

**İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ**

**GÖZ BRAKİTERAPİSİNDE KULLANILAN <sup>142</sup>PR RADYOİZOTOPUNUN  
ÜRETİLMESİ VE MONTE CARLO YÖNTEMİYLE DOZ  
DEĞERLENDİRMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Neslihan KOYUNCU**

**Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı**

**Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı**

**ARALIK 2019**



**İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ**

**GÖZ BRAKİTERAPİSİNDE KULLANILAN <sup>142</sup>PR RADYOİZOTOPUNUN  
ÜRETİLMESİ VE MONTE CARLO YÖNTEMİYLE DOZ  
DEĞERLENDİRMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Neslihan KOYUNCU  
(302161018)**

**Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı**

**Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. İskender Atilla REYHANCAN**

**ARALIK 2019**



İTÜ, Enerji Enstitüsü'nün 302161018 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Neslihan KOYUNCU, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “GÖZ BRAKİTERAPİSİNDE KULLANILAN <sup>142</sup>PR RADYOİZOTOPUNUN ÜRETİLMESİ VE MONTE CARLO YÖNTEMİYLE DOZ DEĞERLENDİRMESİ” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

**Tez Danışmanı :** **Prof. Dr. İskender Atilla REYHANCAN** .....  
İstanbul Teknik Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Prof. Dr. Cenap Ş. ÖZBEN** .....  
İstanbul Teknik Üniversitesi

**Prof. Dr. M. Nizamettin ERDURAN** .....  
İstanbul Sabahattin Zaim Üniversitesi

**Teslim Tarihi** : **15 Kasım 2019**  
**Savunma Tarihi** : **9 Aralık 2019**





*Aileme,*





## ÖNSÖZ

Hem lisans hem de yüksek lisans eğitimim sırasında bana vermiş olduğu tüm emekleri ve yardımları için Prof. Dr. İskender Atilla Reyhancan'a çok teşekkür ederim. Her zaman beni daha çok çalışmak ve öğrenmek için teşvik ettiği ve sıkıntım olduğunda kapısının her daim açık olduğunu bildiğim için minnettarım. Bu çalışma sırasında hep yardımcı olduğu ve beni yönlendirdiği için tekrar teşekkür ederim.

Bu tezde İTÜ TRIGA Mark II reaktöründe yapılan çalışmalarda her zaman çok yardımcı oldukları, bir sorum olduğunda hemen ilgilendikleri ve bana öğrettikleri her şey için Yük. Müh. Sahip Kızıldaş'a ve Yük. Kimyager Zeyneb Camtakan'a çok teşekkür ederim.

<sup>142</sup>Pr radyoaktif kapsüllerin üretimi için öncülüğü sağlayan Sayın Prof. Dr. Haluk Yücel'e teşekkür ederim.

Son olarak, bana desteklerini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, iyiliğim ve mutluluğum için hep çok çalışan canım ailem; annem, babam ve ablama çok teşekkür ederim. Beni hep motive eden, üzgün olduğumda her zaman gülümseten Görkem'e teşekkür ederim. Evde çalışırken yanı başımdan hiç ayrılmadan bekleyen köpeğim Yogi'ye bana vermiş olduğu duygusal destek için teşekkür ederim.

Aralık 2019

Neslihan Koyuncu  
(Fizik Mühendisi)



## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER .....	ix
KISALTMALAR .....	xi
SEMBOLLER .....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET.....	xix
SUMMARY .....	xxi
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
1.1 Tezin Amacı.....	2
1.2 Literatür Araştırması.....	3
<b>2. TEORİ.....</b>	<b>5</b>
2.1 Radyasyon Türleri .....	5
2.1.1 İyonlaştırıcı radyasyon .....	5
2.1.1.1 Parçacık radyasyonu.....	5
2.1.1.2 Elektromanyetik radyasyon.....	6
2.1.2 İyonlaştırıcı olmayan radyasyon .....	7
2.2 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	8
2.2.1 Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimi .....	8
2.2.2 Fotonların madde ile etkileşimi.....	9
2.2.3 Nötronların madde ile etkileşimi.....	12
2.3 Doz ve Doz Değerlendirmesi .....	14
2.3.1 Radyasyona maruz kalma dozu.....	14
2.3.2 Doz .....	15
2.3.2.1 Absorblanmış doz.....	15
2.3.2.2 Eşdeğer doz.....	15
2.3.2.3 Etkili doz.....	16
2.3.2.4 Doz limitleri.....	17
2.4 Radyoizotop Üretimi .....	18
2.4.1 Siklotron dan üretilen radyoizotop.....	18
2.4.2 Reaktörden üretilen radyoizotop.....	19
2.4.3 Radyoizotop üretimi için denklemler.....	20
2.4.4 Radyonüklid jeneratörler.....	21
2.5 Brakiterapi.....	21
<b>3. TRIGA MARK II EĞİTİM VE ARAŞTIRMA REAKTÖRÜ .....</b>	<b>25</b>
3.1 TRIGA Reaktörlerinin Tarihi .....	25
3.2 TRIGA Reaktörlerinin Tasarımı ve İTÜ TRIGA Mark II Reaktörü.....	25
<b>4. REAKTÖRDE RADYOİZOTOP ÜRETİMİ.....</b>	<b>29</b>
4.1 Nötron Akı Tayini.....	29
4.2 <sup>142</sup> Pr Radyoizotopu ve Özellikleri .....	34
4.3 Reaktörde <sup>142</sup> Pr Radyoizotop Üretimi .....	36

4.4 Belirsizlik Hesaplamaları .....	37
<b>5. MCNP SİMÜLASYONU .....</b>	<b>41</b>
5.1 Monte Carlo Metodu .....	41
5.2 MCNP .....	42
5.3 MCNP’de Modelleme .....	43
5.4 MCNP’den Elde Edilen Doz Değerlendirmeleri .....	46
5.4.1 Referans doz hızı .....	47
5.4.2 Geometri fonksiyonu .....	47
5.4.3 Radyal doz fonksiyonu .....	48
5.4.4 2B anizotropi fonksiyonu .....	49
5.4.5 Dozimetrik parametrelere göre hesaplanan doz hızları .....	50
<b>6. GÖZ BRAKİTERAPİ UYGULAMASINDA DOZ DEĞERLENDİRMESİ..</b>	<b>51</b>
6.1 Göz Brakiterapisi .....	51
6.2 MCNP’de Göz Modellemesi .....	52
6.3 MCNP Göz Brakiterapisi Doz Değerleri .....	53
<b>7. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>57</b>
7.1 Genel Sonuçlar .....	57
7.2 Gelecek Çalışmalar .....	59
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>61</b>
<b>EKLER... ..</b>	<b>65</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>81</b>

## KISALTMALAR

<b>AAPM</b>	: Amerikan tıp fizikçiler birliği
<b>DDH</b>	: Düşük doz hızlı
<b>HPGe</b>	: Yüksek saflıklı germanyum dedektörü
<b>ICRP</b>	: Uluslararası radyolojik koruma komisyonu
<b>LET</b>	: Lineer enerji transferi
<b>MCNP</b>	: Monte Carlo n-parçacık kodu
<b>SI</b>	: Uluslararası birimler sistemi
<b>TRIGA</b>	: Eğitim, araştırma, izotop üretim, general atomics
<b>YDH</b>	: Yüksek doz hızlı



## SEMBOLLER

<b>A</b>	: Aktivite
<b>D</b>	: Absroblanan doz
<b>eV</b>	: Elektron volt
<b>H</b>	: Eşdeğer doz
<b>H<sub>E</sub></b>	: Etkili doz
<b>I</b>	: Işının şiddeti
<b>n</b>	: Nötron
<b>N</b>	: Atom sayısı
<b>t</b>	: Süre
<b>t<sub>1/2</sub></b>	: Yarı-ömür
<b>x</b>	: Malzeme kalınlığı
<b>W</b>	: Watt
<b>W<sub>R</sub></b>	: Ağırlık faktörü
<b>W<sub>T</sub></b>	: Organ ağırlık faktörü
<b>α</b>	: Alfa ışını
<b>β</b>	: Beta ışını
<b>γ</b>	: Gama ışını
<b>ε</b>	: Verim
<b>λ</b>	: Bozunum sabiti
<b>μ</b>	: Lineer zayıflatma katsayısı
<b>μ<sub>m</sub></b>	: Kütleli zayıflatma katsayısı
<b>σ</b>	: Tesir kesiti
<b>φ</b>	: Akı





## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

Çizelge 2.1 : ICRP tarafından önerilen radyasyon ağırlık faktörleri .....	16
Çizelge 2.2 : ICRP tarafından önerilen organ ve doku ağırlık faktörleri (2007).....	17
Çizelge 2.3 : ICRP tarafından önerilen doz limitleri .....	18
Çizelge 3.1 : İTÜ TRIGA Mark II reaktörünün temel tasarım parametreleri .....	26
Çizelge 4.1 : Yüksek hassasiyetli tartıda tartılan altın folyoların kütleleri.....	30
Çizelge 4.2 : Dedektörde sayımı yapılan ve elde edilen pik altı alanlar.....	32
Çizelge 4.3 : Altın folyoların hesaplanan aktiviteleri .....	33
Çizelge 4.4 : <sup>142</sup> Pr radyoizotopunun özellikleri .....	35
Çizelge 4.5 : <sup>142</sup> Pr radyoizotopunun bekleme sürelerine göre aktiviteleri.....	37
Çizelge 4.6 : Bağlı belirsizlikler .....	38
Çizelge 4.7 : Mutlak belirsizlikleri ile bu çalışmada bulunan sonuçlar .....	39
Çizelge 5.1 : MCNP simülasyonundan elde edilen doz hızları (rad/sa/μCi).....	46
Çizelge 5.2 : Referans doz ve hedef doz noktalarına karşılık gelen doz hızları.....	47
Çizelge 5.3 : Geometri fonksiyonunun r <sup>2</sup> ile çarpımı .....	48
Çizelge 5.4 : Hesaplanan radyal doz fonksiyonları .....	49
Çizelge 5.5 : 2B anizotropi fonksiyonları .....	49
Çizelge 5.6 : Düzetmeler sonucunda bulunan doz hızları (rad/sa/μCi).....	50
Çizelge 6.1 : MCNP simülasyonundan elde edilen doz hızları (rad/sa/μCi).....	56



## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1	: Radyasyon türlerinin şematik olarak gösterimi. ....	5
Şekil 2.2	: Radyasyon türlerinin gericilikleri. ....	7
Şekil 2.3	: İyonlaştırıcı olmayan, foton radyasyonun dalgaboyu ve frekansları ....	8
Şekil 2.4	: Fotoelektrik etkinin oluşumu .....	10
Şekil 2.5	: Compton saçılmasının oluşumu.....	11
Şekil 2.6	: Çift oluşum.....	12
Şekil 2.7	: Elastik saçılma. ....	13
Şekil 2.8	: İnelastik saçılma.....	14
Şekil 2.9	: Siklotronun şematik gösterimi .....	19
Şekil 2.10	: Brakiterapi kapsülleri.....	22
Şekil 3.1	: İTÜ TRIGA Mark II eğitim ve araştırma reaktörü. ....	26
Şekil 3.2	: İTÜ TRIGA reaktörünün düşey kesiti. ....	27
Şekil 3.3	: İTÜ TRIGA reaktörünün yatay kesiti .....	27
Şekil 3.4	: İTÜ TRIGA Mark II reaktör kalbi .....	28
Şekil 4.1	: <sup>198</sup> Au radyoizotopunun bozunum şeması.....	29
Şekil 4.2	: Presica XR 205SM-DR yüksek hassasiyetli tartı.....	30
Şekil 4.3	: Canberra marka HPGe dedektörü .....	31
Şekil 4.4	: Dedektör-kaynak arası mesafe 20 cm için verim grafiği .....	32
Şekil 4.5	: <sup>142</sup> Pr radyoizotopunun bozunum şeması .....	34
Şekil 5.1	: X-Y düzleminde bulunan radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.....	44
Şekil 5.2	: X-Z düzleminde bulunan radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.....	44
Şekil 5.3	: 10°'den 90°'ye kadar radyal doz profilleri .....	45
Şekil 6.1	: Göz içi melanomlarının türleri.....	51
Şekil 6.2	: X-Y düzleminde bulunan göz içerisinde radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.....	52
Şekil 6.3	: X-Z düzleminde bulunan göz içerisinde radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.....	53
Şekil 6.4	: 90° için radyal doz profili .....	53
Şekil 6.5	: 30° için radyal doz profili .....	54
Şekil 6.6	: 60° için radyal doz profili .....	54
Şekil 6.7	: 90°, 30° ve 60°'de radyal doz profilleri.....	55
Şekil A.1	: <sup>142</sup> Pr radyoaktif tohumunun MCNP5' de modellenen giriş dosyası.....	67
Şekil B.1	: 90° için radyal doz profili. ....	71
Şekil B.2	: 10° için radyal doz profili. ....	71
Şekil B.3	: 20° için radyal doz profili. ....	71
Şekil B.4	: 30° için radyal doz profili. ....	72
Şekil B.5	: 40° için radyal doz profili. ....	72
Şekil B.6	: 50° için radyal doz profili.. ....	72
Şekil B.7	: 60° için radyal doz profili.. ....	73

<b>Şekil B.8</b> : 70° için radyal doz profili..	73
<b>Şekil B.9</b> : 80° için radyal doz profili. ....	73
<b>Şekil C.1</b> : MCNP5’de modellenen göz ve <sup>142</sup> Pr radyoaktif tohumun giriş dosyası .....	75



# GÖZ BRAKİTERAPİSİNDE KULLANILAN <sup>142</sup>PR RADYOİZOTOPUNUN ÜRETİLMESİ VE MONTE CARLO YÖNTEMİYLE DOZ DEĞERLENDİRMESİ

## ÖZET

Son yıllarda dünya genelinde kansere yakalananların ve kanser nedeni ile ölenlerin sayısında artma söz konusudur. Bu artışın bir çok nedeni olmasına karşın araştırmacıların ilgilendiği nokta kanserli hücrelerin bölünmesini durdurmak ve kanserli hücreyi yok etmektir.

Araştırmacıların, günümüzün en önemli hastalıklarından olan kansere karşı tedavi bulma ve üzerinde çalışma konusunda ilgileri artmıştır. Artan çalışmalar sayesinde farklı yöntemler ile kanserli hücreleri yok etme şansı doğmuştur.

Kanserde cerrahi müdahale ve kemoterapi gibi geleneksel tedavilerin yanı sıra radyasyon ve radyoaktif kaynakların sağlık alanında kullanılmaya başlanmasıyla yeni tedavi yöntemleri ortaya çıkmıştır.

Yüksek veya düşük dozda radyasyon uygulanarak yapılan ve radyoterapi olarak adlandırılan tedaviler ile kanserli hücrelerin çoğalması ve azalması hatta tamamen yok olması hedeflenmiştir. Uygulanan bu radyasyonun kaynağı bir lineer hızlandırıcı veya doğrudan radyoaktif kaynaktan gelebilmektedir. Hızlandırıcı ile yapılan tedaviler dış ışın radyoterapisi, kaynaktan gelen radyasyonla yapılan tedaviler ise brakiterapi olarak adlandırılır.

Bu tezde üzerinde çalışılan brakiterapi, tümörün içine veya yakınına radyoaktif kapsül koyularak yapılan tedavi şeklidir. Belirli kanser çeşitleri için veya belirli boyuttaki tümörlerde kullanılabilen brakiterapide amaç sağlıklı dokulara en az hasarı verirken tedavi edilecek olan bölgeye en fazla dozu vermektir.

Yapılan literatür araştırmaları sonucunda brakiterapide kullanılan çok çeşit radyoizotop olduğu saptanmıştır. Beta ışını yayınlayan; <sup>32</sup>P, <sup>90</sup>Y, <sup>90</sup>Sr, x-ışını ve gama ışını yayınlayan; <sup>125</sup>I, gama ışını yayınlayan; <sup>192</sup>Ir kullanılan brakiterapi kaynakları arasındadır. Ancak yeni kullanılmaya başlanan ve üzerinde yapılan çalışmalar devam eden bir beta kaynağı bu kaynakların önüne geçerek brakiterapide iyi bir radyoizotop olacağını gösterdi. Bu radyoizotop Praseodimiyum-142'dir.

Son zamanlarda brakiterapide artan ilgisiyle <sup>142</sup>Pr, yaklaşık olarak % 96,3 beta ışınımı yapan, % 3,7 gama ışınımı yapan bir radyoizotoptur. <sup>141</sup>Pr'in (n,γ) reaksiyonu sonucunda oluşan 19,12 saat yarı ömrü olan <sup>142</sup>Pr, bu özelliği ile hedefe yüksek doz vermesini sağlar. Beta ışınımı yaptığı için dokuya giriciliği kısıtlıdır, bu nedenle hedefin etrafındaki dokuya en az hasarı verir.

$^{142}\text{Pr}$ , 11,40 barn tesir kesitine sahip olduğu için düşük nötron akıcılığına sahip olan bir reaktörde bile üretimi mümkündür. Bu çalışmada  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopu İTÜ TRIGA Mark II eğitim ve araştırma reaktöründe üretildi.

Üretilen 0,9 cm uzunluğunda, 0,04 cm yarıçapında silindirik şeklindeki  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun aktivitesi 3,48 mCi'dir. Ancak hastaya uygulanabilirliğine göre aktivite hesabının yapılması daha doğrudur. Bu nedenle radyoaktif tohum üretildikten 5 saat sonraki aktivitesi hesaplandı ve çalışmalar bu aktiviteye göre yapıldı.  $^{142}\text{Pr}$  tohumunun üretiminden 5 saat sonraki aktivitesi 2,89 mCi'dir.

