pr disk karakterizasyonunda sadece kırmızı kanaldan sağlanan net optik yoğunluklara göre hesaplanan doz değerleri dikkate alınmıştır. Ancak kıyaslama amaçlı tarayıcının yeşil kanalındaki kalibrasyon eğrileri de kullanılmıştır.

4.3.1 Disk kaynak şiddetinin belirlenmesi

Bölüm 3.3.1’de açıklanan kaynak şiddeti belirleme yöntemi, bu tezde 13 mm çaplı ^{142}Pr disk kaynaklar için Şekil 3.13’te kurulan düzenele ölçülmüştür. Kaynak şiddetinin belirlenmesi için örnek olarak P-9 kodlu disk kaynak ile 2 ölçüm alınarak sonuçlar sunulmuştur. Reaktörde ikinci ışınlamanın yapıldığı 05.03.2020 tarihinde saat 14:36’da merkezi ışınlama kanalına konularak 25 dakika ışınlama sonucu elde edilen P-9 kodlu disk kaynak için AÜ-NBE’ne ulaştıktan sonraki günlerde, sırasıyla, 06.03.2020 tarihinde 23,88 saat bekleme süresi ve 1,57 saat ışınlama ile 09.03.2020 tarihinde 92,60 saat bekleme süresi ve 3,63 saat ışınlama süresiyle kaynak şiddeti ölçümünde kullanılmıştır (bkz. Şekil 4.6). Yapılan EBT3 film ışınlamaları sonucunda, kullanılan bu EBT3 filmlerinde gözlemlenen kararmalar ImageJ görüntülerden değerlendirilmiştir.



Şekil 4.6 Kaynak şiddeti ölçümleri sonucu EBT3 filmlerindeki kararma, a)1.ölçüm, yüksek dozda ışınlama, b) 2.ölçüm, düşük dozda ışınlama

Kaynak şiddeti için kurulan düzeneğe, disk kaynak film tepesine kaynak eksenine denk gelecek şekilde ortalanarak konulmuştur. Şekil 4.6’daki görüntüler ve ImageJ programı kullanılarak ilk önce her iki film üzerinde disk kaynağın merkez noktası ($r=0$, $z=0$) bulunmuştur. Sonra her iki filmin $(r,z)=(0,1\text{mm})$ ve $(r,z)=(0,2\text{mm})$ ’deki koordinatlarındaki piksel değerleri (PV) tespit belirlenmiştir. Kontrol filminin ışınlama öncesi ve sonrasındaki piksel değerleri de bulunduktan sonra elde edilen piksel değerleri

ile Eşitlik 2.4'ten net optik yoğunluk (Δ_{netOD}) değerleri hesaplanmıştır. Daha sonra, doza geçiş denklemleri yardımıyla filmlerdeki optik yoğunluktan, gama ve betaların neden olduğu toplam soğurulan doz değerleri hesaplanmıştır.

Burada ICRU 72 protokolüne göre $z=1$ mm ve NCS 14 protokolüne göre $z=2$ mm koşulunda kaynak şiddeti belirlenmiştir. Aşağıdaki tabloda kaynak şiddeti hesabında kullanılan değerler ve sonuçlar gösterilmiştir.

Çizelge 4.5 RFD yöntemiyle P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak şiddeti ölçüm sonuçları

	Işınlama sonrası PV	Δ_{netOD}	Kaynak şiddeti için ölçülen Toplam Dozu (Gy)	Doz Hızı (Gy/h)	NCS/ICRU farkı(%)
a) Kırmızı Kanalı Kullanarak					
1. Ölçüm (z=1mm, ICRU72)	10758	0,62	13,95-15,38	8,89-9,79	+%1,01
1. Ölçüm (z=2mm, NCS14)	10581	0,63	14,66-16,16	9,34-10.29	
2. Ölçüm (z=1mm, ICRU72)	10832	0,62	13,67-15,07	3,77-4,15	-%9,22
2. Ölçüm (z=2mm, NCS14)	11191	0,61	12,40-13,68	3,42-3,77	
b) Yeşil Kanalı Kullanarak					
1. Ölçüm(z=1mm, ICRU72)	10071	0,63	15,16-16,91	9,66-10,77	+%6,32
1. Ölçüm (z=2mm, NCS14)	9836	0,64	16,12-17,98	10,27-11,45	
2. Ölçüm (z=1mm, ICRU72)	9853	0,64	16,05-17,90	4,42-4,93	-%1,51
2. Ölçüm (z=2mm, NCS14)	9911	0,64	15,80-17,63	4,35-4,86	

*Şekil 4.2 ve Şekil 4.4'deki net optik yoğunluktan doza geçiş eğrileri kullanılmıştır.

**%NCS/ICRU farkı, 6MeV elektron doza geçiş eğrisinden hesaplanan kaynak şiddetleri (toplam doz) kullanılarak hesaplanmıştır.

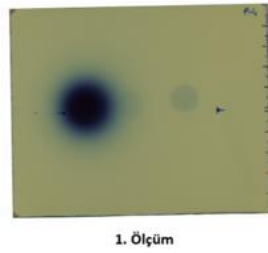
Çizelge 4.5'de sadece kırmızı kanal taramasının dayalı belirlenen dozlardan; kaynak üretildikten ~1gün (23,88 saat) geçtikten sonra yapılan 1. Ölçümünden(1,57 saat ışınlama süresine göre) doz hızı 9,79 -10,29 Gy/h ve üretimden sonra ~4 gün (92, 6saat)geçtikten sonra yapılan 2.ölçümünden(3,63 saat ışınlama süresine göre) ise doz hızının 3,76-4,15 Gy/h olduğu hesaplanabilir. Buna göre ICRP 38 protokolüne göre, üretilen P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak, MDR brakiterapi kaynak olma şartını sağlamıştır.

Çizelge 4.5'de P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak için tarayıcının kırmızı kanalından belirlenen piksel değerleri, net optik yoğunluklar ve doza geçiş eğrilerinden hesaplanan kaynak şiddetleri 1. Ölçümde %1,01 farkla bir tutarlılık sergilemiştir. Ancak iki farklı protokol için %10'a kadar değişen farklılıkta kaynak şiddeti belirlenmiştir. ICRU 72 ve NCS 14

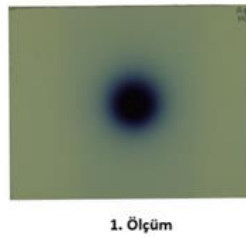
protokollerinin benimsediği, $z=1\text{mm}$ ve $z=2\text{mm}$ mesafelerinin de etkisinin olabileceği gibi, 1. ölçüm ile 2. ölçüm arasında geçen sürede kaynak aktivitesini azalmasıyla, filmlerdeki net optik yoğunluk değişimlerinde dalgalanmanın yüzde hatasıyla ilişkili olabileceği değerlendirilmektedir.

4.3.2 Disk kaynağın homojensizliğinin belirlenmesi

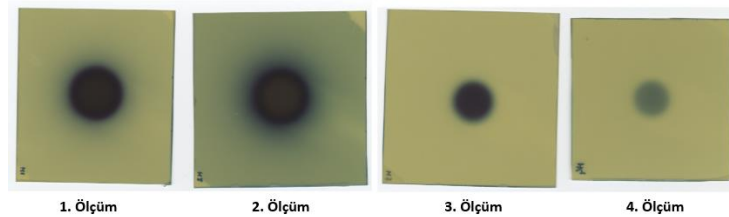
Brakiterapi amaçlı ^{142}Pr disk kaynakların homojensizliği, Şekil 3.14'te gösterilen düzeneyle belirlenmiştir. P-4, P-5 ve P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynakları kullanılarak yapılan homojensizlik ölçümlerinde kullanılan EBT3 filmlerinin ışınlama sonrası görüntüleri Şekil 4.7, 4.8 ve 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.7 P-4 kodlu ^{142}Pr disk kaynağı ile yapılan ışınlamada homojensizlik hesabı için EBT3 filmindeki kararlar



Şekil 4.8 P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynağı ile yapılan ışınlamada homojensizlik hesabı için EBT3 filmindeki kararlar



Şekil 4.9 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynağı ile yapılan ışınlamalarda homojensizlik hesabı için EBT3 filmlerindeki kararlar

Şekil 4.7, 4.8 ve 4.9'daki görüntüler ve ImageJ programı kullanılarak öncelikle ortalama yarıçap (R50) değerler hesaplanmıştır. Bunun için görüntülerden ilk olarak alan merkezleri tespit edildi. Daha sonra, görüntülerdeki minimum piksel değerleri (PV_{min}), diğer bir ifadeyle soğurulan dozun maksimum olduğu noktaların ortalama PV değerlerinden optik yoğunlukları ve aldıkları dozlar hesaplandı. Buradan maksimum doz değerlerinin %50'sini alan noktaların PV değerleri aynı işlemlerin tersi yapılarak elde edildi. P-4 ve P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynakları için 6 MeV elektron kalibrasyon eğrileri kullanılarak kırmızı kanal için hesaplanan %50 doz sonuçları ve bunlara karşılık gelen %50 PV değerleri Çizelge 4.6'da verilmiştir. P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak için ise hem 6 MV foton ve hem de 6 MeV kalibrasyon eğrilerinden kırmızı ve yeşil kanal için elde edilen denklemler kullanılarak ayrı ayrı daha ayrıntılı hesaplamalar yapılmıştır (Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8).

Çizelge 4.6 P-4 ve P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynaklarla yapılan ışınlamalarda, maksimum dozun %50'si hesabındaki PV değerleri

Disk kaynak*	Min. PV	ΔnetOD	Maks. Doz (Gy)	%50 Doz (Gy)	%50 Doz PV
P-4	2727	1,186	32,275	16,138	8915
P-5	1872	1,349	35,032	17,516	8343

*Tek bir ölçüm için dozlar, 6 MeV elektron kullanılarak kırmızı kanalda yapılan kalibrasyon eğrilerinden belirlenmiştir.

Çizelge 4.7 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynakla yapılan ışınlamalarda, kırmızı ve yeşil kanaldan okumalarla maksimum dozun %50'si hesabındaki PV değerleri (6MV foton kalibrasyonu eğrisine göre)

		Min. PV	ΔnetOD	Maks. Doz (Gy)	%50 Doz (Gy)	%50 Doz PV
1.	Kırmızı	9938	0,657	17,677	8,839	12553
Ölçüm	Yeşil	8992	0,681	20,348	10,174	11778
2.	Kırmızı	9560	0,674	19,847	9,924	12078
Ölçüm	Yeşil	8921	0,685	20,771	10,386	11685
3.	Kırmızı	12437	0,559	9,048	4,524	15689
Ölçüm	Yeşil	10800	0,602	12,643	6,322	14127
4.	Kırmızı	21809	0,316	1,691	0,846	27421
Ölçüm	Yeşil	25050	0,236	1,422	0,711	32569

*6MV foton kalibrasyonu eğrisine göre dozlar hesaplandı.

Çizelge 4.8 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynakla yapılan ışınlamalarda, kırmızı ve yeşil kanaldan okumalarla maksimum dozun %50'si hesabındaki PV değerleri (6MeV elektron kalibrasyonu eğrisine göre)

		Min. PV	ΔnetOD	Maks. Doz (Gy)	%50 Doz (Gy)	%50 Doz PV
1. Ölçüm	Kırmızı	9938	0,657	19,463	9,732	12568
	Yeşil	8992	0,681	22,697	11,349	11796
2. Ölçüm	Kırmızı	9560	0,674	21,839	10,919	12092
	Yeşil	8921	0,685	23,169	11,585	11704
3. Ölçüm	Kırmızı	12437	0,559	9,997	4,999	15713
	Yeşil	10800	0,602	14,104	7,052	14141
4. Ölçüm	Kırmızı	21809	0,316	1,885	0,943	27488
	Yeşil	25050	0,236	1,587	0,793	32514

*6MeV elektron kalibrasyonu eğrisine göre dozlar hesaplandı.