Üretilen  $^{142}\text{Pr}$  tohumunun dozimetrik karakterini incelemek için MCNP'de (Monte Carlo N-parçacık kodu) simülasyon gerçekleştirildi. Aynı ölçülerde radyoaktif tohum MCNP'de modellendi.  $0^\circ$ 'den  $90^\circ$ 'ye kadar  $10^\circ$ 'ar derecelik açılarla ve 0,1 cm'den 0,8 cm'e kadar 0,1'er cm aralıklar ile radyal mesafelere yerleştirilen dedektörler sayesinde doz dağılımı incelendi. Her bir açıda bulunan dedektör için radyal doz profili oluşturuldu.

Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği (AAPM) Radyasyon Terapi Komitesi'nin brakiterapi kaynakları için yayınladıkları dozimetri protokolü uygulandı. AAPM Görev Grubu 60 ve Görev Grubu 43'e göre tanımlanan dozimetrik parametreler, geometri fonksiyonu, radyal doz fonksiyonu ve 2 boyutlu anizotropi fonksiyonu hesaplandı. Hastanın alacağı  $^{142}\text{Pr}$  brakiterapisinden kaynaklanan doz, bu görev gruplarından da elde edildi.

$^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumu beta ışınımı yapan bir radyoizotop olduğu ve bu nedenle doku içerisindeki menzili kısa olduğu için yüzeysel tümörlerde ve gözde meydana gelen tümörlerde kullanılabilir. Göz, radyasyona çok duyarlı bir organ olduğu için gözde bulunan bir kanseri yok ederken etrafındaki dokulara zarar gelmemesi çok önemlidir. Bu nedenle  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopu, göz kanserini tedavi etmek için kullanılabilir.

Dozimetrik parametreleri oluşturulan  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunun göz içerisindeki doz dağılımını incelemek için MCNP'de göz modellenmesi yapıldı. Modellenen gözün yarıçapı 2 cm'dir ve sudan oluşmaktadır. Brakiterapi sırasında gözün alacağı dozları incelemek için MCNP'de dedektörler oluşturuldu. Bu dedektörler  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  ve  $90^\circ$ 'lerde, 0,1 cm'den 0,9 cm'e kadar 0,1'er cm aralıklar ile radyal mesafelere yerleştirildi. Her açı için radyal doz profili çıkartıldı.

Elde edilen sonuçlar doğrultusunda,  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun gözün yüzeyine yüksek doz vererek sağlıklı dokulara en az zararı verdiği için göz brakiterapisinde iyi bir radyoaktif kaynak olduğu bu çalışmada saptanmıştır.

# **PRODUCTION OF $^{142}\text{Pr}$ RADIOISOTOPE AND ITS DOSE EVALUATION BY MONTE CARLO METHOD IN EYE BRACHYTHERAPY APPLICATIONS**

## **SUMMARY**

In recent years, there has been an increase in the number of people who get cancer and die from cancer worldwide. Although there are many reasons for this increase, researchers are interested in stopping and destroying the division of cancerous cells.

Researchers' interest in finding and working on cancer treatment which is one of the most important diseases, has increased. Thanks to the increasing number of studies, it has been possible to destroy cancerous cells by different methods.

In addition to traditional treatments in cancer such as surgical intervention and chemotherapy, the beginning of using radiation and radioactive sources in the field of health has emerged new treatment methods.

By applying high or low doses of radiation to the area to be treated which is called radiotherapy, cancerous cells are aimed to decrease or even completely disappear. The source of this radiation may be coming from a linear accelerator or a direct radioactive source. The treatments with the accelerator are called external beam radiotherapy and the treatments with radiation from the source are called brachytherapy.

The brachytherapy studied in this thesis is the treatment by placing a radioactive capsule in or near the tumor. Brachytherapy, which can be used for certain types of cancers or a certain size of tumors, also aims to give the highest dose to the area to be treated while giving the least damage to healthy tissues.

As a result of literature researches, it is determined that there are many kinds of radioisotopes used in brachytherapy. Beta-emitting radioisotopes;  $^{32}\text{P}$ ,  $^{90}\text{Y}$ ,  $^{90}\text{Sr}$ , x-ray and gamma-emitting radioisotope;  $^{125}\text{I}$ , gamma-emitting radioisotope;  $^{192}\text{Ir}$  are using for brachytherapy. However, a beta source that has just started to be used and studies on it has been shown to be a good radioisotope in brachytherapy. This radioisotope is Praseodymium-142.

Recently, with increasing interest in brachytherapy,  $^{142}\text{Pr}$  is a radioisotope that emits approximately 96.3% beta radiation and 3.7% gamma radiation. Its maximum beta energy is 2.162 MeV and its maximum gamma energy is 1.575 MeV.  $^{142}\text{Pr}$  radioisotope is produced by a reaction which is  $^{141}\text{Pr} (n, \gamma) ^{142}\text{Pr}$ . As a result,  $^{142}\text{Pr}$  has 19.12 hours of half-life time. Because of its short half-life, it gives high doses to the target. Due to its beta radiation, its penetration into the tissue is limited, so it gives minimal damage to the tissue around the target. Its range in water is 10.3 mm.

Since  $^{142}\text{Pr}$  has a cross-section of 11.40 barn, it is possible to produce even in a reactor with low neutron fluency. In this study,  $^{142}\text{Pr}$  radioisotope was produced in ITU TRIGA Mark II education and research reactor.

The produced cylindrical  $^{142}\text{Pr}$  radioactive seed which has a dimension that 0.9 cm long and radius of 0.04 cm, has an activity of 3.48 mCi. However, it is more accurate to calculate activity according to the applicability to the patient. Therefore, the activity was calculated 5 hours after the production of radioactive seed and the studies were performed according to this activity. The activity of  $^{142}\text{Pr}$  seed 5 hours after production is 2.89 mCi.

To calculate these activities, the thermal and epithermal flux of the reactor should be known. The neutron flux is determined using the gold foil activation method with  $^{197}\text{Au} (n, \gamma) ^{198}\text{Au}$  reaction.

Two types of samples are prepared for this neutron flux determination; unsheathed gold foil and cadmium coated gold foil. These gold foils are used in this method because the cadmium is known as a thermal neutron filter. Cadmium holds the thermal neutron, allowing only the epithermal neutron to pass. Since bare gold foil was activated both thermal and epithermal neutrons, when the activations of these two samples are subtracted from each other, the result will be the activation of the thermal neutron. As a result, the thermal neutron flux of the reactor is  $1.43 \times 10^{12}$  n/cm<sup>2</sup>s and the epithermal neutron flux of the reactor is  $1.26 \times 10^{11}$  n/cm<sup>2</sup>s.

Simulations were performed using the MCNP5 code to examine the dosimetry character of the  $^{142}\text{Pr}$  seed. MCNP is a general Monte Carlo transport code that solves the time-dependent continuous energy transition of neutrons, photon and electrons in 3D geometry.

The purpose of the MCNP code is to use nuclear and the atomic information library. Using MCNP code, radiation protection and dosimetry, radiation shielding, radiography, medical physics, nuclear critical safety, accelerator design, fission and fusion reactor design applications can be made.

For examining the dosimetric character, firstly, the same size radioactive seed produced at ITU TRIGA Mark II reactor was modeled with MCNP5 code. In the model for  $^{142}\text{Pr}$  radioactive seed, it consists of 3 cells, 74 detector cells and 78 surfaces. A spherical water detector with a radius of 0.01 cm was used to calculate the dose per unit activity at different distances and angles. Dose distribution was examined by detectors placed at radial distances from 0.1 cm to 0.8 cm and angles at  $0^\circ$  to  $90^\circ$ . The radial dose profile was created for the detector at each angle.

The American Society of Medical Physicists (AAPM) Radiation Therapy Committee published a dosimetry protocol for brachytherapy sources. Dosimetric parameters, geometry function, radial dose function and 2D anisotropy function were calculated according to AAPM Task Group 60 and Task Group 43. The dose that caused by brachytherapy was also obtained from these task groups.

$^{142}\text{Pr}$  radioactive seed is a beta-emitting radioisotope and therefore it has a short range in tissue. Because of this feature, it can be used in superficial tumors and tumors at the eye. Because the eye is a very sensitive organ to radiation, the surrounding tissue must not be damaged while destroying a cancerous cell in the eye. Thus,  $^{142}\text{Pr}$  can be used to treat eye cancer.

In order to examine the dose distribution of  $^{142}\text{Pr}$  radioisotope within the eye whose dosimetric parameters were generated, eye modeling was performed using with MCNP5 code. The radius of the modeled eye is 2 cm and it consists of water. Detectors were created in MCNP to examine the doses of the eye during



brachytherapy. These detectors were placed at 0°, 30°, 60°, and 90° angles and radial distances with 0.1 cm to 0.9 cm. The radial dose profile was extracted for each angle. The results showed that  $^{142}\text{Pr}$  radioactive seeds would be a good source in eye brachytherapy because it gives high doses to the surface of the eye but gives minimal damage to healthy tissues.





## 1. GİRİŞ

Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı'na göre 2018'de dünya üzerinde kanserin 18,1 milyon yeni vaka ile ve 9,6 milyon yeni ölüm ile arttığı tahmin edilmektedir. Dünyada 5 erkekten biri ve 6 kadından biri yaşamları boyunca kansere yakalanmakta, 8 erkekten biri ve 11 kadından biri hayatını kaybetmektedir. Dünya çapında, kanser teşhisi konulduktan sonra 5 yıl boyunca yaşayan insanların toplam sayısının 43,8 milyon olduğu tahmin edilmektedir [1]. Kanser, büyük bir halk sağlığı sorunudur ve her geçen yıl artmasıyla araştırmacıları kanserin tedavisi ile ilgili çalışmaya itmiştir.

Son birkaç on yılda, kanser üzerinde çalışmaya ve kanser tedavisini bulmaya karşın dünya çapında ilgi artmış ve çalışmalar çoğalmıştır. Günümüzün en önemli sorunlarından birisi olan kansere karşı yapılan bu çalışmalar sayesinde şu an yeni geliştirilen yöntemler ile cerrahi müdahale olmadan kanserli hücre ve yapılar tedavi edilebilmektedir.

Kanser, yeni hücreler yapmak için bölünerek büyüyen anormal hücrelerin çoğalması ile karakterize bir tümör türüdür. Metastaz yapma yetenekleri, onları diğer tümör hücrelerinden ayırır. Pek çok farklı kanser türü vardır ve her biri, nasıl büyüdüğü ve tedaviye nasıl yanıt verdiği konusunda benzersizdir. Kanserin büyümesini durdurmanın bir yolu, kanser hücresinin çoğalma kabiliyetine müdahale etmektir. Yüksek dozlarda kullanılan radyasyon, kanser hücresinde üreme yeteneğini etkileyen ve sonunda hücre ölümüne yol açan değişikliklere neden olur. Bu sayede cerrahi müdahale olmadan kanserleri hücrelerin ölümü gerçekleşir [2].

Radyoaktif kaynakların medikal alanda kullanılmaya başlanması ile kanserle tedavide farklı yöntemler ortaya çıkmıştır. Cerrahi yöntem ve kemoterapi gibi, yüksek dozda radyasyon kullanılarak kanserin tedavisini sağlayan radyoterapi, kanseri tedavi etmenin yollarından biridir. Radyasyon direkt olarak radyoaktif kaynaklardan ya da lineer hızlandırıcılardan gelebilir. Kanserin lineer hızlandırıcılar

ile tedavisi dış ışın radyoterapisi olarak adlandırılırken, kapsüllenmiş radyoaktif kaynaklar ile kanser tedavisine brakiterapi denir [2].

Brakiterapi, yunanca “brachys” kelimesinden, kısa mesafe anlamına gelen, kısa menzilli bir radyasyon kaynağının, tümörün içine veya yakınına yerleştirildiği bir iç radyoterapi şeklidir. Prostat, göz, cilt ve rahim ağzı kanseri için etkili bir tedavi olarak kullanılan bu teknik, etrafındaki sağlıklı dokuları korurken tümöre yüksek dozda radyasyon vererek tedavi sağlar. Brakiterapi tekniğinin temel avantajı, normal dokularda en az hasarı alırken, kanser hücrelerini ortadan kaldırmaktır. [3].

1896'da Henri Becquerel'in radyoaktivite keşfinden kısa bir süre sonra, çeşitli tıbbi tedavilerde radyoaktif kaynaklar kullanılmaya başlanmıştır. Kanser tedavisinde kullanılan ilk radyasyon vakası 1899'dadır. Marie ve Pierre Currie, radyoaktif kaynakların tümörlerin içine ya da yanlarına implante edilebileceğini öne süren ilk kişi oldular. Bu, brakiterapinin başlangıcı olmuştur [3].

Bu tezde gözde var olan kanser hücrelerinin brakiterapi tekniği ile tedavi şekli çalışılmıştır. Amerikan Kanser Derneği'nin 2019 yılı için göz kanseri ile ilgili tahmini verileri şöyledir; 3360 yeni kanser teşhisi (1860'ı erkek, 1500'ü kadın), 370 ölüm (200'ü erkek, 170'i kadın) [4]. Göz melanomu (göz kanseri), deriden sonra en sık görülen ikinci melanom türüdür [5]. Şu anda tedavi için sık kullanılan teknikleri brakiterapi ve dış ışın radyoterapisidir [3].

Nükleer enerji veya radyasyon üreten sistemlerin analizi için rutin olarak çeşitli radyasyon kodları kullanılmıştır. Farklı analitik teknikler arasında Monte Carlo yöntemi en iyi performansı göstermiştir. Bu metodu kullanarak, belirli bir iyonize radyasyon kaynağı ile etkileşime giren maddenin akısını, akımını, enerji spektrumlarını ve absorblanan dozu iyi bir doğruluk ve hassasiyetle hesaplamak mümkündür [6].

## **1.1 Tezin Amacı**

Bu yüksek lisans tezinin amacı beta ışınımı yapan radyoaktif tohumlar kullanarak göz melanomu kanseri için bir brakiterapi şeması geliştirmektir. Bu çalışmada amaç, brakiterapi için uygun izotoplar seçmek, nötron aktivasyonu kullanarak brakiterapi için radyoaktif tohumları üretmek, Monte Carlo hesaplamaları ile doz dağılımını

tahmin etmek ve AAPM Görev Grubu 43 ve Görev Grubu 60'a göre dozimetrik parametreleri bulmaktır.

## 1.2 Literatür Araştırması

Khankook ve Noghreiyani çalışmalarında, en gerçekçi göz modelini kullanarak göz plakaları brakiterapisinde göz yapısının absorbladığı dozları tahmin etmişlerdir ve diğer göz modelleriyle elde edilen dozları karşılaştırmışlardır. Bu çalışma için sağ gözün sol tarafında ortalama büyüklükte bir tümör olduğu kabul edilmiştir. Dozimetri hesaplamalarını, literatür taramasına dayanarak geliştirilen dört farklı göz modeli için  $^{131}\text{Cs}$ ,  $^{103}\text{Pd}$  ve  $^{125}\text{I}$  kaynakları içeren 12 mm'lik Oküler Melanom plağı kullanarak yapmışlardır. Elde edilen sonuçlar, göz yapısı tarafından alınan tahmini dozların, gözü temsil etmek için kullanılan modele bağlı olduğunu göstermiştir [7].

Fardi ve Taherparvar yaptıkları çalışmada yeni bir brakiterapi kaynağı olan  $^{125}\text{I}$ 'in dozimetrik parametrelerini GATE/GEANT4 Monte Carlo kodu ile hesaplamışlardır. Doz hızını, radyal doz fonksiyonunu ve 2B anizotropi fonksiyonunu bir su fantomu içinde ve  $^{125}\text{I}$  kapsülünün etrafındaki birkaç doku fantomu içinde hesapladılar. Elde edilen sonuçlar MCNP simülasyonu ve deneysel veriler ile karşılaştırdılar.  $^{125}\text{I}$  radyoaktif kapsülünün su fantomundaki doz hızını deneysel verilerle de iyi tutarlılık gösteren yaklaşık 1,038 cGy/sa buldular. Radyal doz fonksiyonu, 0,5, 0,9, 1,8, 3 ve 7 cm radyal mesafelerde sırasıyla 1,095, 1,019, 0,826, 0,605 ve 0,188 olarak elde ettiler.  $^{125}\text{I}$ 'in sonuçlarının hem MCNP ile hem de deneysel sonuçlarla iyi bir uyum içinde olduklarını gördüler [8].

Bidmeshki, Sohrabpour ve Mahdavi'nin yaptıkları çalışmadaki amacı AAPM Görev Grubu 43 tarafından açıklanan brakiterapi dozimetrik fonksiyonlarını, yüksek doz hızına sahip olan  $^{192}\text{Ir}$  kaynağına göre hesaplamaktır. Yapılan çalışma, MCNP4C Monte Carlo kodu kullanılarak tasarlanan polimetil metakrilat fantomunun simülasyonunu ve TL dozimetrelerle kıyaslanmasını içermektedir. Radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu için elde edilen sonuçlar, TL ölçümleri ve MCNP4C sonuçları arasında % 3'ten daha az hata olduğunu göstermiştir. Düşük hatalar nedeniyle, simülasyon sonuçlarının doz tahmini için kullanılabilceği sonucuna varmışlardır [9].

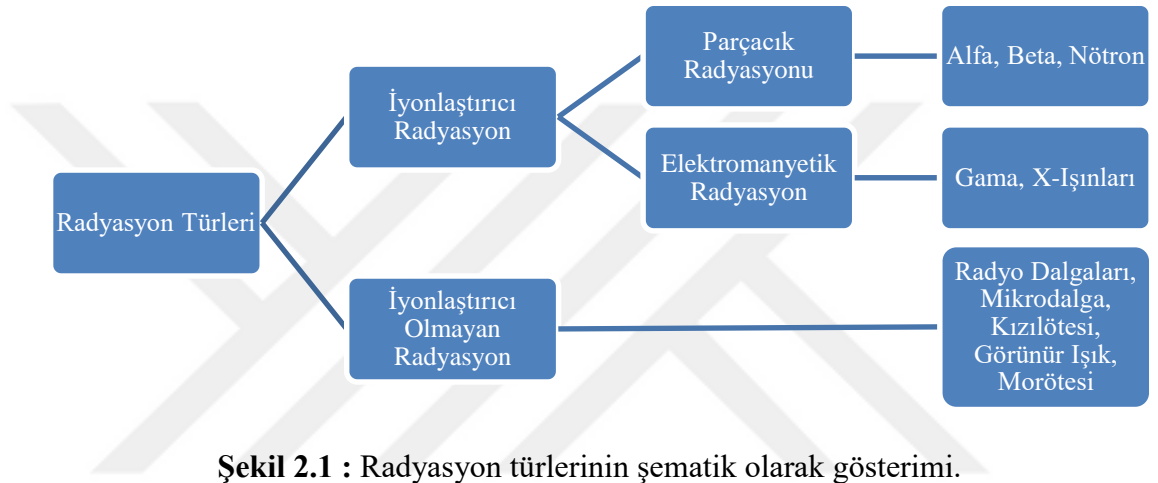
Maria Clara Ferreira'nın brakiterapi ile ilgili yaptığı çalışma ise şöyleydi; beta ışınımı yapan  $^{142}\text{Pr}$  kaynağını iki şekilde incelemiştir: karaciğer kanseri için  $^{142}\text{Pr}$  cam mikroküreler ve göz kanseri için  $^{142}\text{Pr}$  cam çubuklar kullanarak.  $^{142}\text{Pr}$ 'nin doz dağılımını simüle etmek için MCNPX2.6 Monte Carlo kodu ve BRAIN DOSE Point Kernel kodu kullanılmıştır. Çalışmanın deneysel kısmında ise gafkromik ebt2 filmi hem cam küre hem de cam çubuk için incelenmiştir. Fantomlar yardımı ile yapılan deneysel ölçümler Monte Carlo verileri ile kıyaslamıştır.  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif küre ve çubukların, yüksek efektif doz ve biyolojik dağılım nedeniyle her iki kanser çeşidi için iyi bir radyoizotop seçimi olduğunu göstermiştir [3].



## 2. TEORİ

### 2.1 Radyasyon Türleri

Radyasyon, iyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 : Radyasyon türlerinin şematik olarak gösterimi.

#### 2.1.1 İyonlaştırıcı radyasyon

Parçacık veya elektromanyetik dalga formundaki radyasyon etkileştiği atomların elektronlarını atomların etrafındaki yörüngelerinden dışarı çıkarabilir, elektron / proton dengesini bozabilir ve atomlara pozitif bir yük vererek iyonlaştırıcı radyasyonu oluşturabilir. Elektrik yüklü moleküller ve atomlara iyon denir. İyonize radyasyon, hem doğal hem de insan yapımı radyoaktif maddelerden gelen radyasyonu içerir. İyonlaştırıcı radyasyon, parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon olarak ikiye ayrılır [10].

##### 2.1.1.1 Parçacık radyasyonu

Alfa parçacıkları, beta parçacıkları ve nötronlar, parçacık radyasyon grubuna girerler ve atomu iyonize edebilen radyasyon türleridir.

Alfa radyasyonu, her biri iki proton ve iki nötrondan oluşan ve iki pozitif yük taşıyan alfa parçacıklarından oluşur. Büyük kütleleri ve yükleri nedeniyle, maddeye nüfuz etme kabiliyetleri sınırlı olup, menzilleri kısadır. Alfa radyasyonu bir kağıt parçası

veya deri tarafından durdurulabilir. Sonuç olarak, vücut dışındaki nükleer maddelerden salınan alfa radyasyonu tehlike oluşturmaz. Ancak, alfa radyasyonu yayan nükleer maddeler vücuda alındığında (örneğin solunumla veya yutarak), alfa radyasyonunun enerjisi vücut dokularına tamamen emilir. Bu nedenle, alfa radyasyonu sadece iç ışınlanmalarda tehlikedir.

Beta radyasyonu, bir atomun çekirdeğinden çıkan ve fiziksel olarak elektronlarla aynı olan yüklü parçacıklardan oluşur. Beta parçacıkları genellikle negatif bir yüke sahiptir, çok küçüktür ve alfa parçacıklarından daha derine nüfuz edebilir. Bununla birlikte, çoğu beta radyasyonu, plastik, cam veya metal levhalar gibi az miktarda koruma ile durdurulabilir. Radyasyon kaynağı vücudun dışındayken, yeterli enerjiye sahip beta radyasyonu vücudun deri katmanına nüfuz edebilir ve enerjisini cilt hücrelerine iletebilir. Ancak, beta radyasyonu vücuttaki daha derin dokulara ve organlara nüfuz etme kabiliyeti çok sınırlıdır. Beta radyasyonu yayan nükleer maddeler de vücut içine alındığında tehlikeli olabilir.

Nötronlar, proton ile aynı kütleye sahip yüksüz parçacıklardır. Nötronları elde edebilmek için çekirdeğin tepkimeye girmesi gerekir. Bir çekirdeğin belirli bir radyasyon türüyle bombalandığı (foton ışınımı veya alfa ışınımı gibi) ve çekirdek üzerinde ortaya çıkan etkinin bir nötron salınımı olduğu reaksiyonlara bağlıdır. Yüksüz oldukları için insan vücudunun doku ve organlarına kolaylıkla nüfuz edebilirler ve durdurulmaları zordur. Vücutta nötron yayan nükleer maddelerin birikmesi durumunda da tehlikeli olabilirler. Nötron radyasyonu en iyi şekilde parafin ve plastik gibi hidrojen zengin atomları içeren maddeler tarafından yavaşlatılabilir. Bunun nedeni, nötronların ve hidrojen atomlarının benzer kütle değerlerine sahip olmaları ve kolayca birbirleri arasında çarpışmalara maruz kalmalarıdır. Nötron kaynağını elde etmek zordur. Yaygın nötron üreteçleri, nükleer reaktörler, izotopik nötron kaynakları ve parçacık hızlandırıcılarıdır.

### **2.1.1.2 Elektromanyetik radyasyon**

Elektromanyetik radyasyon, dalga formunda olan foton parçacığı olarak tanımlanabilir. Her foton belirli bir miktarda enerji içerir ve tüm elektromanyetik radyasyonlar bu fotonlardan oluşur. İki tür de iyonize eden foton radyasyonu vardır; gama ve x-ışınlarıdır [10].

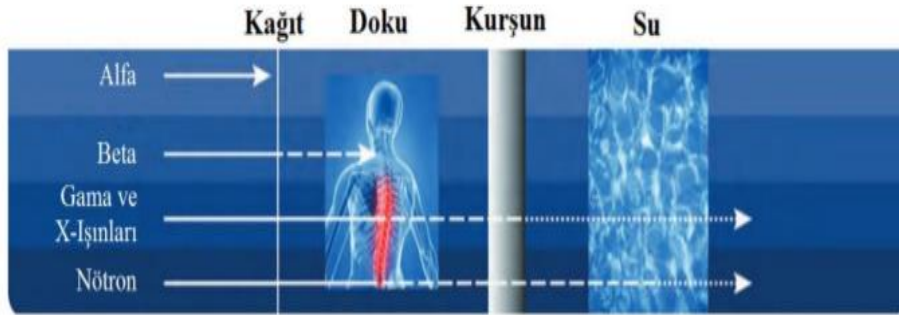
Gama ışınları, elektromanyetik spektrumundaki en kısa dalga boyuna sahip ve en yüksek enerjili radyasyonlardır. Bu radyasyonun kaynağı atom çekirdeklerinin enerji



seviyelerinin arasındaki geçişlerden dolayı ortaya çıkan radyasyon türüdür. Alfa ve beta ışınlarından sonra uyarılmış çekirdek gama radyasyonu yayar. Bu radyasyon türünün madde içinde giriciliği yüksektir.

X-ışınları, elektromanyetik dalgadırlar ve ışık hızındadırlar. Gama ışınlarının aksine atom çekirdeğinin dışından kaynaklanan ve genellikle daha düşük enerji içeren fotonlardan oluşurlar. X-ışınları cihaz yardımı ile de üretilebilirler. Bu nedenle de istenilen enerjide üretimi sağlanabilir.

Gama radyasyonu vücudun çok derinine nüfuz edebilir ve yalnızca kurşun veya çelik gibi oldukça yoğun malzemeler tarafından durdurulabilir. Genel olarak, gama radyasyonu, alfa veya beta radyasyonundan çok daha büyük mesafelere gidebilir ve radyasyon kaynağı vücudun dışında olduğunda vücut dokularına ve organlarına nüfuz edebilir. Ancak atomları iyonlaştırmaları daha azdır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 : Radyasyon türlerinin giricilikleri [10].

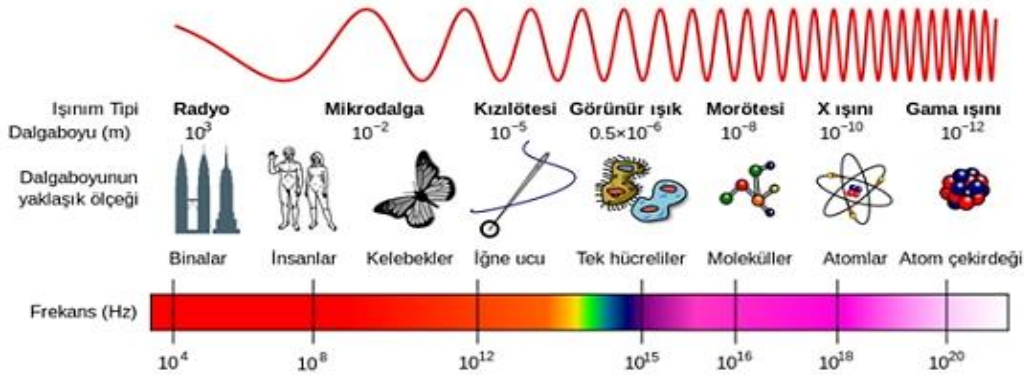
### 2.1.2 İyonlaştırıcı olmayan radyasyon

İyonlaştırıcı olmayan radyasyon, iyonlaştırıcı radyasyondan daha az enerjiye sahiptir; bir iyon çifti üretmek için yeterli enerjiye sahip değildir. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon örnekleri, görünür ışık, kızılötesi, morötesi, radyo dalgaları, mikrodalgalar ve güneş ışığıdır. Bunlar çok düşük frekanslı dalgalar olarak tanımlanır ve sağlık riski oluşturduğu düşünülmez.

Elektromanyetik radyasyon (radyo dalgaları, mikrodalga, kızılötesi, görünür, morötesi):

Düşük enerjiye sahip iyonize olmayan elektromanyetik dalgalar, atomların elektron bağlanma enerjilerinin üstünde enerjiye sahip olmadıklarından dolayı iyonizasyona neden olamazlar bu nedenle tehlikeli sayılmazlar (Şekil 2.3). Ancak morötesi ışınların bazı çeşitleri biyolojik hasara yol açabilir. Örneğin, morötesi ışınlar 3'e

ayrılır; morötesi-a, morötesi-b, morötesi-c ışınları. Güneş yanığına ve diğer biyolojik hasara yol açabilecek olan morötesi-b ışınlarıdır [10].



Şekil 2.3 : İyonlaştırıcı olmayan, foton radyasyonunun dalgaboyu ve frekansları[11].

## 2.2. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Radyasyon, atomdan yayılır ve yayıldığı yol boyunca ortamdaki atomlarla etkileşime girer. Radyasyonun ortam ile yapmış olduğu bu etkileşimler, radyasyonu ve etkilerini gözlemlenmesinde ve çekirdek içindeki değişimlerin belirlenmesinde yardımcı olur. Radyasyonun madde ile etkileşimi aynı zamanda halkı ilgilendiren kimyasal, fiziksel ve biyolojik değişikliklerin sebebidir. Radyasyonun madde ile etkileşimindeki temel üç etkileşim şöyledir; yüklü parçacıkların, fotonların ve nötronların madde ile etkileşimi.

### 2.2.1 Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi

Alfa parçacıkları, protonlar, dötronlar ve beta parçacıkları gibi yüklü parçacıkların madde ile etkileşimleri şöyledir; madde içindeki atomlarla yörüngedeki elektronların negatif yükleri ile yüklü parçacıkların pozitif yükleri arasında Coulomb kuvvetleri sayesinde etkileşirler. Etkileşim sırasında, iyonlaşma ve uyarılma meydana gelebilir. Uyarılmada, yüklü parçacık enerjisinin tamamını veya bir kısmını yörünge elektronlarına aktarır ve atomun daha üst elektron kabuğuna ilerler. İyonizasyonda, elektron yeteri kadar enerjiye sahip olduğu için atomun bağlanma enerjisini aşar ve atomdan kopar. Atom iyonlaştığında serbest elektron ve pozitif yüklü atomdan oluşan bir iyon çifti oluşturur. Serbest elektron, etkileşimden dolayı kazanılan enerjiye sahiptir ve durgun duruma gelene kadar enerjisinin tamamını ortam

içerisinde hareket ederek çarpışmalar ile diğer atomlara aktarır. Pozitif yüklü atom ise ortamdan serbest elektron çekerek yüksüz durumuna geri döner [12].

Yüklü parçacıkların madde ile etkileşiminin anlaşılmasını sağlayan üç tanım vardır; spesifik iyonizasyon, lineer enerji transferi (LET) ve menzil. Spesifik iyonizasyon, radyasyonun madde içerisindeki yolunun birim uzunluğu başına üretilen toplam iyon çifti sayısıdır. Alfa parçacıklarının spesifik iyonizasyon değerleri, proton, dötron ve elektronların değerlerinden daha büyüktür. Düşük enerjilerde etkileşim olasılığının artması nedeniyle yüklü parçacık enerjisinin azalmasıyla spesifik iyonlaşma artar. Bu nedenle, yolun sonuna doğru, yüklü parçacık iyonlaşmada keskin bir artış gösterir. Bu pike Bragg eğrisi denir. Lineer enerji transferi, yüklü parçacığın aldığı yolun birim uzunluğu başına depolanan enerji miktarıdır. LET, radyasyondan korunma kavramlarında çok faydalı bir tanımdır. Elektromanyetik radyasyonlar ve beta parçacıkları madde ile etkileşime girdiklerinde, etkileşim başına çok az enerji kaybederler ve bu nedenle düşük LET değerlerine sahiptirler. Buna karşılık, ağır kütleli parçacıklar (alfa parçacıklar, nötronlar ve protonlar) çok hızlı bir şekilde enerji kaybederler, kısa bir mesafede birçok iyonlaşma meydana getirirler ve böylece yüksek LET değerlerine sahip olurlar. Menzil, yüklü bir parçacığın malzeme içinde kat edebileceği mesafeye denir. Bir parçacığın menzili parçacığın kütlesine, yüküne, kinetik enerjisine ve soğurucu maddenin yoğunluğuna bağlıdır. Daha ağır ve daha çok yüklü parçacıkların, daha hafif ve daha düşük yüklü parçacıklara göre menzilleri kısadır. Yüklü parçacıkların menzili, parçacıkların enerjisi arttığında artar. Alfa parçacıklarının menzili kısa ve düzdür, buna karşın beta parçacıklarının menzili daha uzun ve zikzak olur [12].

Hafif yüklü parçacıkların (örneğin; beta) madde ile etkileşimi ağır yüklü parçacıklarda olduğu gibi uyarılma ve iyonlaşmanın yanı sıra ortamdaki çekirdeğin elektrik alanından da kaynaklanabilir. Enerjileri yüksek olan beta parçacıkları bir atom çekirdeğinin elektrik alanıyla saptırılarak oluşan negatif ivmeden dolayı enerji kaybı yaşarlar. Bu nedenle Bremsstrahlung radyasyonu ortaya çıkar [12].