Çizelge 4.6'da belirlenen değerler kullanılarak Bölüm 3.3.1'de hesaplama yöntemleri verilen ortalama yarıçap (R50) ve yüzde homojensizlik (%U) değerleri, sırasıyla kırmızı kanal optik okumalarına dayalı P-4 ve P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynaklar için Çizelge 4.10'da verilmiştir. Benzer şekilde Çizelge 4.8'deki veriler kullanılarak P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynağı için R50 ve %U homojensizlik değerleri Çizelge 4.9'da verilmiştir. %U homojensizlik değerleri hesaplanırken merkezi, hesaplanan alan merkezi ve yarıçapı $0,8 \cdot R50$ olan dairesel bölgedeki maksimum, minimum ve ortalama piksel değerleri kullanılmıştır. Ayrıca %U kaynak doz homojensizlikleri ICRU 72 ve NCS 14 medikal protokollerinin kuralları dikkate alınarak ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Çizelge 4.9 ICRU 72 ve NCS 14 protokollerine göre P-4 ve P-5 kodlu ^{142}Pr disk kaynaklar için belirlenen ortalama yarıçap ve homojensizlik değerleri

Disk Kaynak*	Ortalama yarıçap	%80R50	Homojenizlik, %U	
	R50 (mm)	$0,8 \cdot R50$ (mm)	ICRU72'ye göre	NCS14'e göre
P-4	10,44	8,35	28	25
P-5	11,84	9,47	27	22

*6MeV elektron kalibrasyon eğrisi ve tarayıcının kırmızı kanal okumaları kullanıldı

Çizelge 4.10 ICRU 72 ve NCS 14 protokollerine göre P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak için belirlenen ortalama yarıçap ve homojensizlik değerleri

Disk Kaynak*		Ortalama yarıçap	%80R50	Homojensizlik, %U	
		R50 (mm)	0,8*R50 (mm)	ICRU72'ye göre	NCS14'e göre
P-9	6 MV	6,04	4,83	41	32
	6 MeV	6,04	4,83	41	32
Yeşil	6 MV	6,04	4,83	29	25
	6 MeV	6,04	4,83	29	25

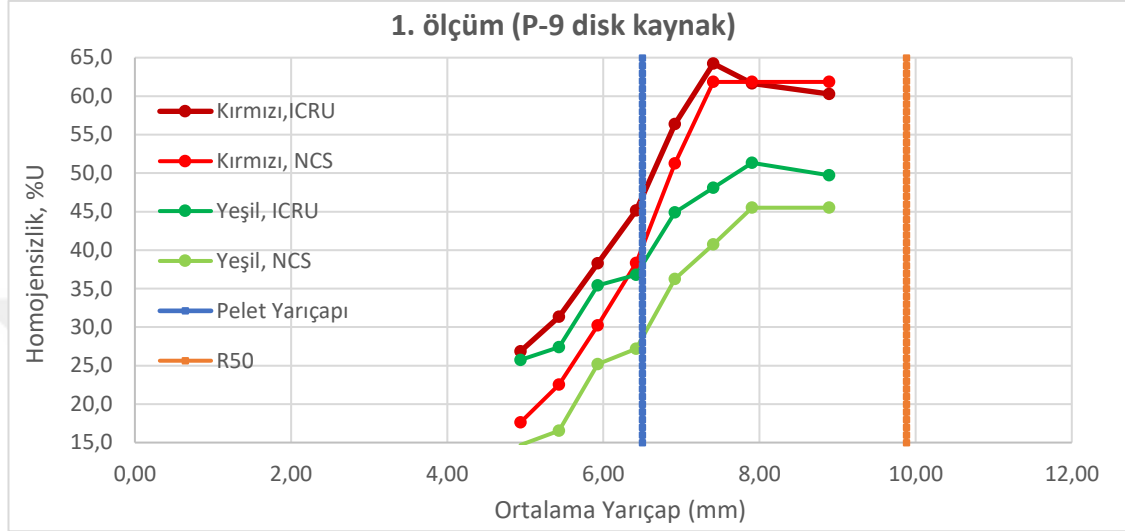
*Dört farklı ölçümden sadece bir tanesi kendi içinde tutarlı sonuç vermiştir.

P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak HDPE aplikatör içinde ve önünde Al penceresi olduğu halde EBT3 filmlerine uygulandığından, doz homojensizliğin hesabında kullanılan R50 ortalama yarıçapın belirlenmesinde pencere materyalinin betaların üzerindeki saçılma etkisinin olabileceği düşünülmüştür. Bu bağlamda, ICRU 72 ve NCS 14 protokollerine göre Çizelge 4.10'daki homojensizlikler belirlendikten sonra, bu defa aynı hesaplamalar söz konusu P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ışınlamalarında 4 farklı ölçüm için film üzerindeki ortalama yarıçap R50'nin farklı katları olan dairesel bölgelerde yapılarak homojensizlik değişimleri incelenmiştir (Çizelge 4.11).

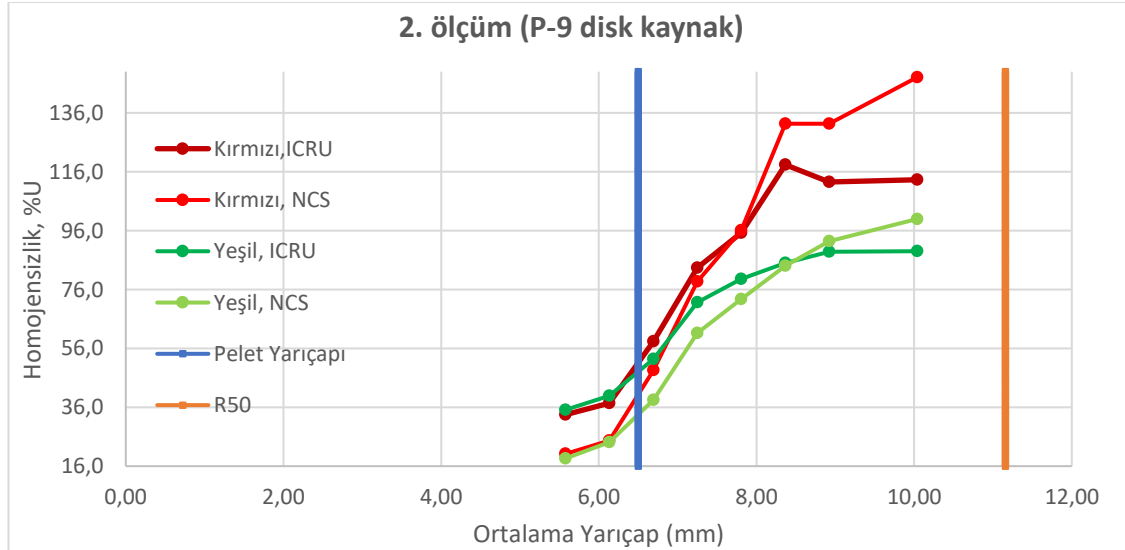
Çizelge 4.11 P-9 kodlu ¹⁴²Pr disk kaynak işinlamalarında homojensizliğin R50'nin katlarına göre değişimi

Ölçüm no. Okuma kanalı(R/G) Protokol			Ortalama yarıçap(R50)'nin katları							
			%90R50	%80R50	%75R50	%70R50	%65R50	%60R50	%55R50	%90R50
			0,9*R50	0,8*R50	0,75*R50	0,7*R50	0,65*R50	0,6*R50	0,55*R50	0,5*R50
1. Ölçüm	Kırmızı	ICRU	60,3	61,6	64,2	56,4	45,1	38,3	31,4	26,9
		NCS	61,8	61,8	61,8	51,3	38,3	30,2	22,5	17,6
	Yeşil	ICRU	49,7	51,3	48,1	44,9	36,8	35,4	27,4	25,7
		NCS	45,5	45,5	40,7	36,3	27,2	25,2	16,6	14,7
2. Ölçüm	Kırmızı	ICRU	113,3	112,6	118,4	95,3	83,4	58,4	37,3	33,5
		NCS	148,1	132,3	132,3	96,1	78,7	48,6	24,7	20,2
	Yeşil	ICRU	89,0	88,8	85,1	79,5	71,6	52,4	39,9	35,1
		NCS	100,0	92,4	84,0	72,7	61,2	38,5	24,1	18,6
3. Ölçüm	Kırmızı	ICRU	60,6	58,5	57,5	56,5	56,3	55,7	55,3	55,1
		NCS	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2
	Yeşil	ICRU	68,5	65,5	64,0	62,6	62,3	61,5	61,0	60,7
		NCS	49,1	49,1	49,1	49,1	49,1	49,1	49,1	49,1
4. Ölçüm	Kırmızı	ICRU	54,7	39,3	32,8	29,1	25,8	25,9	22,7	22,4
		NCS	41,9	31,3	26,4	23,6	21,0	21,2	18,6	18,6
	Yeşil	ICRU	41,0	28,6	24,1	21,3	18,9	18,8	16,7	16,2
		NCS	34,5	25,1	21,4	19,2	17,2	17,2	15,5	15,1

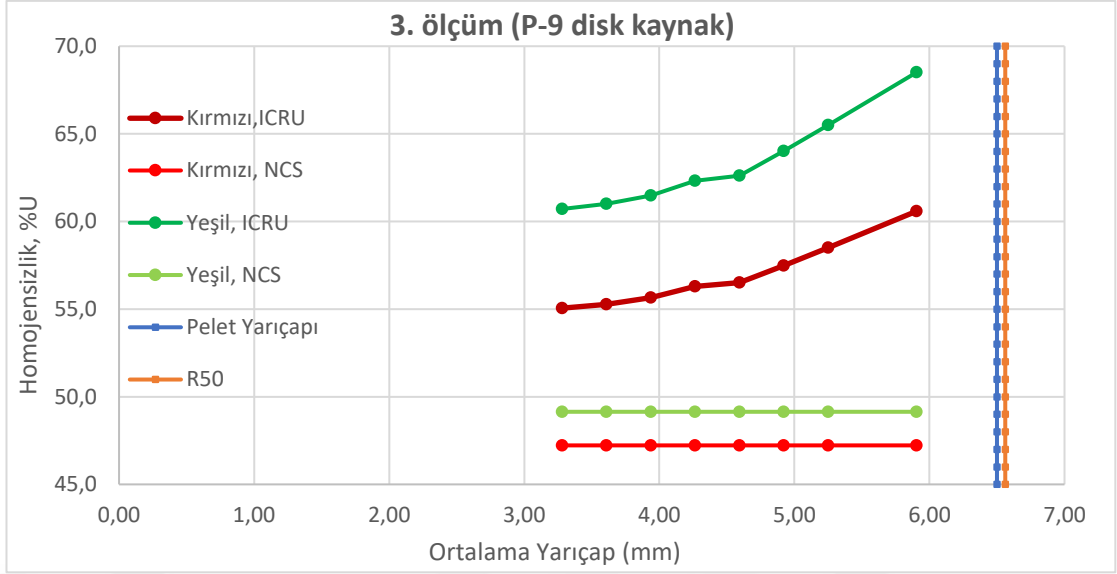
Çizelge 4.11’de ortalama yarıçapın (R50)’nin katları olarak, kaynak homojensizliğinin kaynağın merkezine yaklaştıkça azalımı, diğer bir ifadeyle kaynak homojenliğinin iyileşmesi P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak için farklı ölçümlerde kırmızı ve yeşil kanal okumalarında hesaplanmış ve Şekil 4.10, 4.11, 4.12 ve 4.13’te gösterilmiştir.



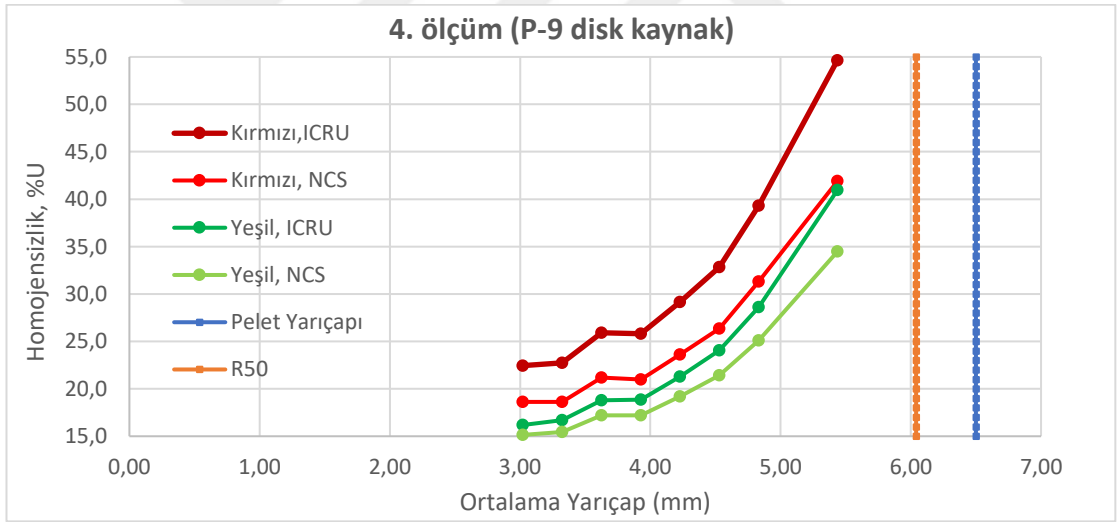
Şekil 4.10 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada 1. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi



Şekil 4.11 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada 2. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi



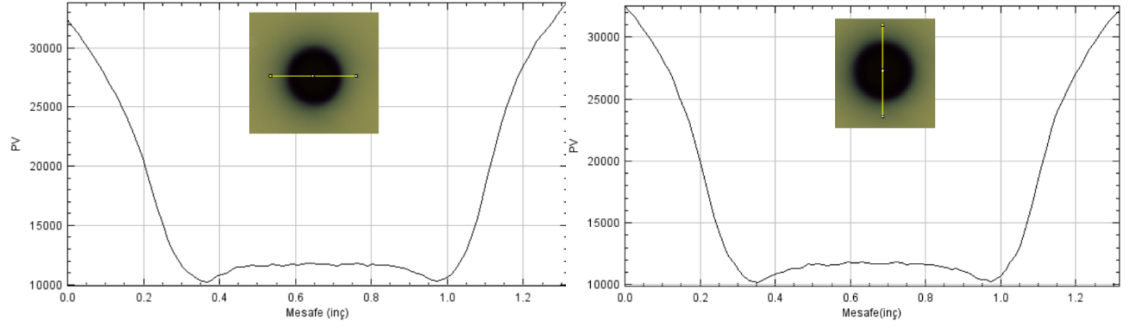
Şekil 4.12 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan 3. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi



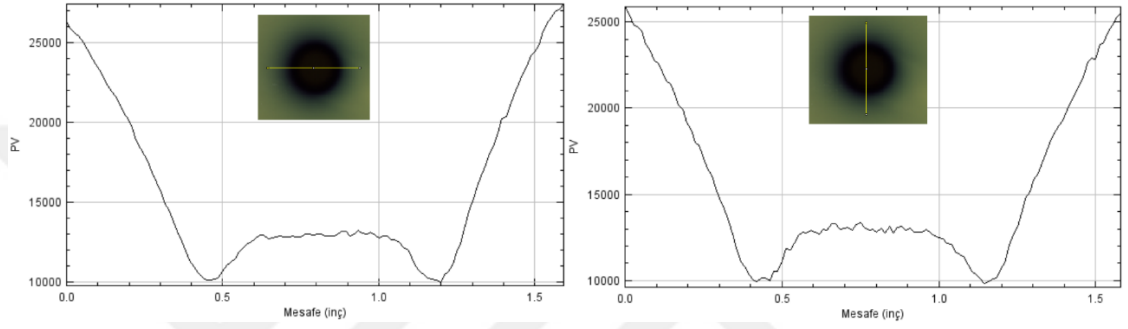
Şekil 4.13 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan 4. ölçüm sonucu hesaplanan homojensizlik değeri değişimi

Hesaplamaların yanı sıra ImageJ programı yardımıyla P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan 4 ayrı ışınlama sonucunda filmlerin alan merkezlerinden geçen, x veya y eksenleri boyunca uzanan bir doğrudaki PV değerlerinin değişimini gösteren grafikler de elde edilmiştir. PV değerleri ile doz değerlerinin ters orantılı olduğu bilindiğinden grafiklerden doz dağılımı hakkında da bilgi sağlamaktadır. Şekil 4.14'te her bir ölçüm için ve hem x-ekseni hem de y-ekseni boyunca elde edilen PV değişimi grafikleri görülmektedir.

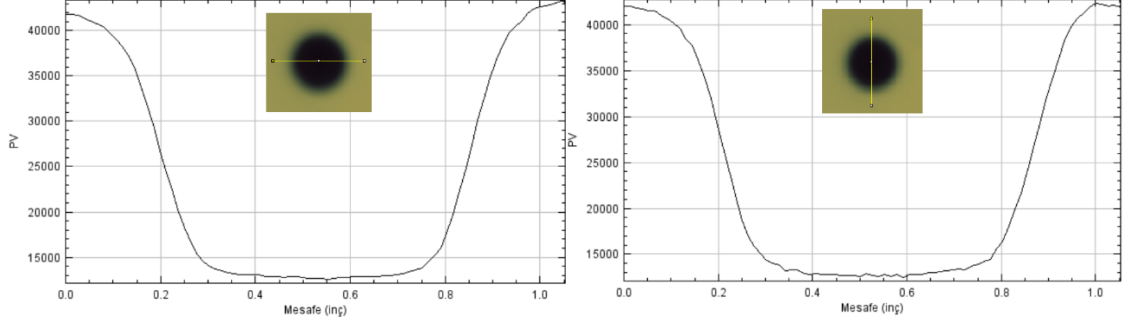
1.Ölçüm



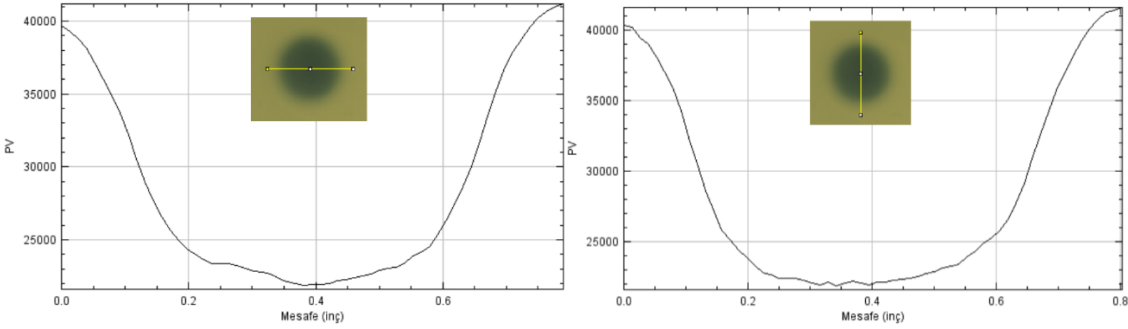
2.Ölçüm



3.Ölçüm



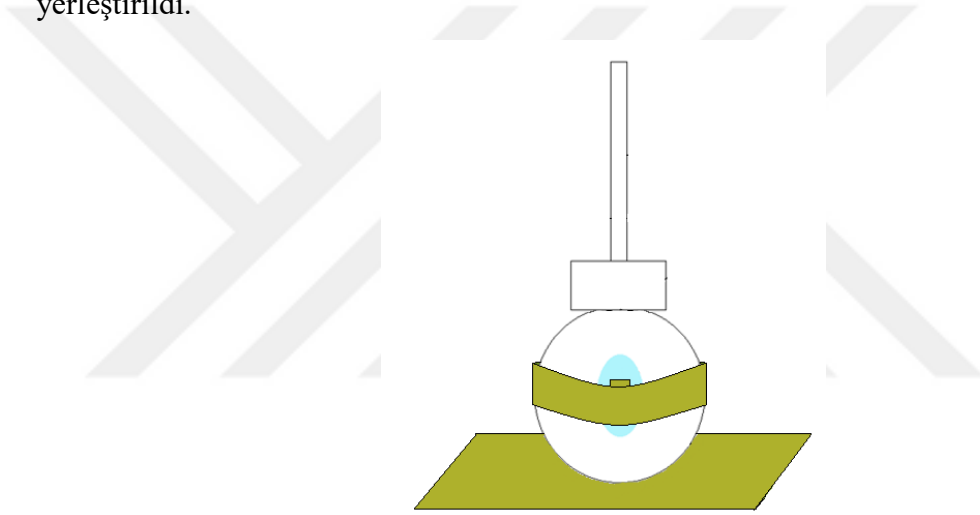
4.Ölçüm



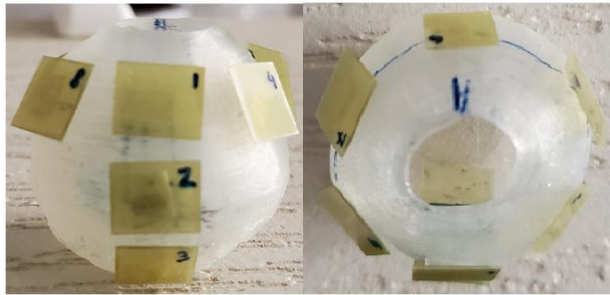
Şekil 4.14 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan ışınlamada elde edilen görüntülerden ImageJ programından belirlenen piksel değeri (PV)-Görüntünün Yatay ve Düşey yönde değişimi

4.4 Göz Organında RFD ile Yapılan Doz Dağılımı Ölçüm Sonuçları

118S616 TÜBİTAK projesi iş paketleri kapsamında doku eşdeğerliği belirlenen özel bir PLA(e) termoplastik malzemeden 3D yazıcı tekniği ile üretilen göz fantomu kullanılarak yapılan doz dağılımı ölçümleri için Şekil 3.16’da gösterildiği gibi P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak, 3 farklı fantomu ışınlayacak şekilde yerleştirildi. İlk durumda, P-9 kodlu disk kaynak göz fantomunun tepesine yerleştirildi ve 3 farklı ölçüm alındı. Bu ölçümlerin ilk ikisinde EBT3 filmleri, Şekil 4.15’teki gibi fantomun altında, çevresinde ve göz lensinde kullanıldı. Son ölçümde ise EBT3 filmler, fantom altında ve lense aynı şekilde kullanılırken fantom üzerine Şekil 4.16’daki gibi küçük filmler kesilip numaralandırılarak yerleştirildi.

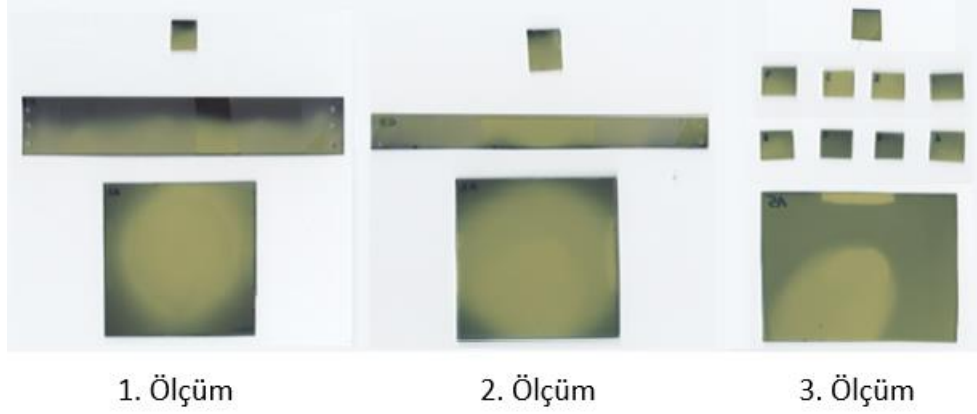


Şekil 4.15 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomunun üstündeyken ilk 2 ölçümde kullanılan EBT3 filmleri



Şekil 4.16 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomunun üstündeyken son ölçümde kullanılan EBT3 filmleri

Sırasıyla 12,37 saat, 21,8 saat ve 96,55 saatlik 3 ölçüm sonucunda EBT3 filmlerinin tarama sonrası görüntüleri Şekil 4.17’da gösterilmiştir.



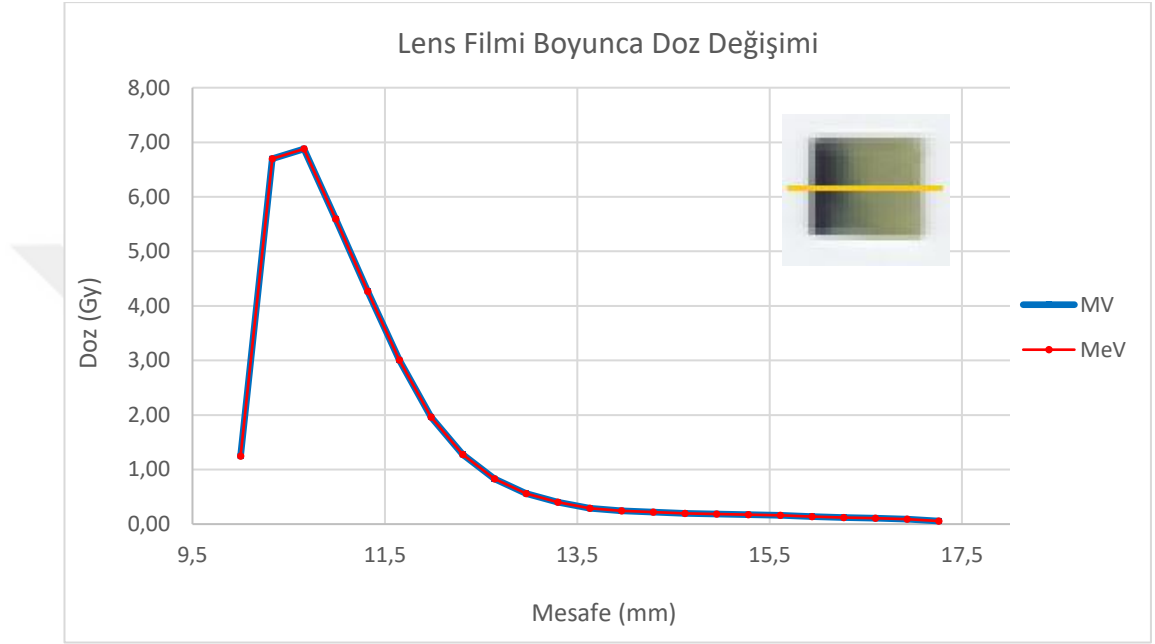
Şekil 4.17 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomu üstüneyken yapılan ölçümler sonucu EBT3 filmlerinde oluşan optik kararmalar

ImageJ programı yardımıyla filmlerdeki optik yoğunluk değişimleri incelendi ve 6 MeV elektron ile 6 MV foton kalibrasyon eğrileri kullanılarak doz değişimleri belirlenerek dağılımları incelendi. Birinci ölçüm sonucu fantomun altına konulan filmde, fantom tabanının geldiği bölgedeki doz değerleri, her iki kalibrasyon eğrisinden 0,07 Gy'lık toplam doz hesaplandı. P-9 kodlu kaynağın fantom üzerindeki konumundan yaklaşık 1 cm uzağa yerleştirilen lens filmindeki doz değişimi ise Çizelge 4.12'da nicel olarak verilmiştir.

Çizelge 4.12 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye göre değişimi

P-9 Disk kaynak			P-9 Disk kaynak		
EBT3 film ile Ölçülen Doz (Gy)			EBT3 film ile Ölçülen Doz (Gy)		
Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak	Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak
10	1,25	1,39	13,96	0,24	0,27
10,33	6,70	7,41	14,29	0,22	0,25
10,66	6,88	7,60	14,62	0,20	0,22
10,99	5,59	6,19	14,95	0,18	0,21
11,32	4,27	4,73	15,28	0,17	0,19
11,65	3,01	3,34	15,61	0,16	0,18
11,98	1,96	2,18	15,94	0,14	0,15
12,31	1,28	1,42	16,27	0,12	0,14
12,64	0,83	0,93	16,6	0,11	0,12
12,97	0,56	0,63	16,93	0,09	0,10
13,3	0,40	0,45	17,26	0,06	0,06
13,63	0,29	0,33			

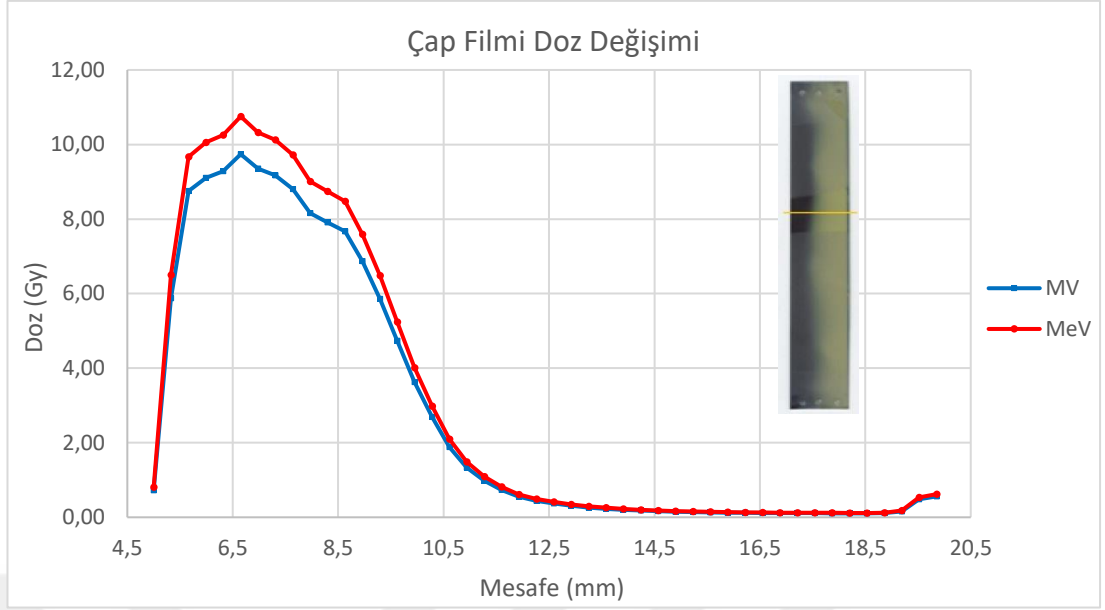
Şekil 4.18’de ise filmdeki doz değişimi grafik olarak gösterilmiştir. Burada mesafe değerleri kaynağa olan uzaklığından dolayı 10 mm’den başlatılmıştır. Fantom çevresine yerleştirilen film için de aynı incelemeler yapılmış ve sonuçlar Çizelge 4.13 ve Şekil 4.19’da gösterilmiştir. Film kaynaktan yaklaşık 0,5 cm uzağa yerleştirildiğinden mesafe eksenini 5 mm’den başlatılmıştır.



Şekil 4.18 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde lens üzerindeki filmdeki doz değişim grafiği

Çizelge 4.13 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde fantom çevresine sarılan filmdeki dozun mesafeye bağlı değişimi

P-9 Disk kaynak			P-9 Disk kaynak		
EBT3 film ile Ölçülen Doz (Gy)			EBT3 film ile Ölçülen Doz (Gy)		
Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak	Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak
5	0,72	0,81	12,59	0,37	0,41
5,33	5,88	6,50	12,92	0,31	0,34
5,66	8,75	9,67	13,25	0,26	0,29
5,99	9,11	10,06	13,58	0,23	0,26
6,32	9,28	10,25	13,91	0,20	0,23
6,65	9,74	10,75	14,24	0,18	0,20
6,98	9,35	10,33	14,57	0,16	0,18
7,31	9,17	10,13	14,9	0,15	0,17
7,64	8,80	9,72	15,23	0,14	0,15
7,97	8,16	9,01	15,56	0,13	0,15
8,3	7,91	8,74	15,89	0,13	0,14
8,63	7,67	8,48	16,22	0,12	0,13
8,96	6,87	7,60	16,55	0,12	0,13
9,29	5,86	6,48	16,88	0,11	0,13
9,62	4,73	5,24	17,21	0,11	0,13
9,95	3,62	4,02	17,54	0,11	0,12
10,28	2,69	2,98	17,87	0,11	0,12
10,61	1,88	2,09	18,2	0,10	0,12
10,94	1,33	1,49	18,53	0,10	0,12
11,27	0,98	1,10	18,86	0,11	0,12
11,6	0,74	0,82	19,19	0,16	0,18
11,93	0,55	0,62	19,52	0,48	0,54
12,26	0,44	0,50	19,85	0,56	0,62

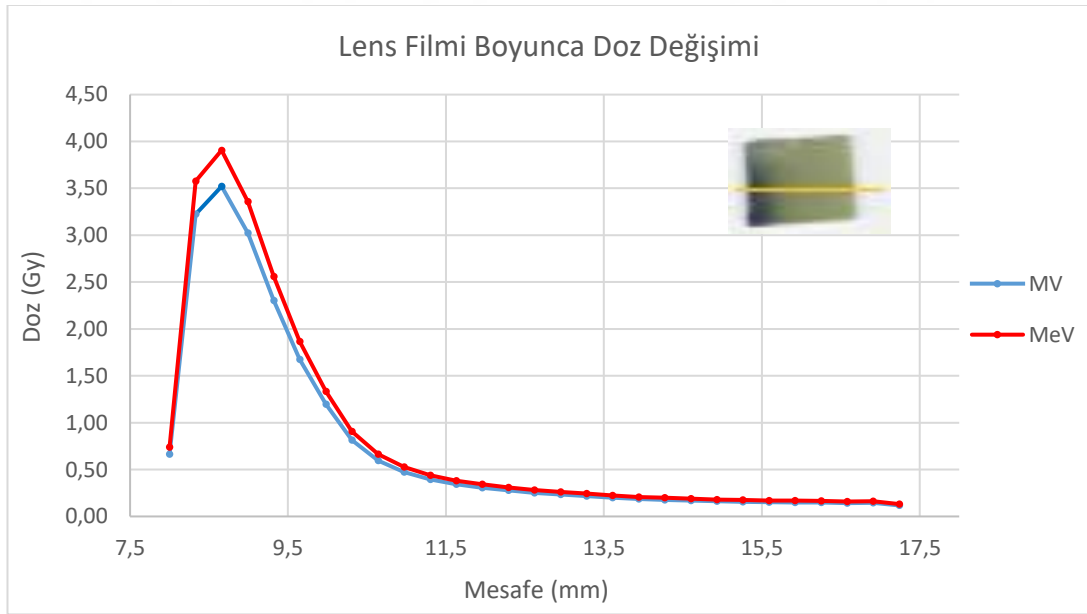


Şekil 4.19 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 1. ölçümünde fantom çevresine sarılan filmdeki dozun mesafeye bağlı değişimi

P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak fantomun üst kısmında konumlu iken, yapılan 2. ölçümde ise, filmin göz fantomunun tabanına denk gelen bölgedeki optik yoğunluk değişimi incelenerek elde edilen doz değerleri, 6MeV ve 6MV foton kalibrasyon eğrileri kullanılarak sırasıyla 0,12 Gy ve 0,11 Gy olarak belirlenmiştir. Kaynaktan yaklaşık 0,8 cm uzaklığa yerleştirilen lens filmindeki ve 1 cm uzaklıkta fantom çevresine yerleştirilen filmlerin doz değişimi Çizelge 4.14 ile 4.15 ve Şekil 4.20 ile 4.21’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.14 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi

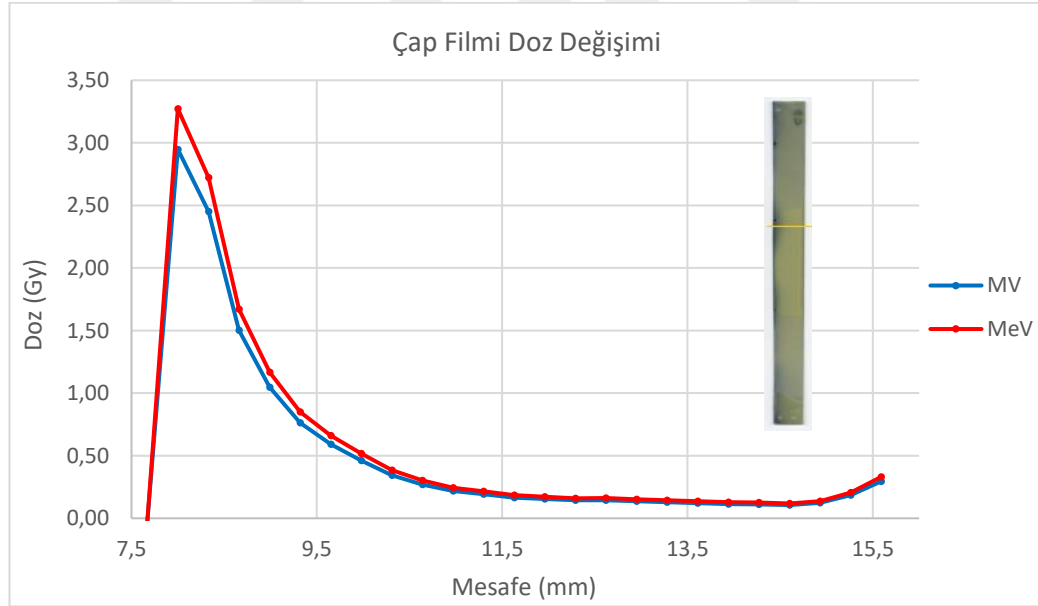
P-9 Disk kaynak			P-9 Disk kaynak		
EBT3 Film ile Ölçülen Doz (Gy)			EBT3 Film ile Ölçülen Doz (Gy)		
Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak	Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak
8	0,66	0,74	12,95	0,23	0,26
8,33	3,22	3,58	13,28	0,22	0,24
8,66	3,52	3,91	13,61	0,20	0,23
8,99	3,02	3,36	13,94	0,19	0,21
9,32	2,30	2,56	14,27	0,18	0,20
9,65	1,68	1,86	14,6	0,17	0,19
9,98	1,20	1,33	14,93	0,16	0,18
10,31	0,81	0,91	15,26	0,16	0,18
10,64	0,60	0,67	15,59	0,15	0,17
10,97	0,47	0,53	15,92	0,15	0,17
11,3	0,39	0,44	16,25	0,15	0,17
11,63	0,34	0,38	16,58	0,14	0,16
11,96	0,31	0,34	16,91	0,15	0,16
12,29	0,28	0,31	17,24	0,12	0,13
12,62	0,25	0,28			



Şekil 4.20 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde lens filmindeki doz değişim grafiği

Çizelge 4.15 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde fantom çevresi filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi

P-9 Disk kaynak			P-9 Disk kaynak		
EBT3 Film ile Ölçülen Doz (Gy)			EBT3 Film ile Ölçülen Doz (Gy)		
Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak	Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak
8	2,95	3,27	11,96	0,15	0,17
8,33	2,45	2,72	12,29	0,14	0,16
8,66	1,50	1,67	12,62	0,14	0,16
8,99	1,05	1,17	12,95	0,14	0,15
9,32	0,76	0,85	13,28	0,13	0,14
9,65	0,59	0,66	13,61	0,12	0,14
9,98	0,46	0,52	13,94	0,11	0,13
10,31	0,34	0,38	14,27	0,11	0,13
10,64	0,27	0,30	14,6	0,11	0,12
10,97	0,22	0,24	14,93	0,12	0,14
11,3	0,19	0,22	15,26	0,18	0,21
11,63	0,17	0,18	15,59	0,29	0,33



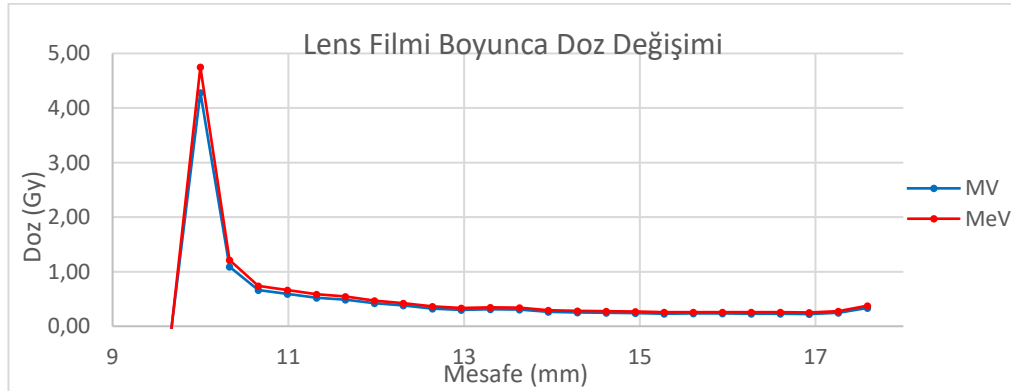
Şekil 4.21 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 2. ölçümünde fantom çevresi filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi

Disk kaynak fantom üst kısmındayken yapılan son ölçümde göz fantomu altında kalan bölgedeki optik yoğunluk değişiminden elde edilen sonuçlara göre 6MeV ve 6MV foton kalibrasyon eğrileri kullanılarak sırasıyla dozlar 0,09 Gy ve 0,08 Gy olarak

hesaplanmıştır. Lense yerleştirilen ve kaynaktan yaklaşık 1 cm uzaklıktaki EBT3 film için hesaplanan doz değerlerinin mesafeye göre değişimi Çizelge 4.16 ile Şekil 4.22’te gösterilmiştir.