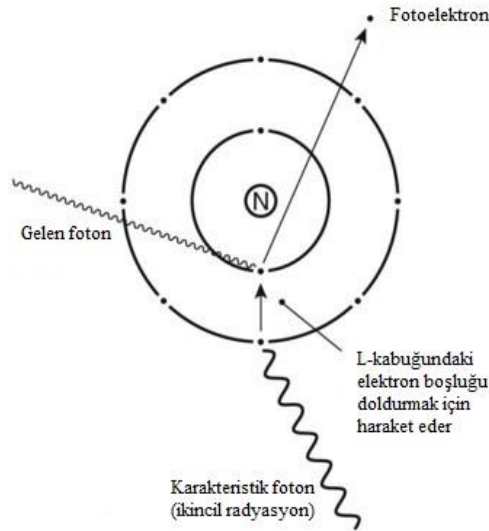
### **2.2.2 Fotonların Madde ile Etkileşimi**

Fotonlar, maddenin içindeki atomların elektronları veya atomun çekirdeği ile etkileşerek enerjisini kaybederler. Fotonlar, tek bir karşılaşmada tüm enerjilerini veya büyük bir kısmını kaybedebilir. Fotonların spesifik iyonizasyonu, aynı

enerjideki bir elektrona göre çok daha azdır. Belirli bir menzilleri yoktur, ancak tüm enerjilerini kaybetmeden önce madde içinde uzun bir yol kat ederler. Bu menzil, ortama ve fotonun enerjisine bağlı olarak birim uzunluktaki etkileşim olasılığı tarafından belirlenir. Bazen etkileşime giren fotonlar soğurular veya dağılarak yön değiştirir. Coherent saçılması ve Rayleigh saçılması, enerji aktarımı olmadan madde ile fotonun etkileşimidir. Fotonların madde içerisindeki enerji aktarılmasının temel olayları fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumdur [13].

Coherent ve Rayleigh saçılmasında, fotonun enerjisi saçılma sonunda değişmez ve başlangıçtaki enerjisinde kalır. Bu etkileşimde enerji aktarımı yoktur, bu nedenle fotonların madde ile etkileşiminde önemli değildir. Ancak Coherent saçılması sonucunda fotonun yönü değişir. Bu saçılma olasılığı birkaç yüz keV gibi oldukça düşük enerjilerde ortaya çıkabilir.

Fotoelektrik etkide, malzemeye gelen fotonlar, malzeme atomlarının iç yörünge elektronları ile etkileşime girer ve enerjileri bağlanma enerjilerinden fazla ise yörüngeden elektron fırlatırlar (Şekil 2.4). Bu olayda foton kaybolur tüm enerjisini elektrona aktarır. Tüm enerjinin transfer edildiği bu elektrona fotoelektron denir.



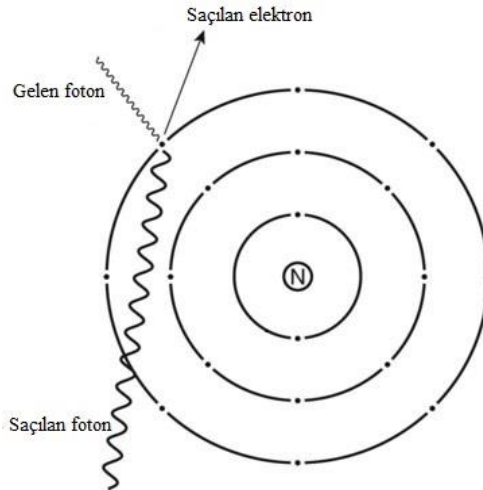
**Şekil 2.4** : Fotoelektrik etkinin oluşumu.

Fotoelektronun kinetik enerjisi başlangıçtaki fotonun enerjisinden bağlanma enerjisini çıkartılarak bulunur. Bağlanma enerjisinden daha yüksek bir enerjiye sahip olan fotoelektron atomdan ayrılır. Bu sırada bir elektron kaybetmiş olan atom artık pozitif yüklü bir iyon halindedir. Atomun yörüngesinde meydana gelen boşluğu başka bir

yörüngeden gelen elektron doldurur ve bu sırada yörüngeler arasında meydana gelen enerji farklılıkları karakteristik X-ışını olarak ortaya çıkar.

Fotoelektrik etkinin oluşma ihtimalleri şöyledir; elektronun bağlanma enerjisi ne kadar yüksekse ihtimal de o kadar artar ve malzemenin atom numarasının küpü ile doğru orantılıdır. Kısaca fotoelektrik etkide fotonun enerjisi tamamen transfer edilir, herhangi bir saçılan foton yoktur ve fotoelektron madde içinde kısa mesafede durdurulur [13].

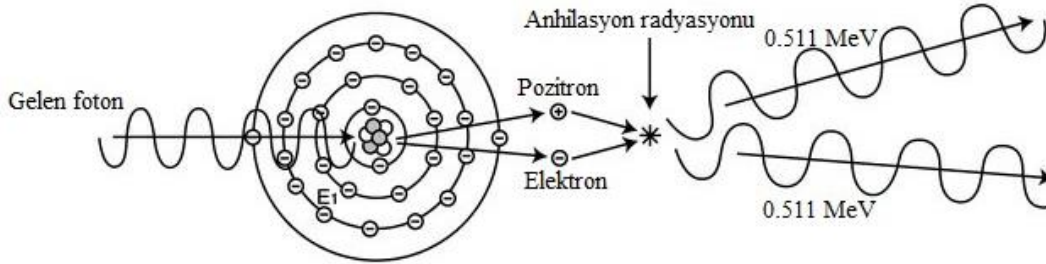
Fotonların madde ile etkileşiminde başka bir önemli olay ise Compton saçılmasıdır. Şekil 2.5’de olduğu gibi Compton saçılmasında, malzemeye gelen fotonun enerjisinin sadece bir kısmı atomun dış kabuğundaki bir elektrona aktarılır ve fotonun geliş yönünden farklı bir açı yaparak saçılır. Foton ile elektron arasındaki çarpışma sonucu enerji ve momentum korunur. Fotonda kalan enerji iki faktör tarafından belirlenir; fotonun başlangıçtaki enerjisi ve sapma açısı. Küçük açılı saçılmalarda elektrona az miktarda enerji aktarılır. Saçılma açısı  $180^\circ$ ’ye geldiğinde saçılan fotonun enerji en küçük değerdedir. Compton saçılma olasılığı atom numarası arttıkça artar ve fotonun enerjisi arttıkça saçılma ihtimali de azalır.



**Şekil 2.5 :** Compton saçılmasının oluşumu.

Bir başka önemli olay ise çift oluşumdur. Çift oluşumda fotonun enerjisi  $1,02 \text{ MeV}$ 'i aştığında meydana gelebilir. Şekil 2.6’da gösterildiği üzere foton, çekirdeğin elektrik alanı ile etkileşime girer, foton kaybolur ve pozitron ve elektron çifti üretilir. Pozitron ve elektron çok sayıda iyonlaşma ve uyarma olayları ile enerji kaybeder. Pozitron durgun hale geldiğinde, ortamdaki bir elektrona birleşerek birbirlerine zıt yönde yayılan  $0,511 \text{ MeV}$  enerjili iki yok olma fotonuna dönüşür. Çift oluşum

olasılığı malzemenin atom numarasının karesi ile doğru orantılı olarak artar. Foton enerjisinin artmasıyla çift oluşum olasılığı artar.



**Şekil 2.6 : Çift oluşum.**

Gama ışını ve x-ışını fotonları, malzeme içerisinde hareket ettikçe yutulur veya saçılarak zayıflarlar. Bu zayıflama, fotoelektrik etki, Compton saçılması çift oluşumu ile meydana gelir. Foton, enerjisine ve malzemenin yoğunluğuna ve kalınlığına bağlı olarak fotonların bir kısmı herhangi bir etkileşim olmadan malzemenin içinden geçebilir. Gama ışınlarının zayıflaması radyasyon korunmasında önemli bir faktördür. Gama ışınlarının madde içerisindeki zayıflamaları eksponansiyel olarak değişmektedir. Işının başlangıçtaki şiddeti  $I_0$  ise ve geçtiği malzemenin kalınlığı  $x$  ise, malzemedeki geçen ışının şiddeti Denklem 2.1 ile bulunur [13];

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

Burada  $\mu$  lineer zayıflatma katsayısıdır. Birimi ise  $1/\text{cm}$ 'dir. Fotonların madde ile etkileşme olasılıkları tüm etkileşimlerin olasılıklarının toplamına eşittir (Denklem 2.2) [13].

$$\mu = \tau(\text{Fotoelektrik}) + \sigma(\text{Compton}) + \kappa(\text{Çift oluşum}) \quad (2.2)$$

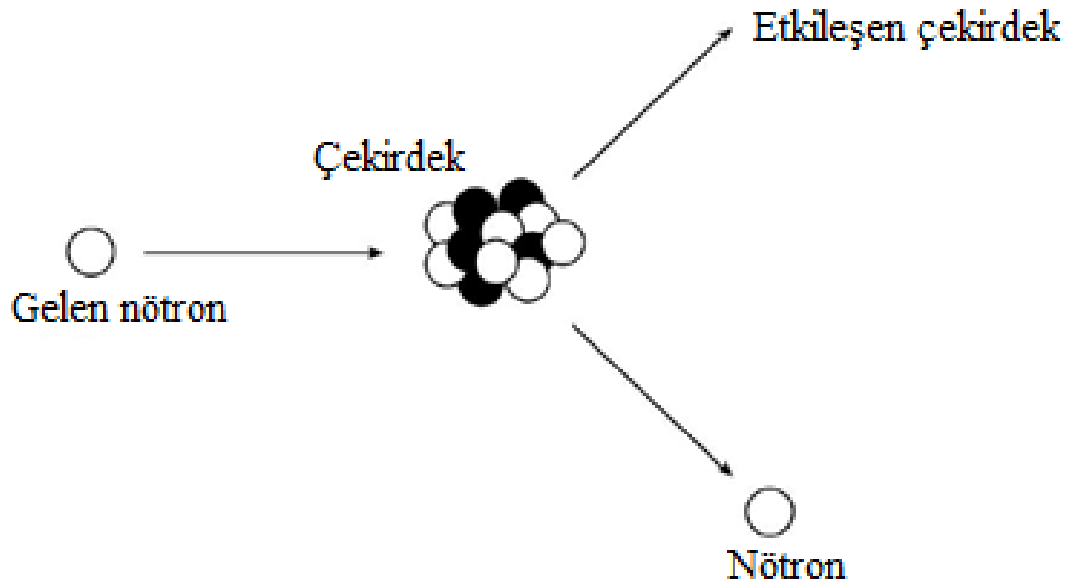
Lineer zayıflatma katsayısı malzemenin yoğunluğuna bağlı olarak değiştiği için genellikle lineer zayıflatma katsayısının yoğunluğa bölünmüş şekli kullanılır. Bu da kütleli zayıflatma katsayısıdır (Denklem 2.3) [13];

$$\mu_m = \mu / \rho (\text{cm}^2 / \text{g}) \quad (2.3)$$

### 2.2.3 Nötronların Madde ile Etkileşimi

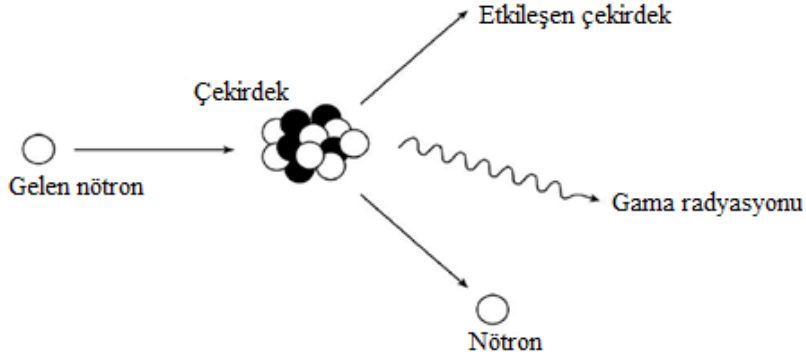
Nötronların madde ile etkileşimini anlayabilmek için öncelikle nötronların sınıflandırılması bilinmelidir. Nötronlar, termal nötronlar, epitermal nötronlar ve hızlı nötronlar olarak üçe ayrılırlar. Termal nötronlar, enerjileri yaklaşık  $0,025 \text{ eV}$  olan nötronlardır. Epitermal nötronların enerji aralığı ise  $0,01 \text{ MeV}$  ile  $0,1 \text{ MeV}$ 'dir.

Hızlı nötronlar ise 0,1 MeV'den 20 MeV aralığındaki nötronlardır. Nötronlar yüksüz parçacıklar oldukları için madde ile etkileşimleri yüklü parçacıklara göre farklıdır; atomun elektronları ile etkileşmezler, atomun çekirdeği ile etkileşirler. Ancak atomun çekirdeği ile etkileşiminin ardından bazı parçacıkların yayınlanmasına neden olurlar. Bu yayınlanan parçacıkların birincil ve ikincil etkileşimlerinden dolayı iyonizasyona neden olabilirler. Nötronlar yüklü parçacıkların ve fotonların yanı sıra madde içerisinde hiçbir etkileşim yapmadan santimetrelerce ilerleyebilirler [14]. Nötronlar, atom çekirdeği ile iki şekilde etkileşime girerler; saçılma ve soğurma şeklindedir. Nötronlarda saçılma, elastik ve inelastik saçılma olarak ikiye ayrılır. Elastik saçılmada, nötron atomun çekirdeğine çarpar ve kinetik enerjisinin bir kısmını çekirdeğe nakleder. Kendi geliş açısından farklı bir açıda saparak uzaklaşır (Şekil 2.7). Çekirdeğin yapısında değişiklik olmaz ve momentum ve enerji korunur. Elastik saçılma hızlı nötronların yavaşlatılması için önemli bir reaksiyondur [15].



**Şekil 2.7 :** Elastik saçılma.

İnelastik saçılmada, kısa bir süre nötron ile çekirdek bileşik bir çekirdek oluşturarak uyarılmış durumda bulunurlar ve daha sonra nötron çekirdeği terk eder (Şekil 2.8). Yani inelastik saçılmada nötronun kinetik enerjisinin bir kısmı çekirdeğin uyarılma enerjisine dönüşür. Uyarılmış durumdaki çekirdek bir gama ışını yayarak taban durumuna geri döner. Nötronun çekirdeği uyarması için 1 MeV'den daha fazla enerjiye ihtiyacı vardır. İnelastik saçılmada momentum korunur ancak enerji korunmaz [15].



**Şekil 2.8 : İnelastik saçılma.**

Nötronların etkileşimlerinde önemli diğer etkileşim ise nötronun soğurulmasıdır. Nötronların çekirdek ile etkileştikten sonra çekirdekten başka parçacıkların atılması olayına soğurma etkileşimi denir. Bu etkileşimlere örnek olarak  $(n, \gamma)$ ,  $(n, \alpha)$ ,  $(n, 2n)$ ,  $(n, p)$  ve fisyon olayları gösterilebilir.

### 2.3. Doz ve Doz Değerlendirmesi

Radyasyon üreten tesislerde ve radyasyonun tıbbi uygulamalarındaki kişisel korunmanın önemi nedeniyle radyasyona maruz kalma ve doz kavramları radyasyon ölçümlerinde önemli rol oynamaktadır. Maruz kalınan radyasyon dozunun değerlendirilmesi ve kıyaslaması bazı standartlarla belirlenir.

#### 2.3.1 Radyasyona maruz kalma dozu

İyonlaştırıcı radyasyonlar madde ile etkileşime girdiklerinde yüklü iyonlar üretirler. İyonlaştırıcı radyasyonun madde ile etkilerinin en basit ölçümü havada oluşan iyonların sayımıdır.

Radyasyona maruz kalma dozu, küçük bir hava hacmi içindeki fotonlar tarafından tüm serbest elektronlar durdurulduğunda oluşan elektrik yüklerinin toplamının ( $dq$ ), kütlesi  $dm$  olan bir hava hacmine bölümdür [16]. Maruz kalma dozu  $X$  ile gösterilir (Denklem 2.4);

$$X = \frac{dq}{dm} \quad (2.4)$$

Maruz kalma dozunun geleneksel birimi röntgendir (R). SI birim sisteminde ise Coulomb/kg'dır. Aralarındaki ilişki şöyledir (Denklem 2.5);

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} C / kg \quad (2.5)$$



Maruz kalma dozu sadece x-ışınları ve gama radyasyonunda geçerlidir, ayrıca sadece havada tanımlanır.

### 2.3.2 Doz

Radyasyondan korunma amacıyla doz miktarları üç şekilde ifade edilir: absorblanmış doz, eşdeğer ve etkili doz.

#### 2.3.2.1 Absorblanmış doz

Maruz kalma dozu bir ortamda ne kadar radyasyon bulunduğunun ölçüsünü verir. Ancak çevrede bulunan nesnelere tarafından ne kadar enerjinin absorblandığını bilmek daha önemlidir, özellikle de insanlar ve canlılar tarafından absorblanan enerji bilinmelidir. Aynı miktarda gama ışınına maruz kalan iki farklı malzeme, farklı miktarlarda enerjiyi absorbe edeceklerdir. Absorblanmış doz, herhangi bir malzemedeki herhangi bir iyonize radyasyondan birim kütle başına absorbe edilen enerji olarak tanımlanır [16]. Absorblanan doz (D) şöyle ifade edilir (Denklem 2.6);

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.6)$$

Burada dE ortalama enerji birikimi, dm ise absorblanan maddenin kütlesidir. Absorblanan dozun geleneksel birimi rad, yeni SI birim sistemindeki birimi ise Gray (Gy)'dir. Aralarındaki ilişki şöyle tanımlanır (Denklem 2.7);

$$1Gy = 100rad \quad (2.7)$$

Absorblanan doz, bazı faktörlere bağlıdır: uygulanan radyoaktivite miktarı, radyoaktivitenin fiziksel ve biyolojik yarı ömürleri, söz konusu radyasyonun radyonüklidlerce bolluğu, vücuttaki radyoaktivitenin biyolojik dağılımı, absorblanan hedefin şekli, bileşimi ve konumudur.

Birim zamanda absorblanan doz miktarına ise absorblanmış doz hızı denir.