Çizelge 4.16 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi

P-9 Disk kaynak			P-9 Disk kaynak		
EBT3 Film ile Ölçülen Doz (Gy)			EBT3 Film ile Ölçülen Doz (Gy)		
Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak	Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak
10	4,29	4,75	13,96	0,26	0,30
10,33	1,09	1,22	14,29	0,25	0,28
10,66	0,66	0,74	14,62	0,25	0,28
10,99	0,59	0,66	14,95	0,24	0,27
11,32	0,52	0,59	15,28	0,23	0,26
11,65	0,49	0,54	15,61	0,23	0,26
11,98	0,42	0,47	15,94	0,23	0,26
12,31	0,38	0,42	16,27	0,23	0,26
12,64	0,32	0,36	16,6	0,23	0,26
12,97	0,30	0,34	16,93	0,22	0,25
13,3	0,31	0,34	17,26	0,25	0,28
13,63	0,30	0,34	17,59	0,34	0,37

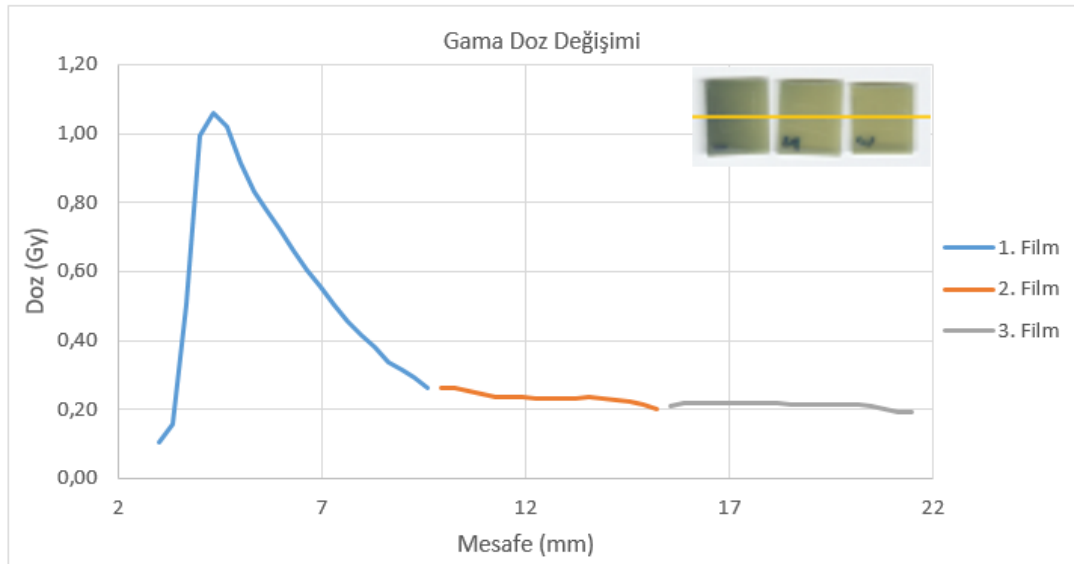


Şekil 4.22 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde lens filmindeki dozun mesafeye bağlı değişimi

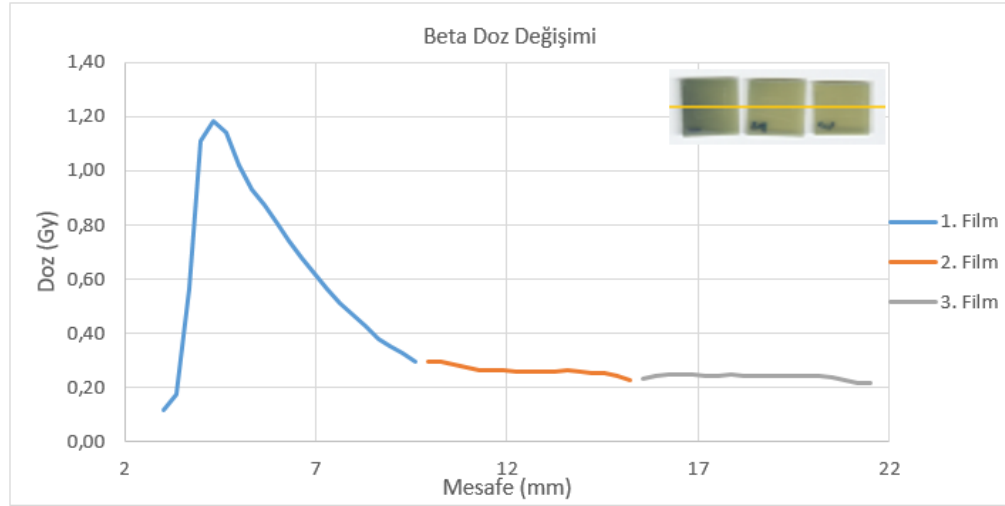
Göz fantomu üzerine yerleştirilen numaralandırılmış küçük parçalar şeklindeki EBT3 filmlerinden 1, 2 ve 3 numaralıları lens önüne alt alta yerleştirilmişti. Bu filmlerin taranmış görüntülerinden ImageJ programı ile elde edilen doz değişimi bilgileri Çizelge 4.17 ve Şekil 4.23 ile 4.24’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.17 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde 1, 2 ve 3 numaralı filmlerine aktarılan dozun mesafeye bağlı değişimi

1 Numaralı EBT3 Film			2 Numaralı EBT3 Film			3 Numaralı EBT3 Film		
Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron Kalibrasyonu kullanılarak	Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron Kalibrasyonu kullanılarak	Mesafe (mm)	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron Kalibrasyonu kullanılarak
3,67	0,39	0,44	9,94	0,11	0,13	15,55	0,05	0,05
4	0,96	1,07	10,27	0,11	0,12	15,88	0,06	0,07
4,33	1,04	1,16	10,6	0,10	0,11	16,21	0,06	0,07
4,66	0,99	1,11	10,93	0,09	0,10	16,54	0,06	0,07
4,99	0,87	0,97	11,26	0,08	0,09	16,87	0,06	0,07
5,32	0,77	0,86	11,59	0,08	0,09	17,2	0,06	0,07
5,65	0,71	0,80	11,92	0,08	0,09	17,53	0,06	0,07
5,98	0,64	0,72	12,25	0,07	0,08	17,86	0,06	0,07
6,31	0,58	0,64	12,58	0,07	0,08	18,19	0,06	0,07
6,64	0,51	0,57	12,91	0,08	0,09	18,52	0,06	0,07
6,97	0,45	0,51	13,24	0,08	0,09	18,85	0,06	0,07
7,3	0,39	0,44	13,57	0,08	0,09	19,18	0,06	0,06
7,63	0,34	0,38	13,9	0,08	0,08	19,51	0,06	0,06
7,96	0,29	0,33	14,23	0,07	0,08	19,84	0,06	0,06
8,29	0,25	0,28	14,56	0,07	0,07	20,17	0,06	0,06
8,62	0,20	0,22	14,89	0,06	0,06	20,5	0,05	0,06
8,95	0,17	0,19	15,22	0,04	0,05	20,83	0,04	0,05
9,28	0,15	0,16				21,16	0,03	0,03
9,61	0,11	0,12				21,49	0,03	0,03



Şekil 4.23 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde 1, 2 ve 3 numaralı filmlerin 6 MV foton kalibrasyon eğrisi kullanılarak dozların değişimi



Şekil 4.24 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu ölçümünde 1, 2 ve 3 numaralı filmlerin 6 MeV elektron kalibrasyon eğrisi kullanılarak dozların değişimi

P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu ışınlanmasında, 4, 5, 6, 7 ve 8 numaralı filmler ise merkezi kaynaktan yaklaşık 0,7 cm uzaklıktaki çember çizgisi boyunca ortalı olacak şekilde yerleştirildi. Merkezi kaynaktan yaklaşık 0,5 cm uzaklıktaki çember üzerindeki doz değişimi filmler teker teker incelenerek hesaplandı ve sonuçlar Çizelge 4.18’de gösterildi.

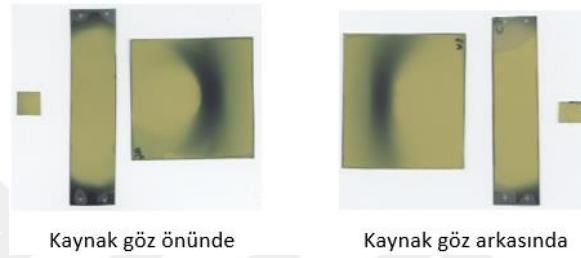
Çizelge 4.18 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak-göz fantomu 3. ölçümünde 4, 5, 6, 7 ve 8 numaralı filmlerde elde edilen doz değerleri

P-9 Disk Kaynak	Ölçülen Doz (Gy)	
	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak
4.film	0,89	1,00
5.film	0,67	0,75
6.film	1,84	2,04
7.film	1,71	1,90
8.film	0,72	0,80

P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak lens hizasında göz önüne (Şekil 3.16(b)) ve arkasına (Şekil 3.16(c)) yerleştirilerek birer ölçüm alındı. EBT3 filmleri aynı şekilde fantom altında, lenste ve fantom çevresinde kullanıldı. Filmler, fantom ve kaynak ile hazırlanan ölçüm düzeneği Şekil 4.25’te, kullanılan EBT3 filmlerinin ölçümler sonrasındaki kararmaları ise Şekil 4.26’da gösterilmiştir.



Şekil 4.25 Disk kaynak göz lensi hizasında oluşturulan ölçüm düzeneği



Şekil 4.26 Disk kaynak göz lensi hizasında göz önündeyken ve arkasındayken yapılan ölçümler sonucu EBT3 filmlerindeki kararmalar

EBT3 filmlerinin tarama görüntüleri ve ImageJ programı kullanılarak lens filmlerindeki, fantom altındaki filmin fantom tabanına denk gelen bölgesindeki ve fantom çevresine sarılan filmde kaynak karşısına denk gelen bölgedeki toplam doz değerleri hesaplanmıştır (Çizelge 4.19). Kaynak göz fantomu arkasındayken yapılan ölçümde lens filmi su aldığından doz değeri hesaplanamadı.

Çizelge 4.19 P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak göz fantomunun arkasında ve önündeyken EBT3 filmlerinden hesaplanan doz değerleri

P-9 Disk Kaynak	Kaynak Göz Fantomunun Önündeyken Ölçülen Doz (Gy)		Kaynak Göz Fantomunun Arkasındayken Ölçülen Doz (Gy)	
	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak	6MV Foton kalibrasyonu kullanılarak	6MeV Elektron kalibrasyonu kullanılarak
Lens	0,05	0,05	-	-
Fantom Altı	0,03	0,03	0,02	0,02
Gözün Arkasında/Önünde	0,05	0,05	0,01	0,01

(-) ölçüm alınamadı

4.5 SmartION ve LB 124 Dedektörleri ile Alınan Ölçümler

Radyasyon korunma amaçlı ve çalışmaların planlanması için İTÜ Araştırma reaktöründe üretilerek ölçümler için AÜ-NBE'ne getirilen P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynağının farklı zamanlarda anlık aktivite ve doz hızı ölçümleri ZnS(Ag) esaslı LB 124(Berthold) sintilasyon ve SmartION iyon odası dedektörleri ile yapıldı.

SmartION ile gama (γ) ve gama+beta ($\gamma+\beta$) ölçümleri alındı. Ölçümlerin ne zaman yapıldığı, disk kaynağın (P-9) neresinden ölçüm alındığı ve elde edilen ölçüm verileri Çizelge 4.20'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.20 SmartION dedektörüyle alınan doz hızı ölçüm verileri

Tarih	Saat	Yer	Ölçüm	Ölçülen Radyasyon
5.03.2020	23:05	P9 diskin arka yüzü	6,4 mGy/h	$\gamma+\beta$
5.03.2020	23:05	P9 diskin arka yüzü	ölçüm alınamadı	γ
5.03.2020	23:27	Göz fantomu ve P9 ile kurulan düzenekte	0,88 mGy/h	$\gamma+\beta$
9.03.2020	12:20	S2 filmi ışınlanırken 15 cm uzaktan	43 $\mu\text{Gy/h}$	γ
9.03.2020	12:22	S2 filmi ışınlanırken 15 cm uzaktan	2,8 mGy/h	$\gamma+\beta$
9.03.2020	12:23	S2 filmi ışınlanırken 15 cm uzaktan	3,35 mGy/h	$\gamma+\beta$
9.03.2020	15:17	P9 diskin ön yüzü	41,5 mGy/h	$\gamma+\beta$
9.03.2020	15:19	P9 diskin ön yüzü	1,56 mGy/h	γ
10.03.2020	10:24	P9 diskin ön yüzeyi	0,64 mGy/h	γ
10.03.2020	10:25	P9 diskin ön yüzeyi	28,4 mGy/h	$\gamma+\beta$
10.03.2020	10:27	H3 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	9,1 $\mu\text{Gy/h}$	$\gamma+\beta$
10.03.2020	10:28	H3 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	1,8 $\mu\text{Gy/h}$	γ
10.03.2020	12:22	H3 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	1,9 $\mu\text{Gy/h}$	γ
10.03.2020	12:24	H3 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	9,5 $\mu\text{Gy/h}$	$\gamma+\beta$
10.03.2020	12:27	P9 diskin ön yüzeyi	18,3 mGy/h	$\gamma+\beta$
10.03.2020	12:29	P9 diskin ön yüzeyi	0,57 mGy/h	γ
12.03.2020	14:32	P9 diskin ön yüzeyi	3,42 mGy/h	$\gamma+\beta$
12.03.2020	14:33	P9 diskin ön yüzeyi	114 $\mu\text{Gy/h}$	γ
12.03.2020	14:35	H4 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	2 $\mu\text{Gy/h}$	$\gamma+\beta$
12.03.2020	14:36	H4 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	0,2 $\mu\text{Gy/h}$	γ
12.03.2020	16:24	H4 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	1,5 $\mu\text{Gy/h}$	$\gamma+\beta$
12.03.2020	16:25	H4 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	0,2 $\mu\text{Gy/h}$	γ
12.03.2020	16:29	P9 diskin ön yüzeyi	3,21 mGy/h	$\gamma+\beta$
12.03.2020	16:30	P9 diskin ön yüzeyi	86 $\mu\text{Gy/h}$	γ

LB 124(Berthold) ile ise gama+beta ($\gamma+\beta$) ölçümleri alındı. Çizelge 4.21’de dedektör sonuçlarının yanı sıra ölçümün yapıldığı zaman ve pozisyon hakkında da bilgi verilmiştir.

Çizelge 4.21 LB 124(Berthold) dedektörüyle alınan doz hızı ölçüm verileri

Tarih	Saat	Yer	Yüzey Aktivite Ölçüm	Ölçülen Radyasyon
6.03.2020	11:50	P9 diskin ön yüzü	ölçüm alınamadı	$\gamma+\beta$
9.03.2020	11:35	P9 diskin ön yüzü	ölçüm alınamadı	$\gamma+\beta$
9.03.2020	15:16	P9 diskin ön yüzü	ölçüm alınamadı	$\gamma+\beta$
10.03.2020	10:23	P9 diskin ön yüzü yüzeyden ve uzaktan	ölçüm alınamadı	$\gamma+\beta$
10.03.2020	10:29	H3 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	9,23 Bq/cm ²	$\gamma+\beta$
10.03.2020	12:21	H3 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	7,47 Bq/cm ²	$\gamma+\beta$
10.03.2020	12:26	P9 diskin ön yüzeyi	ölçüm alınamadı	$\gamma+\beta$
12.03.2020	14:30	P9 diskin ön yüzeyi	ölçüm alınamadı	$\gamma+\beta$
12.03.2020	14:31	P9 diskin ön yüzeyine 20cm mesafeden	907 Bq/cm ²	$\gamma+\beta$
12.03.2020	14:35	H4 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	1,27 Bq/cm ²	$\gamma+\beta$
12.03.2020	16:22	H4 ışınlanırken hücre zırhı hizasında P9 arkasında	1,23 Bq/cm ²	$\gamma+\beta$
12.03.2020	16:28	P9 diskin ön yüzeyi	ölçüm alınamadı	$\gamma+\beta$

4.6 Disk Kaynak-Göz Fantomu Simülasyon Doz Sonuçları

PLA malzemeden üretilen göz fantomu ve EBT3 film ile yapılan doz ölçümlerinin karşılaştırılması için MCNP6 kodu ile yapılan simülasyonda kullanılan kaynak ve fantom modeli Şekil 3.20’de gösterilmiştir. Simülasyonda kaynak ¹⁴²Pr’nin ortalama beta enerjisi (0,810 MeV), maksimum beta enerjisi (2,162 MeV, beta yayınlanma olasılığı:%96,3) ve gama enerjisi (1,576 MeV, gama yayınlanma olasılığı:%3,7) olmak üzere 3 farklı enerjide tanımlanmıştır. Her bir simülasyonda kaynaktan 10⁷ parçacık gönderilerek belirli bölgelere tek bir (1) parçacık tarafından bırakılan enerji (MeV) verileri elde edilip Bölüm 3.4’te açıklanan hesaplamalar yapılarak doz bilgisine dönüştürülmüştür. Lens ve fantom tabanının aldığı dozların hesaplanmasının yanı sıra, göz küresi (sklera) üzerine yerleştirilen kaynaktan itibaren (tepeden) aşağıya eşit yükseklikteki bölgelere ayrılarak doz dağılımları gözlemlendi.

MCNP6.1 verilerinden doza geçiş için kullanılan aktivite değerleri disk kaynak Şekil 3.16(a)’daki gibi göz fantomu tepesinde iken yapılan 3 ayrı ışınlamanın başlangıcındaki

ve sonundaki aktivite değerlerinin ortalaması alınarak hesaplandı. Hesaplamalarda, NAA yöntemi ile üretilen kaynağın ilk andaki aktivite değeri teorik olarak hesaplanan 388,30 MBq ve deneysel olarak elde edilen 357,3 MBq olmak üzere 2 farklı değer dikkate alınarak hesaplandı. İlgilenilen bölgenin soğurduğu dozun hesaplanmasında, kullanılan aktivite değerleri Çizelge 4.22’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.22 Doz hesaplamasında MCNP6 verileri ile kullanılan aktivite (A) değerleri

	1. Ölçüm	2. Ölçüm	3. Ölçüm
Ölçüm başı Teorik A(Bq)	2,86E+08	1,54E+08	8,32E+05
Ölçüm sonu Teorik A(Bq)	1,83E+08	7,00E+07	2,51E+04
Ortalama Teorik A(Bq)	2,34E+08	1,12E+08	4,28E+05
Ölçüm başı Deneysel A(Bq)	2,63E+08	1,42E+08	7,65E+05
Ölçüm sonu Deneysel A(Bq)	1,68E+08	6,44E+07	2,31E+04
Ortalama Deneysel A(Bq)	2,16E+08	1,03E+08	3,94E+05

MCNP6.1 kodu ile 3 farklı kaynak enerjisi kullanılarak yapılan simülasyonlar sonucu Şekil 3.20’de gösterilen bölgelerde elde edilen bırakılan enerji (MeV) ve kütle (g) verileri Çizelge 4.23’te verilmiştir. Burada 6 lense, 8-14 küre üzerinde yukardan aşağıya sıralanmış dairesel dilimleri, 15 fantom tabanını ve 16 fantom tabanının etrafını (4cmx4cm) ifade etmektedir.

Çizelge 4.23 MCNP6 ile elde edilen simülasyon sonuçları

Lokasyon	Kütle (g)	$E_{\beta,ort.} = 0,810 \text{ MeV}$ Bırakılan Enerji (MeV)	$E_{\beta,maks} = 2,162 \text{ MeV}$ Bırakılan Enerji (MeV)	$E_{\gamma} = 1,576 \text{ MeV}$ Bırakılan Enerji (MeV)
6	0,178	6,98E-07	1,55E-03	3,27E-04
8	0,565	1,92E-01	2,55E-01	3,64E-03
9	0,565	8,64E-05	3,69E-02	1,59E-03
10	0,565	3,14E-06	1,99E-03	9,32E-04
11	0,565	1,85E-06	1,78E-05	6,52E-04
12	0,565	1,20E-06	7,31E-06	5,08E-04
13	0,565	9,89E-07	6,68E-06	4,16E-04
14	0,565	5,68E-07	5,41E-06	3,52E-04
15	0,503	4,95E-07	1,91E-06	2,68E-04
16	3,497	1,30E-04	9,11E-04	1,18E-03

Çizelge 4.24 P-9 kodlu disk kaynakla 12,37 saatlik 1. ölçümün simülasyon sonuçlarına göre doz dağılımı

	$E_{\beta,ort.} = 0,810 \text{ MeV}$ Doz (Gy)		$E_{\beta,maks} = 2,162 \text{ MeV}$ Doz (Gy)		$E_{\gamma} = 1,576 \text{ MeV}$ Doz (Gy)	
	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneyisel Aktivite ile	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneyisel Aktivite ile	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneyisel Aktivite ile
6	0,01	0,01	14,03	12,91	0,11	0,10
8	566,40	521,17	727,22	669,16	0,40	0,37
9	0,26	0,23	105,15	96,76	0,17	0,16
10	0,01	0,01	5,66	5,21	0,10	0,09
11	0,01	0,01	0,05	0,05	0,07	0,07
12	0,00	0,00	0,02	0,02	0,06	0,05
13	0,00	0,00	0,02	0,02	0,05	0,04
14	0,00	0,00	0,02	0,01	0,04	0,04
15	0,00	0,00	0,01	0,01	0,03	0,03
16	0,06	0,06	0,42	0,39	0,02	0,02

Çizelge 4.22'deki ortalama teorik ve ortalama deneysel aktivite değerleri ile Çizelge 4.23'ten elde edilen kütle başına enerji değerleri kullanılarak 3 farklı ölçüm için elde edilen doz değerleri Çizelge 4.24, 4.25 ve 4.26'da verilmiştir.

Çizelge 4.25 P-9 kodlu disk kaynakla 21,8 saatlik 2. ölçümün simülasyon sonuçlarına göre doz dağılımı

	$E_{\beta,ort.} = 0,810 \text{ MeV}$ Doz (Gy)		$E_{\beta,maks} = 2,162 \text{ MeV}$ Doz (Gy)		$E_{\gamma} = 1,576 \text{ MeV}$ Doz (Gy)	
	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneysel Aktivite ile	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneysel Aktivite ile	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneysel Aktivite ile
6	0,01	0,01	11,82	10,88	0,10	0,09
8	477,34	439,23	612,88	563,94	0,34	0,31
9	0,22	0,20	88,62	81,54	0,15	0,13
10	0,01	0,01	4,77	4,39	0,09	0,08
11	0,00	0,00	0,04	0,04	0,06	0,06
12	0,00	0,00	0,02	0,02	0,05	0,04
13	0,00	0,00	0,02	0,01	0,04	0,04
14	0,00	0,00	0,01	0,01	0,03	0,03
15	0,00	0,00	0,01	0,00	0,03	0,03
16	0,05	0,05	0,35	0,33	0,02	0,02

Çizelge 4.26 P-9 kodlu disk kaynakla 96,55 saatlik 3. ölçümün simülasyon sonuçlarına göre doz dağılımı

	$E_{\beta,ort.} = 0,810 \text{ MeV}$ Doz (Gy)		$E_{\beta,maks} = 2,162 \text{ MeV}$ Doz (Gy)		$E_{\gamma} = 1,576 \text{ MeV}$ Doz (Gy)	
	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneysel Aktivite ile	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneysel Aktivite ile	Ort. Teorik Aktivite ile	Ort. Deneysel Aktivite ile
6	0,00	0,00	0,20	0,18	0,00	0,00
8	8,08	7,44	10,38	9,55	0,01	0,01
9	0,00	0,00	1,50	1,38	0,00	0,00
10	0,00	0,00	0,08	0,07	0,00	0,00
11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
16	0,00	0,00	0,01	0,01	0,00	0,00

5. SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında 118S616 kodlu TÜBİTAK projesi kapsamında yurtdışından temin edilen Pr_2O_3 tozu AÜ-NBE’nde disk kaynaklar (P-4, P-5 ve P-9) haline getirilerek İstanbul Teknik Üniversitesi Enerji Enstitüsü’nde bulunan 250 kW gücündeki Triga Mark II Araştırma reaktöründe ışınladı. Radyokromik EBT3 filmler ile üretilen ^{142}Pr disk kaynakların karakterizasyonu yapılmıştır. Çizelge 4.9’da kaynak şiddeti (source strength) testlerinden, RFD EBT3 filmlerle belirlenen dozlardan; kaynak üretildikten ~1 gün (23,88 saat) geçtikten sonra yapılan 1. ölçümden(1,57 saat ışınlama süresine göre) 9,8-10,2 Gy/h doz hızı verdiği ve üretimden sonra ~4 gün (92, 6saat) geçtikten sonra yapılan 2.ölçümden (3,63 saat ışınlama süresine göre) hesaplanan doz hızları 3,8-4,2 Gy/h düzeyinde olduğu belirlenmiştir. Buna göre uygulaması yapılan *P-9 kodlu ^{142}Pr disk kaynak hazırlama ve ışınlama koşullarında, ICRU 38 protokolüne göre sınıflandırılan, orta doz hızlı(MDR) brakiterapi ^{142}Pr beta kaynak üretilebilirliği gösterilmiştir. Üretimden 10 saat sonra kaynak yüksek doz hızlı (HDR) ’dir.*

Üretilen ^{142}Pr disk kaynakların “brakiterapi kaynak” olarak kullanılabilir orta doz hızlarına (MDR) ulaştığı ve NCS 14 ve ICRU 72 protokolüne göre hemen hemen uygun homojensizlikler elde edilebileceği görülmüştür. Bu çalışmaların yanı sıra yine proje kapsamında 3D yazıcı ile üretilen PLA’dan imal edilen göz fantomu kullanılarak EBT3 filmler yardımıyla fantom üzerindeki doz dağılımı incelendi. Son olarak doz dağılımı karşılaştırması yapabilmek için bir Monte Carlo Simülasyonu oluşturuldu.