#### 2.3.2.2 Eşdeğer doz

Radyasyon canlı bir madde tarafından absorblandığında biyolojik bir etki gözlenebilir. Ancak eşit miktarda absorblanan radyasyon dozları aynı biyolojik etkiyi yaratmayabilir. Etki, radyasyonun türüne (örneğin, alfa, beta veya gama) bağlıdır. Eşdeğer doz (H) elde etmek için, absorblanan doz (D) belirli bir radyasyon ağırlık

faktörü ( $W_R$ ) ile çarpmak gerekir. Farklı radyasyon türlerini farklı biyolojik etkinliklerle eşitlemek için radyasyon ağırlık faktörü kullanılır. Eşdeğer doz, farklı radyasyon türlerinin aynı dokuya neden olacağı zarar derecesini açıklar (Denklem 2.8).

$$H = DxW_R \quad (2.8)$$

Eşdeğer dozun geleneksel birimi rem, SI birim sistemindeki birimi ise sievert (Sv)'dir. Aralarındaki ilişki şöyledir (Denklem 2.9);

$$1Sv = 100rem \quad (2.9)$$

Eşdeğer doz insan dokusunda her türlü radyasyon için tanımlanır. Biyolojik deneylerden elde edilen veriler ile yorumlandığı için radyasyon ağırlık faktörünün önerilen değerleri yıllar içinde bir miktar değişmiştir. Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) tarafından önerilen mevcut değerler Çizelge 2.1'de gösterilmektedir [17].

**Çizelge 2.1 :** ICRP tarafından önerilen radyasyon ağırlık faktörleri [17].

Radyasyonun türü	$W_R$
Fotonlar, tüm enerjiler	1
Elektronlar ve muonlar, tüm enerjiler	1
Nötronlar, enerjiler:	
<10 keV	5
10 keV'den 100 keV'e kadar	10
100 keV'den 2 MeV'e kadar	20
2 MeV'den 20 MeV'e kadar	10
>20 MeV	5
Protonlar, >2 Mev	5
Alfa parçacıkları, ağır parçacıklar	20

### 2.3.2.3 Etkili doz

Her dokunun ve organın radyasyona karşı farklı hassasiyeti vardır. Örneğin kemik iliği, kas veya sinir dokusundan çok daha fazla radyasyona duyarlıdır. Radyasyona maruz kalmanın genel sağlığı nasıl etkileyebileceğinin bir göstergesi olarak eşdeğer dozun ağırlıklı toplamıyla, ilgili doku veya organın ağırlık faktörü ( $W_T$ ) çarpılır. Bu işlem sonucunda vücut tarafından absorblanan etkili doz ( $H_E$ ) elde edilir (Denklem 2.10).

$$H_E = \sum W_T x H \quad (2.10)$$

Etkili doz için kullanılan birim de eşdeğer doz gibi sieverttir. Çizelge 2.2’de ICRP tarafından önerilen organ ve doku ağırlık faktörleri belirtilmiştir.

**Çizelge 2.2 :** ICRP tarafından önerilen organ ve doku ağırlık faktörleri (2007) [17].

Organlar - dokular	$W_T$
Üreme hücreleri	0,08
Kemik iliği	0,12
Kalın bağırsak	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,04
Göğüs	0,12
Karaciğer	0,04
Yutak	0,04
Tiroid	0,04
Deri	0,01
Kemik	0,01
Beyin	0,01
Tükürük bezi	0,01
Geri kalanlar	0,12

Ağırlık faktörlerinin toplamı 1’dir, bunun anlamı da bütün vücut homojen olarak radyasyona maruz kaldığında kullanılacak olan organ-doku ağırlık faktörünün 1 ( $W_T=1$ ) alınmasıdır.

#### **2.3.2.4 Doz limitleri**

Radyasyondan halkı ve radyasyonla ilgili çalışan kişileri korumak için ICRP tarafından bazı radyasyon doz limitleri belirlenmiştir. ICRP’nin radyasyonla çalışan kişiler için tavsiye ettiği tüm vücut için yıllık doz limitleri etkili doz olarak ifade edilmiştir ve bunlar 5 yıllık periyotta yıllık ortalama 20 mSv ( 5 yıl için 100 mSv) olacak ve bir yılda 50 mSv’i geçmeyecek şekilde belirlenmiştir. Halk için ise limit yıllık 1 mSv olacak şekilde belirlenmiştir. Gözlerde, deride, ellerde ve ayaklarda belirlenmiş olan doz limitleri ise Çizelge 2.3’te gösterilmiştir [17].

**Çizelge 2.3 : ICRP tarafından önerilen doz limitleri [17].**

Limitin türü	Radyasyonla çalışan kişiler	Halk
Etkili doz	5 yıllık periyotta yıllık ortalama 20 mSv	Yıllık 1 mSv
Yıllık eşdeğer doz		
Göz	150 mSv	15 mSv
Deri	500 mSv	50 mSv
Eller ve ayaklar	500 mSv	-

## 2.4 Radyoizotop ve Radyoizotop Üretimi

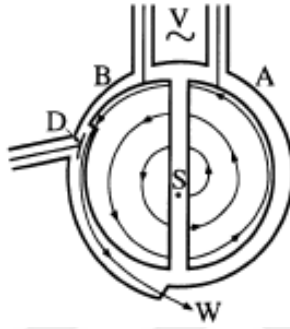
Kararlı olmayan ve radyasyon yayan izotoplara radyoizotoplar denir. Bir radyoizotop, kendiliğinden bozunmaya uğrayarak radyasyon yayar. Bozunma işlemi sonunda, kararlı hale gelir. Bir atom kararlı duruma ulaştığında, artık radyasyon yaymaz. Bu nedenle, radyoaktif kaynaklar zamanla zayıflarlar. Radyoaktif kaynağın içindeki kararlı atomlarının zaman içinde kararlı hale gelmesiyle, daha az radyasyon üretilir ve malzemenin etkinliği zamanla sifira düşer. Bir radyoizotopun başlangıç aktivitesinin yarısına kadar düşmesi için geçen süreye yarı-ömür denir ve  $t_{1/2}$  sembolü ile gösterilir. Her radyoizotop farklı bir yarı ömre sahiptir [18].

Yaklaşık olarak 3000 tane izotop bilinmektedir ve bunların yaklaşık 2700'ü radyoaktif, kalanı ise kararlı haldedir [18]. Radyoizotopların çoğu, yapay olarak hızlandırıcılarda (lineer hızlandırıcılar vb.) ve reaktörlerde üretilir. Bazı özel kısa ömürlü radyoizotoplar ise radyoizotop jeneratörlerinde üretilebilir.

### 2.4.1 Siklotronlarda üretilen radyoizotoplar

Bir siklotronda, protonlar, döteronlar, alfa parçacıkları,  $^3\text{He}$  parçacıkları ve benzeri gibi yüklü parçacıklar, elektromanyetik bir alan vasıtasıyla vakum altındaki kalıplar içinde dairesel yollarda hızlandırılır. Bu hızlandırılmış parçacıklar, siklotronun tasarımına bağlı olarak birkaç kiloelektron volt (keV) ile birkaç milyar elektron volt (BeV) kinetik enerjiye sahip olabilir. Bir siklotron, elektrotlardan (A ve B), yansıtıcıdan (D), iyon kaynağından (S), bir pencereden (W) ve bir alternatif akım devresinden (V) oluşur (Şekil 2.9). Yüklü parçacıklar, manyetik alanın altındaki dairesel yollar boyunca kademeli olarak artan enerjiyle birlikte hareket ettiğinden, parçacık yörüngesinin yarıçapı büyüdükçe, parçacığın kinetik enerjisi artar. Yüklü parçacıklar, siklotronun dışındaki pencereden yansıtıcı tarafından saptırılır. Kararlı

durumdaki hedef çekirdekler ile hızlandırılmış parçacıklar etkileşime girer ve nükleer reaksiyonlar meydana gelir. Nükleer reaksiyonda meydana gelen parçacık, nükleonla etkileşime girdikten sonra bir çekirdek oluşturur. Başlangıçtaki parçacık tarafından depolanan enerjiye bağlı olarak birkaç nükleon, ışınlanmış hedef çekirdeklerden rastgele yayılır ve farklı çekirdeklerin oluşumuna yol açar. Işınlanan parçacığın enerjisi arttıkça, daha fazla nükleon yayılır ve bu nedenle çok daha çeşitli izotoplar üretilir. Medikal siklotronlar, özellikle pozitron emisyon tomografisinde kullanılanlar olmak üzere kısa ömürlü radyoizotoplar üretmek için kullanılır. Tipik bir siklotron ile üretilen radyoizotop örneği,  $^{111}\text{Cd}$ 'in bir siklotron içinde 12 MeV protonlarla ışınlanmasıyla üretilen  $^{111}\text{In}$ 'dir [18].



Şekil 2.9 : Siklotronun şematik gösterimi [18].

#### 2.4.2 Reaktörden üretilen radyoizotoplar

Nükleer reaktörlerde çeşitli radyoizotoplar üretilebilir. Zenginleştirilmiş  $^{235}\text{U}$  ve  $^{239}\text{Pu}$  gibi fisil malzemelerden üretilen yakıt çubukları kullanılır. Bu yakıt çekirdekleri, son derece yüksek olasılıkla fisyon uğrar. Fisyon, ağır bir çekirdeğin yaklaşık eşit kütleli iki parçaya ayrılması olarak tanımlanır ve bu sırada yaklaşık 1,5 MeV enerjili iki ila üç nötron salınır. Her bir fisyon, ısı olarak görünen ve genellikle nükleer santralde elektrik üretmek için ısı eşanjörleri tarafından çıkartılan yaklaşık 200 MeV'lik eş zamanlı bir enerji salımı vardır.

Fisyon sırasında yayılan nötronlar, doğru koşullar mevcut olması şartıyla yakıt çubuğunda diğer fisyon yapabilen çekirdekler ile etkileşime girerek daha çok fisyon yapmasına neden olabilir. Böylelikle zincirleme reaksiyon başlar. Bu reaksiyonun kontrol edilmesi gerekmektedir. Zincirleme reaksiyonunu kontrol etmek için bor ve kadmiyumdan yapılmış kontrol çubukları kullanılarak fazla nötronlar soğurulur. Fisyonda oluşan 1,5 MeV enerjili nötronların, diğer çekirdeklerle etkileşime girme olasılığı düşüktür. Bununla birlikte, termal enerjili (0,025 eV) nötronların, birçok radyoizotop üreten ve diğer birçok kararlı çekirdek ile verimli bir şekilde etkileşime

girdiği bulunmuştur. Hızlı nötronların yavaşlatılması için yakıt çubuklarının çevresine moderatörler yerleştirilir. Böylelikle, oluşan yavaş nötronlar zincirleme reaksiyonu daha etkili bir şekilde başlatırlar. En sık kullanılan moderatörler su, ağır su (D<sub>2</sub>U), berilyum ve grafitir. Bu şekilde elde edilen termal nötronların akısı 10<sup>11</sup> ila 10<sup>14</sup> nötron/cm<sup>2</sup>.sn aralığındadır ve birçok radyoizotopun üretiminde kullanılır. Reaktör çekirdeğine bir hedef element yerleştirildiğinde, termal bir nötron, hedef çekirdek ile etkileşime girecek ve bir başka çekirdeği üretecektir. Bir radyoizotopun termal nötronlar tarafından oluşma olasılığı, elementten elemente değişmektedir. Reaktörde, radyoizotoplar üretmek için termal nötronlarla iki çeşit etkileşim oluşur: ağır elementlerin fisyonu ve nötron yakalama veya (n, γ) reaksiyonu [18].

#### *Ağır elementlerin fisyonu*

Reaktör çekirdeğine ağır kütleli bir hedef yerleştirildiğinde, ağır çekirdekler termal nötronları absorbe eder ve bölünmeye uğrar. Fisyon yapabilen ağır elementler <sup>235</sup>U, <sup>239</sup>Pu, <sup>237</sup>Np, <sup>233</sup>U, <sup>232</sup>Th ve diğer 92'den büyük atom numaralarına sahip olan elementlerdir. Fisyonla üretilen izotopların atom sayısı yaklaşık 28 ila 65 arasında değişebilir. Fisyon radyoizotopları genelde yüksek spesifik aktiviteye sahiptirler ve nötron bakımından zengindirler. <sup>131</sup>I, <sup>99</sup>Mo, <sup>133</sup>Xe ve <sup>137</sup>Cs gibi klinik olarak yararlı birçok radyoizotop, <sup>235</sup>U'nin fisyonundan üretilir [18].

#### *Nötron yakalama veya (n, γ) reaksiyonu*

Nötron yakalama reaksiyonunda, hedef çekirdek termal nötronu yakalar ve aynı elementin izotopunu üretmek için gama ışınları yayar. Bu yüzden üretilen radyoizotopun spesifik aktivitesi nispeten düşüktür. Bu reaksiyon neredeyse tüm elementler için kullanılabilir. Nötron yakalama reaksiyonlarının bazı örnekleri <sup>98</sup>Mo (n, γ) <sup>99</sup>Mo, <sup>196</sup>Hg (n, γ) <sup>197</sup>Hg ve <sup>50</sup>Cr (n, γ) <sup>51</sup>Cr'dir. Bu yöntem genellikle çeşitli örneklerde iz elementlerin analizinde kullanılır [18].

### **2.4.3 Radyoizotop üretimi için denklemler**

Radyoizotop üretimi için bir hedefi ışınlarken, bazı parametrelerin üretimi nasıl etkileyeceğine dair gerekli matematiksel formüllerin bilinmesi gerekir. Hedef malzemenin siklotronda yüklü parçacıklarla veya nükleer reaktörde nötronlarla ışınlanmasıyla üretilen radyoizotopun aktivitesi Denklem 2.11'de görülmektedir. Burada A üretilen radyoizotopun aktivitesi (Bq), I parçacık şiddeti veya akısı (parçacık/cm<sup>2</sup>.sn), N atom sayısı, σ tesir kesiti (cm<sup>2</sup>), λ bozunum sabiti (sn<sup>-1</sup>), t ise zamandır (sn).

$$A = IN\sigma(1 - e^{-\lambda t}) \quad (2.11)$$

Burada  $(1 - e^{-\lambda t})$  terimi doyma faktörüdür ışınlama süresi 5-6 yarı ömre ulaştığında bu değer 1'e yaklaşır. Bu anda radyoizotopun aktivitesi maksimuma ulaşır.

#### 2.4.4 Radyonüklid Jeneratörler

Radyonüklid jeneratörleri, klinik olarak çok faydalı olan kısa ömürlü radyonüklidlerin kullanımını sağlar. Bu jeneratörlerin temel ilkesi, bir uzun ömürlü ana radyonüklidten, kısa ömürlü bir ürün radyonüklid elde etmektir. Ana ve ürün radyonüklidin birbirinden ayrılabilmesi için farklı kimyasal özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Ana radyonüklid, kısa ömürlü ürün radyonüklidine dönüşmesi için yeterli süre geçtikten sonra kimyasal yolla ayrılır. Radyonüklid jeneratörlerinin önemi, kolayca taşınabilir olmaları ve siklotron veya reaktör tesislerinde bulunmayan kısa ömürlü radyonüklid kaynağı olarak hizmet etmesidir. In vivo uygulamalarda hastanın ve personelin maruz kaldığı radyasyon dozunu düşük tutmak için kısa yarı ömre sahip radyoizotoplar kullanılır. Ancak bu radyoizotopların hastaneye gelmesi için geçen sürede aktivite kaybı olacağı için jeneratör sistemiyle bu problemin önüne geçilmiştir. İdeal bir radyonüklid jeneratörü taşıma için basit ve sağlam olmalıdır. Kısa ömürlü radyoizotoplar için çeşitli jeneratörler mevcuttur:  $^{99}\text{Mo}$ (66 saat) - $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (6 saat);  $^{113}\text{Sn}$  (117 gün) - $^{113\text{m}}\text{In}$  (100 dak);  $^{68}\text{Ge}$  (271 gün) - $^{68}\text{Ga}$  (68 dak);  $^{82}\text{Sr}$  (25 gün) - $^{82}\text{Rb}$  (75 saniye);  $^{81}\text{Rb}$  (4.6 saat) - $^{81\text{m}}\text{Kr}$  (13 sn). Bunlardan  $^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$  jeneratörü, nükleer tıpta en çok kullanılan jeneratördür [18].

##### *$^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Jeneratörü*

Nükleer tıpta en çok kullanılan bu jeneratörler içerisinde  $^{99}\text{Mo}$  vardır ve molibden bozunmaya uğrayarak  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  oluşur. Jeneratörün içerisinden fizyolojik serum geçirtilerek  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 'un molibdenden ayrılması sağlanır ve yapılan bu olaya da sağım denir. Sağımdan sonra jeneratördeki molibdenden yeniden  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  oluşur. Bu sağımdan sonra jeneratörden dışarıya alınır.  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 'un birikimi molibdenin dönüşümüne bağlıdır. Bu jeneratörler ile her gün birkaç sağım yapılabilir [18].

#### 2.5. Brakiterapi

Radyoterapi, kanser hücrelerinin bölünme ve üreme yeteneklerini yok ederek zarar vermek için yüksek enerjili radyasyonun kullanımınıdır. Hızlandırıcılar kullanılarak veya hastanın içine geçici veya kalıcı olarak yerleştirilen radyoaktif kaynaklar

aracılığıyla tedavi edici radyasyon iletilebilir. Radyoterapinin bir çeşidi olan brakiterapi, kanserli dokuya yerleştirilerek tedavinin gerçekleştirilmesini sağlar.