P-4 ve P-5 kodlu kaynaklar yalnızca homojensizlik çalışmalarında kullanılırken, tez kapsamındaki çalışmaların çoğu P-9 kodlu disk kaynak ile yapıldı. P-9 disk kaynağı için ışınlama öncesi yapılan teorik hesaplamalar sonucu öngörülen aktivite (388,3 MBq) ile ışınlama sonrası ^{142}Pr disk kaynak ile yapılan aktivite standardizasyonu sonucu elde edilen deneysel aktivite (357,3 MBq) değerleri elde edilmiştir. Bu fark, ışınlama sırasında reaktördeki nötron hakim olan akıya bağlıdır. Dolayısıyla, yüksek aktiviteli bir ^{142}Pr disk kaynak üretilebildiği ilk defa kanıtlanmıştır. Bu aktivitedeki kaynakla, 11 gün gibi uzun süreli ışınlama yapma imkanı elde edildi.

P-9 kodlu disk kaynak ile yapılan ölçümlerde kullanılan EBT3 filmlerinden doz bilgisine geçebilmek için Ankara Koru Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünden yapılan film kalibrasyonu sonucu elde edilen grafikler Şekil 4.2 ve 4.4'te gösterildi. Grafiklerden, literatürde de belirtildiği gibi aynı doz değerine karşılık gelen optik yoğunluk değerinin en yüksek kırmızı kanalda, en düşük mavi kanalda olduğu gözlemlendi. Hesaplamalarda kullanılacak denklemler elde edilirken, hata payını mümkün olduğunca azaltmak amacıyla kalibrasyon eğrilerinin üstel (exponansiyel) davranışa göre uyarlaması yapılmıştır. P-4 ve P-5 disk kaynaklarıyla yapılan ölçümlerde farklı bir seri EBT3 filmleri kullanıldığından daha doğru bir sonuç elde edebilmek için aynı partide (aynı kutudaki filmlerle) ve aynı düzeneğe yapılmış kalibrasyon eğrileri kullanılmıştır (Şekil 4.5).

ICRU 72 raporuna göre klinik uygulamalarda, kaynak homojensizliğinin %20'yi geçmemesi tavsiye edilmektedir (NCS14, 2004). Çalışmada, homojensizlik hesaplamaları P-4 ve P-5 kaynakları için sadece kırmızı kanalda yapılırken (Çizelge 4.9), P-9 kaynağı için hem kırmızı hem yeşil kanalda hesaplamalar yapıldı (Çizelge 4.10). P-4 ve P-5 kodlu disk kaynaklarının homojensizliği (%U) ICRU 72 protokolüne göre %27-28 ve NCS 14 raporuna göre ise %22-25. Daha yakın bulunmasının nedeni, filmlerin aldığı maksimum doz değerini de içine alan bir kalibrasyon eğrisinin kullanılmasıdır. P-9 kodlu disk kaynakla yapılan homojensizlik testinde ICRU 72'ye göre %29-41 ve NCS 14 raporuna göre %25-32 daha kötü sonuçlar elde edilmiştir. Bunun nedeninin kaynak aplikatörü ve kaynak önündeki Al pencereden olan beta saçılmalarından kaynaklandığı değerlendirilmektedir. Yapılan ölçümlerde EBT3 filmlerinin doğru doz bilgisi verebilmesi için belirtilen doz değerlerinden fazla doz alması ve kullanılan kalibrasyon eğrilerindeki maksimum doz değerlerinin 12,5 Gy civarında olması hata payını yükseltmiştir. Bu yüzden P-9 kodlu disk kaynak ile yapılan 4.ölçüm sonuçları olması gereken %20'ye nispeten yakındır. Genel olarak, ICRU 72 raporunda belirtilen %20 değerinin altına inilememesi kullanılan aplikatörden veya kaynak hazırlamada kullanılan bağlayıcı selülozun beta saçılma etkisi olduğu düşünülmektedir.

ICRU 72 ve NCS 14 protokollerinde homojensizlik hesaplamalarının film üzerindeki 0,8xR50 yarıçaplı alanda yapılması önerilmiştir. Bu tez çalışmasında gözlemlenen bir diğer nokta ise raporlarda belirtilen bu alanın değiştirilmesinin homojensizliği nasıl

etkilediğidir. P-9 kodlu disk kaynağı üzerinde yapılan bu incelemelerin sonuçları Çizelge 4.11'te gösterildi ve hesaplamaların yapıldığı alan küçüldükçe yani disk kaynağın izdüşümüne yaklaşıldıkça homojensizliğin genel olarak azaldığı ve raporlarda önerilen sınırlara yaklaşıldığı gözlemlendi.

P-9 disk kaynağının göz fantomundaki doz dağılımını incelemek amacıyla yapılan ölçümler sonucunda fantom üzerine yerleştirilen EBT3 filmlerinin almış oldukları dozlar hesaplandı. Kaynak tepedeyken fantom tabanına ve fantom çapı hizasına ulaşan radyasyonun yok denecek kadar az olduğu gözlemlendi. Lense yerleştirilen filmler ile yapılan çalışmalar sonucu ise kaynaktan yaklaşık 1 cm uzaklıkta çok düşük doz değerleri hesaplandı. Kaynak göz arkasına veya lens önüne yerleştirildiğinde ise lenste, fantom tabanında ve kaynak karşısında gözün diğer tarafında kayda değer bir doz değeri olmadığı gözlemlendi.

Üretilen PLA Göz fantomu modelinin yakın benzeşimi, Monte Carlo simülasyonu verileri kullanılarak tamamlanan modelde, doz dağılımı hesaplamaları sonucu, Şekil 3.20'de gösterilen 8 numaralı bölge, yani göz küresinin en üst bölgesinde, 1.ölçümde(üretildikten sonra geçen süre: 23,88 saat ve ışınlama süresi:12,37saat) 45,8Gy/h'dır. Göz lensinin ve göz küresi tabanının ise tespit edilebilir bir doz almadığı görülmüştür. Sonuç olarak EBT3 filmlerle yapılan doz dağılımı hesaplamalarına paralel bir sonuç elde edilirken, küçük farkların sebebi deneysel ölçümlerde ve simülasyonda kullanılan fantom modellerinin birebir aynı olmaması olabilir. Ayrıca proje kapsamında üretilen ^{142}Pr disk kaynağının simülasyonda oluşturulan kadar kusursuz ve homojen olmaması da doz değerleri arasında farklılıklara yol açmıştır.

Bu tezde, ^{142}Pr disk kaynakların ICRU 72 ve NCS 14 medikal protokol gereklerini karşılayan brakiterapi amaçlı beta kaynak üretilebilirliği gösterilmiştir. Radyokromik filme dozimetri yöntemiyle EBT3 film kullanılarak göz fantomunda belirlenen ^{142}Pr kaynak doz dağılımı, Monte Carlo simülasyonu sonuçlarıyla belirli bir uyum sergilemiştir. Doku eşdeğeri PLA malzemeden 3D yazıcıyla üretilen göz fantomu üzerinde ölçülen doz dağılımları, böyle bir beta kaynağının oftalmik göz kanserlerinde kullanılması için ilk defa yapılan bu çalışma, klinik uygulama öncesi biyo-uyumluluk,

göz şekline uygunluk metalik kaynaklar için daha ileri çalışmalar yapılmasını gerektirmektedir.



KAYNAKLAR

- Aksoy, Y. 2014. Larenks Kanseri Hastalarının Lineer Akseleratör Cihazları İle Tedavisinde Kullanılan, Tek Eşmerkezli Alan Tekniği İle Çok Merkezli Alan Tekniği' nin Dozimetrik İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 70.
- Anonim. 2010. Radyasyonun Tıpta Kullanımı. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, 10.
- Anonymous. 2013. LB 124 Scint Digital Contamination Monitor. Berthold Technologies, 100.
- Anonymous. 2019. Brachytherapy to Treat Cancer. National Cancer Institute, 3.
- Anonymous. 2019. Radiation Therapy to Treat Cancer. National Cancer Institute, 4.
- Aslay, I. 2012. Dünya ve Türkiye'de Brakiterapi. Türk Onkoloji Dergisi, 27 (Ek 1), vii-viii. ISSN:1300-7467.
- Beddar, A.S. 2014. Brachytherapy Physical Properties of Sources. Ph.D. thesis, The University of Texas M.D. Anderson Cancer Center, Department of Radiation Physics Department of Radiation Physics.
- Borca, V.C., Pasquino, M., Russo, G., Grosso, P., Cante, D., Sciacero, P., Girelli, G., Porta, M.R.L. and Tofani, S. 2012. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 14 (2), 158-171. Doi: 10.1120/jacmp.v14i2.4111
- Çelebi, S. 2018. Filtresiz Tedavi Planlarının Film Dozimetri İle Kalite Kontrolü. Yüksek Lisans Tezi. Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 80, İstanbul.
- DDEP, 2020. Decay Data Eorpean Project (DDEP). Web sitesi. <http://www.nucleide.org/Laraweb/index.php>. Erişim Tarihi: 23.07.2020.
- Devic, S. 2010. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. Physica Medica (2011) 27, 122-134.
- Devic, S., Tomic, N. and Lewis, D. 2016. Reference Radiochromic Film Dosimetry: Review of Technical Aspects. Elsevier Ltd., 32, 541-556. Doi: 10.1016/j.ejmp.2016.02.008.
- Duruer, K., Durmuş E. ve Yücel, H., 2020. Investigation of EBT3 radiochromic film response in a high-dose range of 6 MV photon and 6 MeV electron beams using a three-color flatbed scanner, East European Journal of Physics (ISSN: 2312-4539), doi: 10.26565/2312-4334.

Dörschell, B., Schuricht, V. and Steuer, J. 1995. The Physics of Radiation Protection. Spektrum Akademischer Verlag, 309, Heidelberg, Germany.

<https://docplayer.biz.tr/18031834-Lokalizere-prostat-kanseri.html>. Erişim Tarihi: 17.08.2020.

<https://www.wikizero.com/tr/Praseodim>. Erişim Tarihi: 31.08.2020

IAEA-TECDOC-1274, 2002. Aguirre, J.F., Andreo, P., De Almeida, C.E., DeWerd, L., Durosini-Etti, F., Ezzell, G.A., Izewska, J., Jones, C.H., Järvinen, H., Llamas, A., Marinello, G., Matscheko, G., Meghzifene, A., Mehta, K., Ortiz-López, P., Shanta, A., Shortt, K., Soares, C. G., Selbach, H.-J., Stovall, M., Tölle, H., Webb, G., Wilkinson, J., Williamson, J.F., Visser, A. and Zsdansky, K. International Atomic Energy Agency (IAEA), Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy, Guidelines on standardized procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals.

IAEA TRS-398, 2006. Andreo, P., Burns, D.T., Hohlfield, K., Huq, M.S., Kanai, T., Laitano, F., Smyth, V. and Vynckier, S. 2006. Absorbed Dose Determination In External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice For Dosimetry Based On Standards Of Absorbed Dose To Water. International Atomic Energy Agency (IAEA), Technical Reports Series No. 381.

ICRU Report 38, 1985. Bethesda, MD. International Commission on Radiation Units and Measurements, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology.

ICRU Report 72, 2004. Jarvinen, H., Cross, W.G., Soares, C., Vynckier, S. and Weaver, K. 2004. Dosimetry of Beta Rays and Low-Energy Photons for Brachytherapy with Sealed Sources.

Karadağ, M., Yücel, H. , Tan, M. Özmen, A., 2003. Measurement of thermal neutron cross-sections and resonance integrals for $^{71}\text{Ga}(n,\gamma)^{72}\text{Ga}$ and $^{75}\text{As}(n,\gamma)^{76}\text{As}$ by using ^{241}Am -Be isotopic neutron source, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 501 (2003) 524–535. Doi: 10.1016/S0168-9002(03)00408-X

Kemikler, G. 2019. History of Brachytherapy. Turkish Journal of Oncology, 34(1), 1-10. Doi: 10.5505/tjo.2019.1

NCS 14, 2004. Kollaard, R.P., Dries, W.J.F., Kleffens, H.J.V., Aalbers, A.H.L., Marel, J.V.D., Marijnissen, J.P.A., Piessens, M., Schaart, D.R. and Vroome, H.D. Quality control of sealed beta sources in brachytherapy, Recommendations on detectors, measurement procedures and quality control of beta sources. Report 14 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, <https://doi.org/10.25030/ncs-014>.

- NIST ESTAR, 2020. National Institute of Standards and Technology Physical Meas. Laboratory, Web sitesi. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/air.html>. Erişim Tarihi: 18.08.2020.
- NIST XCOM, 2020. XCOM Database <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>. Erişim tarihi: 21.08.2020
- NNDC, 2020. National Nuclear Data Center, “Chart of Nuclides”, <https://www.nndc.bnl.gov/nudat2/decaysearchdirect.jsp?nuc=142PR&unc=nds>, 2019. Erişim Tarihi: 17.08.2020.
- Okutan, M., Çakır, A., Demir, B., Bilge, H. ve Akkuş, B. 2013. Bir Medikal Lineer Hızlandırıcıda Sanal Elektron Enerjilerinin Dozimetrisi. Türk Onkoloji Dergisi, 28(3), 105-111. Doi: 10.5505/tjoncol.2013.997
- PTW Catalog. 2020. Web sitesi. https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online_Catalog/Radiation_Medicine_Cat_en_58721100_11/bl_aetterkatalog/index.html#page_1. Erişim Tarihi: 18.08.2020.
- Reed, A.B. 2011. The History of Radiation Use In Medicine. Journal of Vascular Surgery, 53, 3-5.
- RSICC, 2020. Monte Carlo N–Particle Transport Code System, MCNP6.1, RSICC CODE PACKAGE CCC-810
- Skowronek, J. 2017. Current Status of Brachytherapy in Cancer Treatment. Journal of Contemporary Brachytherapy, 9 (6), 581-589. Doi: 10.5114/jcb.2017.72607
- Suntharalingam, N., Podgorsak, E.B. and Tolli, H. 2012. Chapter 13: Brachytherapy: Physical and Clinical Aspects. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 163.
- Thomadsen, B. 2013. Comprehensive Brachytherapy: Physical and Clinical Aspects. Medical Physics, 40(11), 117302. <https://doi.org/10.1118/1.4826194>.
- Yılmaz, B. D. ve Ünsal, M. 2013. Brakiterapi. Okmeydanı Tıp Dergisi 29(Ek sayı 1), 35-40.
- Yücel, H. , Budak, M.G., Kardag, M. Özer, A., 2014. Characterization of neutron flux spectra in the irradiation sites of a 37 GBq ²⁴¹Am Be isotopic source, 338, 139-144, doi: 10.1016/j.nimb.2014.08.010
- Yücel, H. 2020a. 118S106 kodlu projenin 2. Gelişme Raporu, TÜBİTAK ARDEB, 31.05.2020.

Yücel, H. 2020b 101513 Nötron Reaktör Fiziğine Giriş Ders Notu
<https://acikders.ankara.edu.tr/course/view.php?id=2134>, Erişim Tarihi:
21.08.2020.



EK 1 Ortalama Beta Enerjisi (0,810 MeV), MCNP6 Simülasyon Çıktısı

Code Name & Version = MCNP6, 1.0

1mcnp version 6 ld=05/08/13 06/16/20 10:15:23

***** probid = 06/16/20 10:15:23

inp=merve.txt tasks 9

.....

.....

.....

40- C =====SURFACE Card===== C

41- 1 CZ 1.05

42- 2 CZ 0.8

43- 3 CZ 0.65

44- 4 SO 1.3

45- 5 SO 1.1

46- 6 SO 0.8

47- 7 SX 1.25 0.8

48- 8 PX 104

49- 9 PX 4

50- 10 PX 2

51- 11 PX -2

52- 12 PX -4

53- 13 PX -104

54- 14 PY 104

55- 15 PQ 4

56- 16 PQ 2

57- 17 PQ -2

58- 18 PQ -4

59- 19 PQ -104

60- 20 PT 104

61- 21 PI 4

62- 22 PI 2.5

63- 23 PI 1.7

64- 24 PI 1.211

65- 25 PI 1.1

66- 26 PI 0.8

67- 27 PI 0.5

68- 28 PI 0.2

69- 29 PI -0.1

70- 30 PZ -0.4

71- 31 PZ -0.7

72- 32 PZ -1

73- 33 PZ -1.2

74- 34 PZ -4

75- 35 PZ -104

76-

77- mode e p

78- cut:p j 0.01

79- cut:e j 0.01

80- mphys on

81- *F8:p,e 12 13 11 10 9 8 7 1 14 15

82- C

83- C

84- c *****

85- SDEF x=d4 y=d2 z=d3 cell=5 par=e erg=0.81

.....

.....

.....

order of sampling source variables.
 par cel x y z pos erg tme

1tally 8 print table 30
 tally type 8* energy deposition
 particle(s): photons electrons
 cells 12 13 11 10 9 8 7 1 14 15

.....

1cell volumes and masses print table 50

	cell	atom density	gram density	input volume	calculated volume	mass	pieces	reason volume not calculated
1	1	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	1.42713E-01	1.78392E-01	1	
2	2	1.00309E-01	1.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
3	3	1.21166E-01	9.40000E-01	0.00000E+00	4.05265E+00	3.80950E+00	1	
4	4	6.04848E-02	2.71000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	
5	5	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	1.47333E-01	0.00000E+00	1	
6	6	4.99996E-05	1.20000E-03	0.00000E+00	6.49061E-01	7.78873E-04	1	
7	7	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
8	8	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
9	9	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
10	10	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
11	11	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
12	12	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	0	
13	13	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
14	14	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.02124E-01	5.02655E-01	1	
15	15	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
16	16	4.99996E-05	1.20000E-03	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
17	17	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
18	18	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	infinite

.....

1tally 8 nps = 2155620
 tally type 8* energy deposition units mev
 particle(s): photons electrons

cell 12	1.91567E-01 0.0010
cell 13	8.63710E-05 0.0348
cell 11	3.13783E-06 0.0909
cell 10	1.84627E-06 0.1096
cell 9	1.19838E-06 0.1662
cell 8	9.89402E-07 0.2333
cell 7	5.68472E-07 0.1893
cell 1	6.97922E-07 0.1419
cell 14	4.94782E-07 0.3399
cell 15	1.30144E-04 0.0313

EK 2 Maksimum Beta Enerjisi (2,162 MeV), MCNP6 Simülasyon Çıktısı

Code Name & Version = MCNP6, 1.0

1mcnp version 6 ld=05/08/13

06/15/20 17:38:24

probid = 06/15/20

17:38:24

inp=merve.txt tasks 9

.....

.....

.....

40- C =====SURFACE Card===== C

41- 1 CZ 1.05

42- 2 CZ 0.8

43- 3 CZ 0.65

44- 4 SO 1.3

45- 5 SO 1.1

46- 6 SO 0.8

47- 7 SX 1.25 0.8

48- 8 PX 104

49- 9 PX 4

50- 10 PX 2

51- 11 PX -2

52- 12 PX -4

53- 13 PX -104

54- 14 PT 104

55- 15 PI 4

56- 16 PI 2

57- 17 PI -2

58- 18 PI -4

59- 19 PY -104

60- 20 PZ 104

61- 21 PQ 4

62- 22 PQ 2.5

63- 23 PQ 1.7

64- 24 PQ 1.211

65- 25 PQ 1.1

66- 26 PQ 0.8

67- 27 PQ 0.5

68- 28 PQ 0.2

69- 29 PQ -0.1

70- 30 PQ -0.4

71- 31 PQ -0.7

72- 32 PZ -1

73- 33 PZ -1.2

74- 34 PZ -4

75- 35 PZ -104

76-

77- mode e p

78- cut:p j 0.01

79- cut:e j 0.01

80- mphys on

81- *F8:p,e 12 13 11 10 9 8 7 1 14 15

82- C

83- C

84- c *****

85- SDEF x=d4 y=d2 z=d3 cell=5 par=e erg=2.162

print table 10

.....

.....

.....

order of sampling source variables.
 par cel x y z pos erg tme

1tally 8 print table 30

tally type 8* energy deposition
 particle(s): photons electrons
 cells 12 13 11 10 9 8 7 1 14 15

.....

1cell volumes and masses print table 50

	cell	atom density	gram density	input volume	calculated volume	mass	pieces	reason volume not calculated
1	1	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	1.42713E-01	1.78392E-01	1	
2	2	1.00309E-01	1.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
3	3	1.21166E-01	9.40000E-01	0.00000E+00	4.05265E+00	3.80950E+00	1	
4	4	6.04848E-02	2.71000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	
5	5	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	1.47333E-01	0.00000E+00	1	
6	6	4.99996E-05	1.20000E-03	0.00000E+00	6.49061E-01	7.78873E-04	1	
7	7	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
8	8	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
9	9	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
10	10	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
11	11	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
12	12	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	0	
13	13	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
14	14	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.02124E-01	5.02655E-01	1	
15	15	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
16	16	4.99996E-05	1.20000E-03	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
17	17	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
18	18	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	infinite
.....								
.....								
.....								

1tally 8 nps = 1399554
 tally type 8* energy deposition units mev
 particle(s): photons electrons

cell 12 2.55411E-01 0.0015
 cell 13 3.69317E-02 0.0037
 cell 11 1.98918E-03 0.0126
 cell 10 1.78175E-05 0.1129
 cell 9 7.31225E-06 0.1155
 cell 8 6.68094E-06 0.1580
 cell 7 5.40744E-06 0.1575
 cell 1 1.55397E-03 0.0157
 cell 14 1.91386E-06 0.1425
 cell 15 9.10961E-04 0.0220

EK 3 Gama Enerjisi (1,576 MeV), MCNP6 Simülasyon Çıktısı

Code Name & Version = MCNP6, 1.0

1mcnp version 6 ld=05/08/13

06/12/20 20:05:09

probid =

06/12/20 20:05:09

inp=merve.txt tasks 6

.....
.....
.....

```
40- C =====SURFACE Card===== C
41- 1 CZ 1.05
42- 2 CZ 0.8
43- 3 CZ 0.65
44- 4 SO 1.3
45- 5 SO 1.1
46- 6 SO 0.8
47- 7 SX 1.25 0.8
48- 8 PX 104
49- 9 PX 4
50- 10 PX 2
51- 11 PQ -2
52- 12 PQ -4
53- 13 PQ -104
54- 14 PF 104
55- 15 PF 4
56- 16 PF 2
57- 17 PF -2
58- 18 PF -4
59- 19 PF -104
60- 20 PU 104
61- 21 PU 4
62- 22 PU 2.5
63- 23 PU 1.7
64- 24 PU 1.211
65- 25 PU 1.1
66- 26 PU 0.8
67- 27 PU 0.5
68- 28 PU 0.2
69- 29 PU -0.1
70- 30 PZ -0.4
71- 31 PZ -0.7
72- 32 PZ -1
73- 33 PZ -1.2
74- 34 PZ -4
75- 35 PZ -104
76-
77- mode e p
78- cut:p j 0.01
79- cut:e j 0.01
80- mphys on
81- *F8:p,e 12 13 11 10 9 8 7 1 14 15
82- C
83- C
84- c *****
85- SDEF x=d4 y=d2 z=d3 cell=5 par=p erg=1.576
```

.....
.....
.....

order of sampling source variables.
 par cel x y z pos erg tme

1tally 8 print table 30

tally type 8* energy deposition
 particle(s): photons electrons
 cells 12 13 11 10 9 8 7 1 14 15

.....

1cell volumes and masses print table 50

	cell	atom density	gram density	input volume	calculated volume	mass	pieces	reason volume not calculated
1	1	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	1.42713E-01	1.78392E-01	1	
2	2	1.00309E-01	1.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
3	3	1.21166E-01	9.40000E-01	0.00000E+00	4.05265E+00	3.80950E+00	1	
4	4	6.04848E-02	2.71000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	
5	5	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	1.47333E-01	0.00000E+00	1	
6	6	4.99996E-05	1.20000E-03	0.00000E+00	6.49061E-01	7.78873E-04	1	
7	7	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
8	8	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
9	9	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
10	10	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
11	11	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
12	12	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	0	
13	13	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.52389E-01	5.65487E-01	1	
14	14	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	4.02124E-01	5.02655E-01	1	
15	15	9.40478E-02	1.25000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
16	16	4.99996E-05	1.20000E-03	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
17	17	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	asymmetric
18	18	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	infinite

.....

1tally 8 nps = 10000000
 tally type 8* energy deposition units mev
 particle(s): photons electrons

cell 12 3.63911E-03 0.0042
 cell 13 1.58879E-03 0.0062
 cell 11 9.31580E-04 0.0079
 cell 10 6.51686E-04 0.0092
 cell 9 5.07980E-04 0.0103
 cell 8 4.16229E-04 0.0113
 cell 7 3.51906E-04 0.0122
 cell 1 3.26735E-04 0.0146
 cell 14 2.67534E-04 0.0146
 cell 15 1.17960E-03 0.0073

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Merve KAYAN GENÇ
Doğum Yeri : Şişli
Doğum Tarihi : 18/07/1990
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu

Lise : Çağrıbey Anadolu Lisesi (2004-2008)
Lisans : Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Fizik (2008-2014)
Yüksek Lisans : Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Fizik (2015-2018)
Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Sağlık Fiziği
(2018-2020)