Brakiterapi, Şekil 2.10'daki gibi küçük ve kapsül şeklinde bulunan radyonüklit kaynaklardan sağlanan radyasyonla kanserin kısa mesafedeki tedavisi için kullanılan bir terimdir. Kapsül şeklindeki bu kaynakların uzunlukları 3-5 mm arası değişmekte, çapları ise 1mm'ye kadar çıkmaktadır. Bu tedavide, radyonüklit kaynaklar tedavi edilecek bölgeye doğrudan veya yakınına yerleştirilerek yapılır. Uygulanan doz, kısa bir süre için (geçici implantlar) veya hayat boyu (kalıcı implantlar) olacak şekilde verilir. En yaygın brakiterapi kaynakları fotonlardır, ancak bazı durumlarda beta ve nötron kaynakları da kullanılır [19].



**Şekil 2.10** : Brakiterapi kapsülleri [20].

Başlıca iki çeşit brakiterapi tedavisinin türü vardır; intrakaviter; kaynakların tümör hacmine yakın vücut boşluklarına yerleştirilmesi, ve intertisyel; kaynakların tümör hacminin içine yerleştirilmesidir. İntrakaviter tedaviler her zaman kısa süreli ve geçicidir. İntertisyel tedaviler ise geçici veya kalıcı olabilirler. Brakiterapi tedavilerinin dışarıdan ışınlanarak uygulanan radyoterapiye kıyasla fiziksel avantajı, dozun hedeflenen hacme daha iyi verilmesidir. Dezavantajı, brakiterapinin sadece tümörün olduğu ve küçük olduğu durumlarda kullanılmasıdır. Tipik bir radyoterapi bölümünde, tüm radyoterapi hastalarının yaklaşık % 10-20'si brakiterapi ile tedavi edilir [19].

Tekniğine bağlı olarak, brakiterapi iki farklı doz hızı şeklinde uygulanır; yüksek doz hızlı (YDH) ve düşük doz hızlı (DDH). Yüksek doz hızlı brakiterapi, radyasyon onkoloğu ve ekibi tarafından doğru şekilde yönlendirilen güçlü bir radyasyon kaynağının geçici olarak yerleştirilmesini içerir. YDH brakiterapi sırasında, tek bir radyoaktif kaynak geçici olarak tümörün içine birkaç dakika yerleştirilir ve sonra çıkarılır. Kaynak, uzaktan yükleme olarak adlandırılan bir kumanda tarafından kontrol edilir ve küçük kateterlerin içinde hareket eder. Kaynak pozisyonu tam



olarak ayarlanabildiğinden ve her hastanın ihtiyacını karşılamak için özelleştirilmiş doz dağılımları oluşturabildiği için, tümörler çok yüksek dozlarda lokalize radyasyonla tedavi edilirken, tümörün etrafındaki sağlıklı dokulara büyük ölçüde zarar gelmesi önlenir. Genellikle günde bir veya iki kez veya haftada bir veya iki kez çoklu dozlarda verilir. YDH brakiterapide doz hızı aralığı  $> 0,2$  Gy/dk'dan yüksek tüm doz hızlarıdır. Düşük doz hızlı brakiterapide, radyoaktif kaynaklar, minimum birkaç gün boyunca tümörün içine veya hemen bitişiğine yerleştirilir. Kalıcı olarak da bırakılabilir. Kalıcı radyasyon kaynaklarının yerleştirilmesi genellikle anesteziyle birlikte bir cerrahi işlem gerektirir. Geçici implantlar, brakiterapi türüne bağlı olarak, vücut içinde dakikalar, saatler veya günler boyunca bırakılır. DDH brakiterapide doz hızı aralığı 0,4-2 Gy/sa arasında değişmektedir [21].

Dış ışın radyoterapisine kıyasla, brakiterapi, tümörün çevresindeki organlara minimum dozu vererek etrafındaki sağlıklı dokuyu korur ve tedavi edilen bölgenin maksimum dozu almasını sağlar. Sonuç olarak, hasta tedaviyi daha erken tamamlayabilir ve başka bir kanserin ortaya çıkma riski radyoterapiden daha düşüktür [21].



### 3. TRIGA MARK II ARAŞTIRMA REAKTÖRÜ

#### 3.1. TRIGA Reaktörlerinin Tarihi

1950 yıllarının başlarında, San Diego, Kaliforniya’da bulunan ABD şirketi General Atomics (GA), güvenli olan, esnek ve nispeten ucuz olan, çok çeşitli deneylere imkan sağlayacak ve düşük düzeyde zenginleştirilmiş uranyum kullanacak küçük bir araştırma reaktörü geliştirmiştir [22]. 1955'teki Atom Enerjisinin Huzurlu Kullanımına İlişkin İlk Cenevre Konferansı'nda, ilk TRIGA (Eğitim, Araştırma, İzotop Üretimi, General Atomics) tipi reaktör halka sunulmuştur. Takip eden yıllarda, tüm dünyada yaklaşık 60 TRIGA reaktörü inşa edilmiştir [22]. Temel olarak üç tane TRIGA reaktörü üretilmiştir;

- Mark-I
- Mark-II
- Mark-III

#### 3.2 TRIGA Reaktörlerinin Tasarımı ve İTÜ TRIGA Mark II Reaktörü

Temel TRIGA reaktörlerinin tasarımı, homojen bir şekilde karıştırılmış bir yakıt moderatörlü yakıt elemanı tasarımı kullanan açık havuzu olan, hafif su moderatörlü reaktörlerdir [23].

İTÜ TRIGA reaktörü, TRIGA reaktörlerinin 54'üncüsü olarak açılmış ve 1979 tarihinde kritik yapılmıştır (Şekil 3.1). Mark II reaktörü temel olarak deneyler için dört yatay ışınlama portunun eklenmesiyle Mark I reaktörünün yer seviyesi üstü bir versiyonudur.

İTÜ TRIGA reaktörü, kararlı durumda maksimum güç seviyesi 250 kW olan bir araştırma reaktörüdür. Toplamda 69 yakıt elemanı vardır. Yakıt moderatörü üniform bir şekilde dağılan uranyum ve zirkonyum hidrür karışımından oluşmaktadır ( $UZrH_{1.6}$ ). Ağırlıkça % 8,5 uranyumdan oluşan, % 20  $^{235}U$  zenginliğinde bulunan hafif su ile soğutulmuş açık havuz tipinde bir reaktördür. Yakıt 3,63 cm çapında 38 cm uzunluğunda bir silindir şeklindedir. Zarf materyali paslanmaz çelikten oluşur,

0,051 cm kalınlığındadır. Reaktörde 3 adet kontrol çubuğu vardır. Bunlar; güvenlik, ayar ve darbe çubuğudur. İTÜ TRIGA reaktörünün temel tasarım parametreleri izelge 3.1’de gösterilmektedir [24].

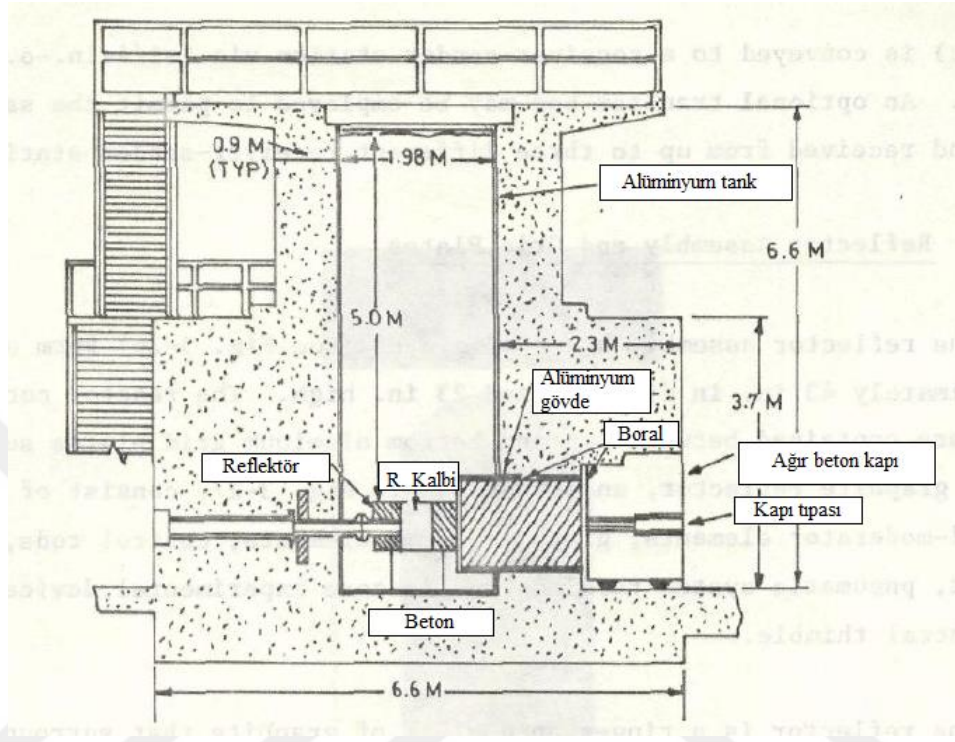
**Çizelge 3.1 : İTÜ TRIGA Mark II reaktörünün temel tasarım parametreleri.**

Temel Tasarım Parametreleri	
Reaktör tipi	TRIGA Mark II
Karalı durumda maximum güç seviyesi	250 kW
Maximum darbe	% 2,1 $\delta k/k$
Yakıt elemanları:	
Yakıt moderatörün materyali	UZrH <sub>1.6</sub>
Uranyum içeriği	% 8,5 wt
Uranyum zenginliği	%20 U-235
Şekil	Silindirik
Yakıtın uzunluğu	38 cm
Yakıtın apı	3,63 cm
Zarf malzemesi	Tip 304 paslanmaz elik
Zarf kalınlığı	0,051 cm
Yakıt elemanları sayısı	69
Reaktivite fazlalığı, maximum	% 2,1 $\delta k/k$
Kontrol çubuklarının sayısı:	
Güvenlik ubuğu	1
Ayar ubuğu	1
Darbe ubuğu	1
ubukların toplam reaktivitesi	% 6,0 $\delta k/k$
Reaktör soğutucusu	Havuz suyunun doğal çevrimi

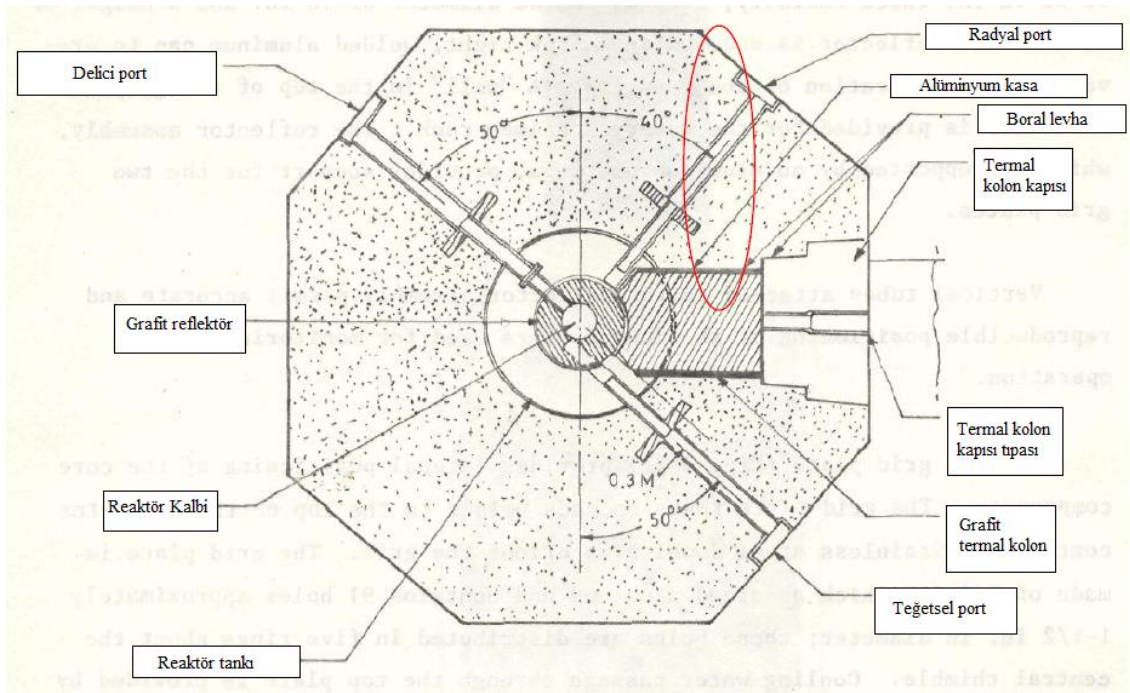


**Şekil 3.1 : İTÜ TRIGA Mark II eğitim ve araştırma reaktörü.**

İTÜ TRIGA reaktörü kalbinin etrafında grafit reflektör bulunmaktadır. Reaktör kalbi ve portların dışarısında kalan kısım betondur. Reaktörde 4 adet port bulunmaktadır; bir delici, bir termal ve iki radyal port. Reaktörün yatay kesiti Şekil 3.2’de, düşey kesiti ise Şekil 3.3’te gösterilmektedir.

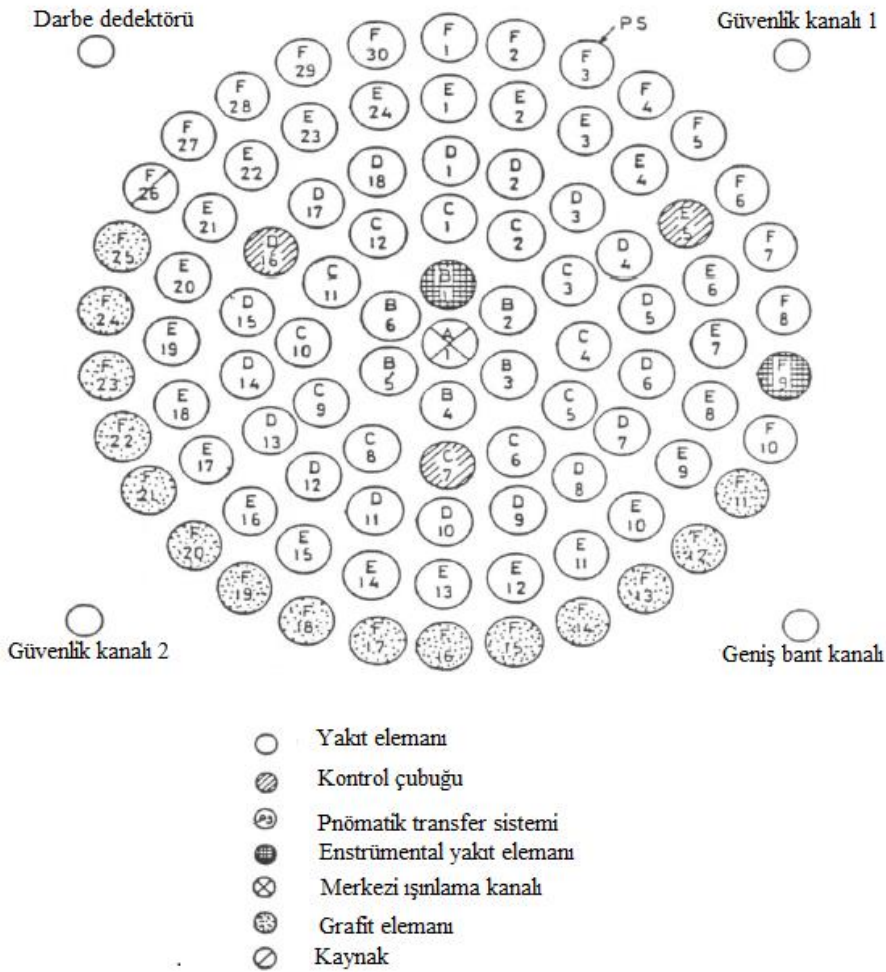


Şekil 3.2 : İTÜ TRIGA reaktörünün düşey kesiti.



Şekil 3.3 : İTÜ TRIGA reaktörünün yatay kesiti.

İTÜ TRIGA reaktörünün kalbi 69 yakıt elemanında oluşmaktadır. 3 tane kontrol çubuğu, yakıt sıcaklığını ölçen 2 adet enstrümental yakıt elemanı, bir tane merkezi ışınlama portu, bir tane nötron kaynağı, 15 tane grafit elemanı ve örnek ışınlama amacıyla bir adet pnömomatik transfer sisteminden oluşmaktadır. Reaktör kalbinin etrafında reaktörü kontrol etmek amaçlı 4 adet dedektör vardır. 1 ve 2 numaralı birbirinden bağımsız güvenlik kanalı için 2 adet fisyon odası dedektörleri bulunmaktadır ve bu dedektörlerin güç ölçüm aralıkları %10'dan %110'a kadardır. Güvenlik amacıyla oldukları için bu iki dedektörden birinin sinyali seçilen güç aralığını (%100'ü) aşarsa, reaktör otomatik olarak kapanır. Reaktörde bir adet fisyon odası dedektörü olan geniş bant kanalı vardır. Bu dedektörün aralığı ise kaynak seviyesinden tam güç olan 250 kW güce kadar reaktörü kontrol eder. Reaktördeki sonuncu dedektör ise reaktör darbe işleminin kontrolü için kullanılan darbeli dedektördür ve bu dedektör, iyon odası dedektörüdür. Şekil 3.4'te İTÜ TRIGA Mark II Reaktör kalbi şematik olarak gösterilmiştir. [24].



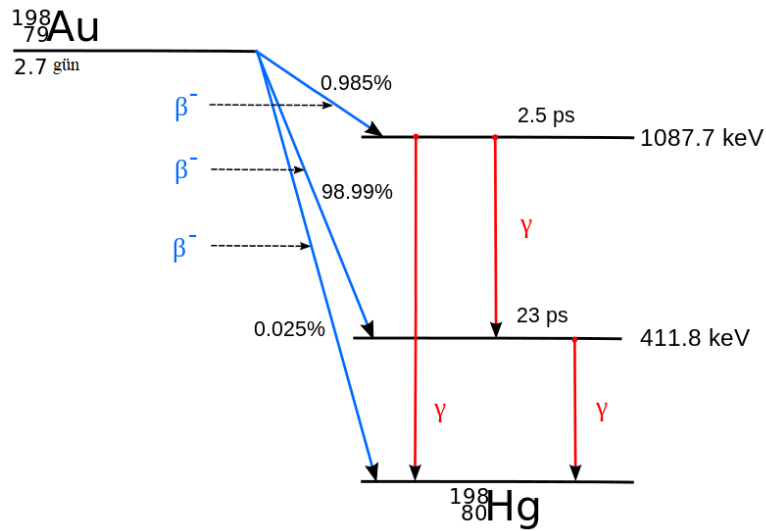
Şekil 3.4 : İTÜ TRIGA Mark II reaktör kalbi.

#### 4. RADYOİZOTOP ÜRETİMİ

Reaktörde radyoizotop üretimi için ve üretilen radyoizotopun bazı bilgilerini elde edebilmek için öncesinde yapılması gereken çalışmalar vardır. Bu tezde üzerinde çalışılan ve bu nedenle üretimi yapılan radyoizotop Praseodimiyum-142'dir.  $^{141}\text{Pr}$ 'in  $(n,\gamma)$  reaksiyonu sonucu üretilen  $^{142}\text{Pr}$ 'nin aktivitesinin belirlenmesi için reaktörde nötron akı tayininin yapılması gerekmektedir. Nötron akı tayini sonrasında  $^{142}\text{Pr}$ 'nin aktivitesi bir takım hesaplamalar sonucu belirlenir ve üretilen bu radyoizotopun aktivitesi ile MCNP simülasyonunun ortak çalışması sayesinde doz değerlendirmesi yapılır.

##### 4.1 Nötron Akı Tayini

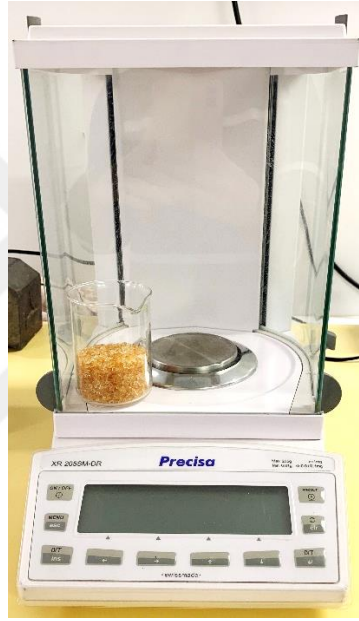
Nötron akı tayini,  $^{197}\text{Au}$   $(n,\gamma)$   $^{198}\text{Au}$  reaksiyonu ile altın folyo aktivasyon yönetimi kullanılarak belirlenir. Bu nötron akı tayini deneyinde iki tür numune hazırlanmıştır; bunlar kılıfsız saf altın ve kadmiyum kılıflı altındır. Bu deneyde altın kullanılmasının nedeni belirgin olarak % 98,99 yüzdesiyle 412 keV'de bir gama enerjisinde bozunması ve yarı ömrünün 2,69 gün olmasıdır [25]. Şekil 4.1  $^{198}\text{Au}$  radyoizotopunun gama bozunum şemasını göstermektedir.



Şekil 4.1 :  $^{198}\text{Au}$  radyoizotopunun bozunum şeması [26].

Hem kılıfsız altın folyo hem de kadmiyum kılıflı altın folyo kullanılmasının nedeni kadmiyumun termal nötron filtresi olarak bilinmesidir. Kadmiyumun “cut-off” enerjisi 0,5 eV’tur. Kadmiyum termal nötronu tutarak sadece epitermal nötronun geçmesini sağlar. Kılıfsız altın da ise hem termal hem de epitermal nötronla ışınlanacağı için iki numunenin aktivitesi birbirinden çıkarıldığında sonuç olarak termal nötronun aktivitesi bulunur. Aktiviteden reaktörün termal nötron akısı hesaplanır. Böylelikle hem termal hem de epitermal nötron akı tayini gerçekleşir.

Deneyin yapılışı şöyledir; öncelikle iki adet saf altın folyo Precisa marka (Şekil 4.2) yüksek hassasiyetli terazide tartılmıştır.



**Şekil 4.2** : Precisa XR 205SM-DR yüksek hassasiyetli tartı.

Tartılan altın folyonların kütleleri Çizelge 4.1’de gösterilmektedir.

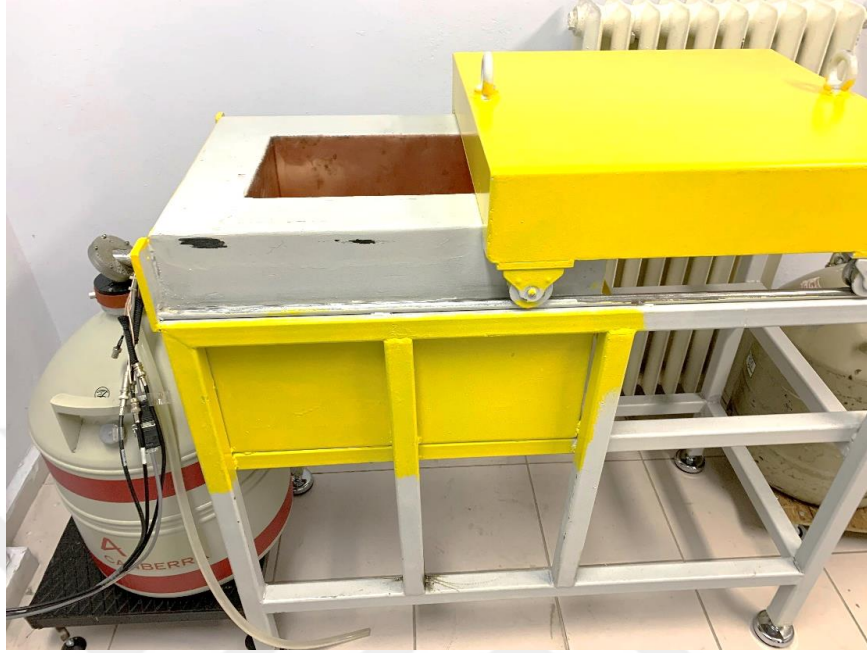
**Çizelge 4.1** : Yüksek hassasiyetli tartıda tartılan altın folyoların kütleleri.

Kılıfsız altın	Cd kılıflı altın
0.00542 g	0.00995 g

Altınlardan biri kılıfsız olarak ışınlanmak üzere ayrılmıştır, diğeri ise kadmiyum kılıfın içerisine koyularak ışınlanma için hazırlanmıştır. Reaktör 140 kW güçte çalıştırılmıştır ve hazırlanan numuneler alüminyum tüp içerisine koyularak reaktörde merkezi ışınlama kanalında ışınlanmıştır. Tam olarak 5 dakika ışılandıktan sonra numuneler reaktörün kalbinden yukarı çekilmiştir. Aktivite yüksek olduğu için



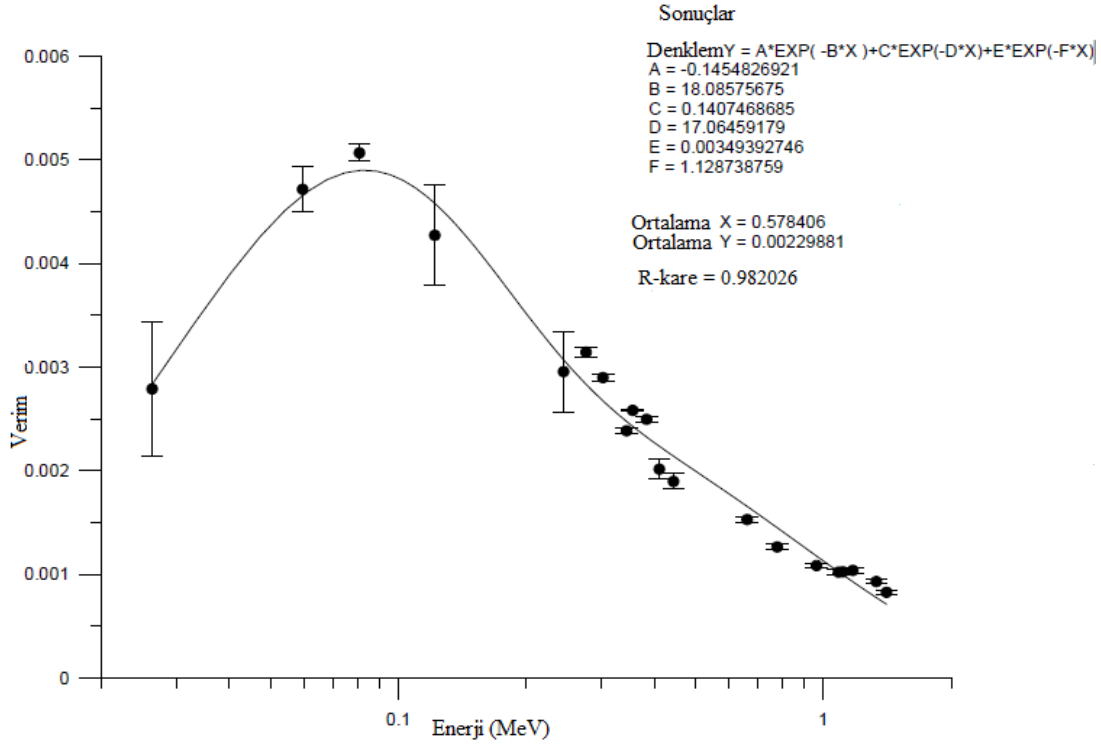
numuneler 1 gün bekletildikten sonra reaktörden çıkartılmıştır. Bekletilen ve bir miktar aktivitesi azalmış olan numuneler HPGe dedektöründe yaklaşık 4 gün sonra sayım işlemine başlatılmıştır (Şekil 4.3).



**Şekil 4.3 :** Canberra marka HPGe dedektörü.

Dedektörde numuneler için sayım işlemine başlatılmadan önce dedektörün enerji kalibrasyonu yapılmıştır. Kalibrasyon için enerji pikleri bilinen iki farklı standart kaynak ( $^{137}\text{Cs}$  ve  $^{60}\text{Co}$ ) dedektöre koyularak Genie 2 programında gerekli olan enerji kalibrasyonu gerçekleştirilir.

Numunelerin sayım işleminden önce dedektörde yapılması gereken ikinci işlem dedektörün verimini bulmaktır. Aktiviteleri bilinen 5 farklı standart kaynak dedektörün verimini bulmak için kullanılmıştır. Bu standart kaynaklar;  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{152}\text{Eu}$ ,  $^{241}\text{Am}$ 'dir. Her bir standart kaynağı dedektörde sayarak enerji spektrumlarına bakılmıştır. Kaynakların gama enerjileri bilindiği için spektrumda her enerjinin fotopikinin altında kalan alan hesaplanmıştır. Fotopik altındaki alan, aktivite ve sayım sürelerini kullanarak verim hesabı yapılmıştır. Kaynakların pik enerjilerine karşılık gelen verimler bulunduktan sonra verim-enerji grafiği çizilerek dedektörün verimi bulunmuştur. Şekil 4.4, germanyum dedektörünün 20 cm mesafedeki verim grafiğini göstermektedir. Verim grafiğinden elde edilen denklem sayesinde hesaplanan ve 0,412 MeV'lik enerjiye karşılık gelen dedektörün verimi  $\epsilon = 2,234 \times 10^{-3}$  olarak bulunmuştur.



**Şekil 4.4 :** Dedektör-kaynak arası mesafe 20 cm için verim grafiği.

Dedektörün verimi bulunup ve enerji kalibrasyonu yapıldıktan sonra dedektörde her iki numune için tam olarak 1800 saniye sayım süresi ile 20 cm mesafede sayım yapılmıştır. Sayım sonrası hesaplanan pik altı alanları Çizelge 4.2’de gösterilmektedir.

**Çizelge 4.2 :** Dedektörde sayımı yapılan ve elde edilen pik altı alanlar.

Kılıfsız altın	Cd kılıflı altın
$8305817 \pm \%0,2$	$8867996 \pm \%0,3$

Her iki altın folyonun aktivitesinin hesaplanması için  $^{198}\text{Au}$ ’in bozunma sabiti ve çekirdek sayısı bilinmelidir. Denklem 4.1’e göre bozunma sabiti  $\lambda = 2,9755 \times 10^{-6} \text{ s}^{-1}$ ’dir.

$$\lambda = \frac{\ln 2}{t_{1/2}} \quad (4.1)$$

$^{198}\text{Au}$ ’in çekirdek sayısını hesaplarırken iki ayrı değer bulunmuştur. Birisi kılıfsız altın folyo için, diğeri ise kadmiyum kılıflı altın folyo içindir. Çizelge 4.1’de verilen kütlelere ve  $^{198}\text{Au}$ ’in atomik kütlesi 196,965443 gram olduğu için Denklem 4.2’ye göre çekirdek sayıları bulunur [28]. Kılıfsız altın folyonun çekirdek sayısı

$N^{kılıfsız}=1,65709 \times 10^{19}$ , kadmiyum kılıflı altın folyonun çekirdek sayısı ise  $N^{Cd}=3,04208 \times 10^{19}$ 'dur.

$$N = \frac{m \cdot N_A}{M} \quad (4.2)$$

Termal nötron ve epitermal nötron akılarını bulabilmek için altın folyoların aktivitelerinin hesaplanması gerekmektedir. Denklem 4.3 aktivite hesabını verir. Bu denklemde izotopik bolluk  $\theta = 1$ ,  $f_\gamma = 0,96$ 'dır. Işınlanma süresi  $t_I = 300$  saniye, bekleme süresi  $t_b$  kılıfsız altın folyo ve kadmiyum kılıflı altın folyo için sırasıyla 327600 saniye ve 330300 saniye, sayım süresi  $t_s$  ise 1800 saniyedir.

$$A = \frac{P\lambda}{N\epsilon f_\gamma \theta (1 - e^{-\lambda t_I}) e^{-\lambda t_b} (1 - e^{-\lambda t_s})} \quad (4.3)$$

Hesaplanan atom sayısı başına göre aktiviteler Çizelge 4.3'de gösterilmektedir.

**Çizelge 4.3 :** Altın folyoların hesaplanan aktiviteleri.

Kılıfsız altın (Bq/atom sayısı)	Cd kılıflı altın (Bq/atom sayısı)
$3,3478 \times 10^{-10}$	$1,9502 \times 10^{-10}$

Hesaplanan her iki aktiviteyi birbirinden çıkartarak termal nötronun aktivitesi Denklem 4.4'e göre  $A_{\text{termal}}=1,39761 \times 10^{-10}$  Bq/atom sayısı olarak bulunmuştur.

$$A_{\text{termal}} = A^{kılıfsız} - A^{Cd} \quad (4.4)$$

Artık termal nötronun aktivitesi bilindiği için termal nötron akı tayini yapılabilir.  $^{198}\text{Au}$ 'in termal tesir kesiti ve rezonans integral tesir kesiti Denklem 4.5 ve Denklem 4.6'da gösterilmektedir [27].

$$\sigma_{\text{termal}}(^{197}\text{Au}(n, \gamma)^{198}\text{Au}) = 97,47 \pm 0,64 \text{ barn} \quad (4.5)$$

$$\sigma_I(^{197}\text{Au}(n, \gamma)^{198}\text{Au}) = 1549 \pm 174 \text{ barn} \quad (4.6)$$

Denklem 4.7'ye göre termal nötronun akısı  $\phi_{\text{termal}}=1,43 \times 10^{12}$  n/cm<sup>2</sup>s bulunur.

$$\phi_{\text{termal}} = \frac{A_{\text{termal}}}{\sigma_{\text{termal}}} \quad (4.7)$$

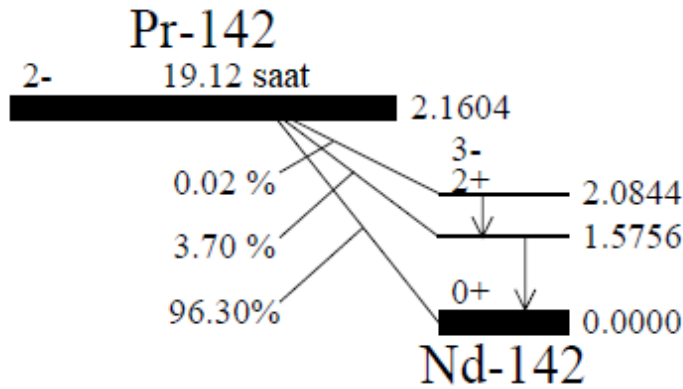
Denklem 4.8'e göre epitermal nötronun akısı  $\phi_I=1,26 \times 10^{11}$  n/cm<sup>2</sup>s bulunur.

$$\phi_I = \frac{A^{Cd}}{\sigma_I} \quad (4.8)$$

Termal nötron akısının epitermal nötron akıya oranıyla bulunan kadmiyum oranı 11,34'tür.

#### 4.2 <sup>142</sup>Pr Radyoizotopu ve Özellikleri

Reaktörde nötron akı tayini yapılmasının amacı, üretilecek olan <sup>142</sup>Pr radyoizotopunun aktivitesini bulmaktır. Radyoizotopun üretimi aşamasından önce özelliklerini anlamak oldukça önemlidir. Praseodimiyum-142, temel durumda zamanın %96,3'ünde 2,162 MeV maksimum beta enerjisi ile beta ışınımı yapan, %3,7'sinde ise 1,575 MeV gama ışınımı yapan bir radyoizotoptur. Ortalama beta enerjisi ise 0,809 MeV'dir. 19,12 saatlik bir yarı ömre sahiptir. Bozunum şeması Şekil 4.5'te gösterilmektedir. <sup>141</sup>Pr'in %100 bolluğunda nötron aktivasyonu ile üretilir. <sup>142</sup>Pr'nin termal nötron tesir kesiti 11,36 barn, rezonans integral tesir kesiti ise 21,05 barn'dır [28].



Şekil 4.5 : <sup>142</sup>Pr radyoizotopunun bozunum şeması [29].

<sup>142</sup>Pr radyoizotopunun doku içerisindeki menzili Denklem 4.9 ile hesaplanır [3]. Burada  $E_\beta$  MeV biriminden maksimum beta enerjisidir ve maksimum enerjisi 2,01 MeV ile 2,5 MeV arasındaki enerjiler için bu denklem kullanılır. Menzil olarak

bulunan sonuç  $g/cm^2$ 'dir ve istenilen materyaldeki menzili bulmak için materyalin yoğunluğuna bölünerek bulunabilir. Denklem 4.9'a göre su içerisindeki  $^{142}Pr$  radyoizotopunun menzili 10,3 mm'dir.

$$R_{maks} \left[ g / cm^2 \right] = 2,412 E_{\beta}^{1,265 - 0,0954 \ln E_{\beta}} \quad (4.9)$$

Çizelge 4.4,  $^{142}Pr$  radyoizotopunun genel özelliklerini göstermektedir.

**Çizelge 4.4 :**  $^{142}Pr$  radyoizotopunun özellikleri.

Özellikler	
Yarı-ömür	19,12 saat
Maksimum beta enerjisi	2,162 MeV
Ortalama beta enerjisi	0,809 MeV
Gama enerjisi	1,575 MeV
Dokudaki menzili	10,3 mm
Termal nötron tesir kesiti	11,36 b
Rezonans integral tesir kesiti	21,05 b

$^{142}Pr$  radyoizotopunun üretilmesi ve bu beta kaynağının kullanılmasının birkaç nedeni vardır. Öncelikle bu çalışmada gama kaynağı yerine göz brakiterapisi için neden bir beta kaynağının kullanıldığı açıklanmalıdır. Nedeni beta kaynaklarının doku içerisinde ilerlemeleri yani menzilleri gama kaynağına göre daha kısa olmasıdır. Yüzeysel bir tümör için veya bu çalışmada kullanıldığı üzere göz gibi radyasyona oldukça duyarlı bir organda var olan bir tümör için gama kaynağı gibi menzili çok uzun olan bir kaynağın kullanılması sağlıklı dokuları da oldukça etkileyecektir. Bu nedenle beta kaynağı kullanılmıştır. Bunlardan hangisinin kullanılması gerektiği veya yararlı olacağı da bir sorudur.  $^{142}Pr$  beta kaynağı, fosfor ve itriyum kaynakları ile karşılaştırılmıştır. Daha yüksek tesir kesitine sahip olan radyoizotoplar, daha düşük tesir kesitli radyoizotoplara göre daha yüksek doyma aktivitesine ulaşırlar. Bu nedenle düşük tesir kesitli radyoizotopların aktivasyonu için daha yüksek nötron akıcılığı gerekir. Fosfor-32 ( $^{32}P$ ), İtريum-90 ( $^{90}Y$ )'a göre daha küçük termal nötron tesir kesitine ve daha düşük beta maksimum enerjisine sahiptir.  $^{32}P$ 'nin tesir kesiti 0,18 barn ve maximum beta enerjisi 1,709 MeV iken  $^{90}Y$ 'nin tesir kesiti 1,28 barn ve maksimum beta enerjisi 2,284 MeV'dir. Diğer bir yandan,  $^{142}Pr$ 'nin her iki radyoizotopa göre daha yüksek bir nötron tesir kesitine (11,36 barn) ve nispeten yüksek bir maksimum enerjiye sahiptir.  $^{90}Y$  ile karşılaştırıldığında daha

yüksek tesir kesitine sahip olduğu için nötron akıcılığı düşük olan reaktörlerde radyoizotopun daha hızlı üretilmesine izin verir [29]. Bu nedenlerden ötürü  $^{142}\text{Pr}$ 'nin uygun bir radyoizotop olacağına karar verilmiştir.

### 4.3 Reaktörde $^{142}\text{Pr}$ Radyoizotop Üretimi

$^{142}\text{Pr}$  radyoizotop üretimi hem hızlı nötron aktivasyonu ile hem de termal nötron aktivasyonu ile gerçekleştirilebilir. Bir araştırma reaktörü bu radyoizotopun üretilmesini sağlayabilmektedir. Bu çalışmada İTÜ TRIGA Mark II eğitim ve araştırma reaktöründe  $^{142}\text{Pr}$ 'nin üretimi gerçekleştirilmiştir.

Işınlanan bir numunede üretilen aktivite miktarı, ışınlanan çekirdeklerin sayısına, numuneye çarpan nötronların akısına ve nötronun atomlarla etkileşim olasılığına bağlıdır. Etkileşim olasılığı, aktivasyon tesir kesiti ( $\sigma$ ) ile temsil edilir. Numune sabit bir nötron akısı ( $\phi$ ) ile ışınlandığında, aktivite sıfırdan yükselir ve bozunum hızının üretim hızıyla aynı olduğu bir doyma aktivitesine yaklaşır. Doyma aktivitesi Denklem 4.10'da gösterilmektedir [29].

$$A = N\phi\sigma \quad (4.10)$$

Burada A aktivite (Bq), N atom sayısı,  $\phi$  akı ( $\text{n/cm}^2\text{s}$ ),  $\sigma$  tesir kesiti (barn)'dir. Ancak bu denklem aktivite hesabı için yeterli olmayacaktır. Aktivitenin ışınlanma süresine bağlılığı da eklenmelidir.

$^{142}\text{Pr}$  tohumlarının reaktörde üretimi şöyle gerçekleşmiştir; hazırlanan  $^{142}\text{Pr}$  tohumları polietilen tüp içerisine koyulmuştur. Ardından alüminyum tüp içerisine koyularak merkezi ışınlama sistemi ile reaktörde ışınlanma başlatılmıştır. Reaktörde 140 kW güçte 25 dakika ışınlama gerçekleşmiştir. Işınlama bittikten sonra aktivite çok yüksek olduğu için numune reaktörden birkaç saat sonra çıkartılmıştır.

Numunenin aktivitesini bulmak için kullanılması gereken bazı denklemler vardır. İki farklı aktivite bulunacaktır. Birincisi, ışınlama bittiği anda radyoaktif tohumların aktivitesi, ikincisi ise 5 saat geçtikten sonraki aktivitesidir. Burada ışınlanma süresi  $t_i$  ile gösterilmektedir ve 25 dakika (1500 saniye)'dir. Bekleme süresi ise  $t_b$  olarak gösterilmektedir ve 5 saat (18000 saniye)'dir. Aktivite hesabını yaparken öncesinde bilinmesi gereken bazı kavramlar vardır;  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunun bozunma sabiti, Denklem 4.1'e göre  $\lambda=1,0067 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}$  çıkmaktadır.

Aktivitenin hesaplanabilmesi için  $^{142}\text{Pr}$ 'nin atom sayısı bulunmalıdır. Işınlanan numunenin kütlesi 0,106 gram ve  $^{142}\text{Pr}$ 'nin atomik kütlesi 140,90765 gram olduğu için Denklem 4.2'ye göre atom sayısı,  $N=4,274 \times 10^{20}$  çıkmaktadır [30].

Aktivite hesabında bilinmesi gereken iki farklı tesir kesiti vardır;  $^{141}\text{Pr} (n, \gamma) ^{142}\text{Pr}$  reaksiyonu sonucu oluşan termal nötron tesir kesiti ve rezonans integral tesir kesiti (Denklem 4.11 ve Denklem 4.12) [28].

$$\sigma_{\text{termal}}(^{141}\text{Pr}(n, \gamma)^{142}\text{Pr}) = 11,36 \pm 1,29 \text{ barn} \quad (4.11)$$

$$\sigma_I(^{141}\text{Pr}(n, \gamma)^{142}\text{Pr}) = 21,05 \pm 2,88 \text{ barn} \quad (4.12)$$

Aktivite hesabı için tüm değerler bulunduktan sonra Denklem 4.13'e göre ışınlama bittiği anda ki değer ve ışınlama bittikten 5 saat sonra ki değer bulunmuştur. Burada ilk aktivite değeri hesaplanırken bekleme süresi olmadığı için  $t_b$  sıfır alınır.

$$A = N(\sigma_{\text{ter}} \phi_{\text{ter}} + \sigma_I \phi_I)(1 - e^{-\lambda t_I})(e^{-\lambda t_b}) \quad (4.13)$$

Hesaplanan her iki aktivite değerleri Çizelge 4.5'te gösterilmektedir.

**Çizelge 4.5 :**  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunun bekleme sürelerine göre aktiviteleri.

Bekleme süresi yok	Bekleme süresi 5 saat
$1,29 \times 10^8 \text{ Bq}$ (3,48 mCi)	$1,07 \times 10^8 \text{ Bq}$ (2,89 mCi)

#### 4.4 Belirsizlik Hesaplamaları

Belirsizlik, ölçümü yapılan bir değer için hesaplanması gereken bir parametredir. Bir çalışmada artı olarak eklenen bir durum değil, belirtilmesi gereken bir değerdir. Belirsizlik, ölçülen miktara makul olarak atfedilebilecek değerlerin aralığını tanımlayan bir ölçüm sonucu ile ilişkili bir parametredir. Bir ölçüm için belirsizlik değerlendirildiğinde ve raporlandığında, değer gerçekte belirsizlik aralığı tarafından tanımlanan aralıkta yer aldığına dair güven düzeyini gösterir. Her ölçümün kendisiyle ilişkili bir belirsizliği vardır.

Gerçek hatalar tam olarak bilinmeyeceği için bunun yerine ölçülen her bir nicelikteki hata tahmin edilebilir veya ölçülen niteliklerin olasılık dağılımının standart sapması gibi bazı özellikleri değerlendirilebilir.

Belirsizlik hesaplamalarında kullanılan oldukça fazla denklemler vardır. Belirsizliği hesaplanması istenen fonksiyonların toplama, çıkarma veya çarpma, bölme veya üstel fonksiyon olmasına göre denklemlerde çeşitlilik olabilir. Ancak genel olarak hesaplamalarda Denklem 4.14 kullanılır.

$$\sigma_x^2 \cong \sigma_u^2 \left(\frac{\partial x}{\partial u}\right)^2 + \sigma_v^2 \left(\frac{\partial x}{\partial v}\right)^2 + \dots \quad (4.14)$$

Bu denklemde verilen değişkenler şu şekilde ifade edilebilir; u,v,.. değişkenleri için  $\sigma_u^2, \sigma_v^2, \dots$  varyansları açısından x için  $\sigma_x^2$  varyansının bulunmasıdır.

Bu çalışmada ölçülen ve ardından hesaplanan değerlerin belirsizliğini bulmak için öncelikle hangi niceliklerin kendi içerisinde belirsizliği olduğunu, hangi niceliklerin belirsizliklerinin 1000'de 1'den düşük olduğu için hesaba katılmayacağı belirlenmelidir. Bu çalışmada belirsizlikleri belirlenecek olan 7 tane ölçüm vardır; her iki altın folyo numunelerinin aktiviteleri, hesaplanan termal aktivite, termal akı ve epitermal akı, hesaplanan her iki  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunun aktiviteleridir. Çizelge 4.6, bu niceliklerin bağlı belirsizliklerini göstermektedir.

**Çizelge 4.6 : Bağlı belirsizlikler.**

Nicelikler	Bağlı Belirsizlik
Pik altı alan (Au ve CdAu)	% 0,2 ve % 0,3
Verim	% 3
Işınlanma süresi	% 0,1
Bekleme süresi	% 0,1
Sayım süresi	% 0,1
Element konsantrasyonu	% 0,1
Dedektör raslantı toplamı	% 2
$^{198}\text{Au}$ termal tesir kesiti	% 11,35
$^{198}\text{Au}$ rezonans integral tesir kesiti	% 13,68
$^{142}\text{Pr}$ termal tesir kesiti	% 0,65
$^{142}\text{Pr}$ rezonans integral tesir kesiti	% 11,23

Öncelikle Denklem 4.3'te var olan niceliklerin belirsizlikleri şunlardır; pik altı alan, verim, ışınlanma süresi, bekleme süresi, sayım süresi, element konsantrasyonu ve dedektörün raslantı toplamıdır. Denklem 4.7 ve 4.8'de ki belirsizlikler ise  $^{198}\text{Au}$ 'in



termal ve integral rezonans tesir kesitleridir. Denklem 4.13'te ise  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunun termal ve rezonans integral tesir kesitlerinin belirsizlikleri vardır.

Belirsizlik hesapları için verilen her bir nicelik kullanılarak ölçümü yapılan aktivitelerin ve akıların varyansları hesaplanmıştır. Çizelge 4.7 mutlak belirsizlikleri ile beraber bu çalışmada ölçümü yapılan değerleri göstermektedir.

**Çizelge 4.7 :** Mutlak belirsizlikleri ile bu çalışmada bulunan sonuçlar.

Hesaplanan çalışmalar	Sonuçlar
$A^{\text{kılıfsız}}$	$3,34 \times 10^{-10} \pm 1,2 \times 10^{-11}$ Bq/atom sayısı
$A^{\text{Cd}}$	$1,95 \times 10^{-10} \pm 7 \times 10^{-12}$ Bq/atom sayısı
$A_{\text{termal}}$	$1,39 \times 10^{-10} \pm 7,1 \times 10^{-12}$ Bq/atom sayısı
$\phi_{\text{termal}}$	$1,43 \times 10^{12} \pm 7,36 \times 10^{10}$ n/cm <sup>2</sup> s
$\phi_{\text{epitermal}}$	$1,26 \times 10^{11} \pm 1,48 \times 10^{10}$ n/cm <sup>2</sup> s
$A_{\text{Pr-142}, t_b=0}$ sa	$1,29 \times 10^8 \pm 2,82 \times 10^7$ Bq
$A_{\text{Pr-142}, t_b=5}$ sa	$1,07 \times 10^8 \pm 2,34 \times 10^7$ Bq



## 5. MCNP SİMÜLASYONU

### 5.1 Monte Carlo Metodu

Monte Carlo metodu, şans oyunları ile ünlü Monako'daki Monte Carlo şehrinden adını almıştır. Metot işlemi gelişigüzel değişkenler ürettiği için ve rastgele davranışlar gösterdiğinden, Monte Carlo metodu olarak adlandırılmıştır. Monte Carlo metodu güçlü bir istatistiksel analiz aracıdır ve hem mühendislik dışı hem de mühendislik alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. İlk olarak 1944'te Alamos Scientific Laboratory'de atom bombası çalışmasındaki nötron difüzyon problemlerini çözmek için kullanılmıştır. Monte Carlo metodu, atom çarpışmaları gibi karmaşık fiziksel olayların simülasyonundan trafik akışı gibi basit simülasyonlara kadar değişen çeşitli problemlere uygulanabilir. Monte Carlo ayrıca karmaşık mühendislik problemlerini çözmek için de uygundur, çünkü çok sayıda rastgele değişken ile çeşitli doğrusal olmayan mühendislik modelleri ile başa çıkabilir [31].

Monte Carlo metodunun bir probleme uygulanması, problemin rastgele sayılar kullanarak simülasyon edilip hesap edilmek istenen parametrenin bu simülasyonlarının sonuçlarına bakılarak yaklaşık hesaplanması fikrine dayanır. Basit integralleri hesaplamadan, yoğun hesaplama gerektiren zorlu integralleri pratik ve rutin olarak uygulanabilir hale getiren modern bir simülasyon tekniğidir. Sonuçları, riski daha iyi temsil etmesi nedeniyle mühendislik, askeri savunma teknolojisi, nükleer teknoloji ve uzay sisteminde, istatistiksel analizde sıkça başvurulan bir metottur [32].

Monte Carlo metodunun hem avantajları hem de dezavantajları vardır. Metodun avantajları şöyle sıralanabilir; esnek bir çözüm yöntemidir, diğer yöntemlere kıyasla anlaşılması daha kolaydır, karmaşık problemlerin çözümünde oldukça etkilidir, bir başka yöntemde incelenmesi olanaksız olan problemler bu yöntem ile çözülebilir, kısa sürede analiz edilebilir, kullanıcının istediği zamanda başlatılır ve durdurulur. Metodun dezavantajları ise şöyledir; iyi bir simülasyon modeli geliştirmek vakit alıcıdır, kesin ve en iyi çözümü üretir denilemez, uygulamadaki kolaylıklar analitik

çözümlerin gözardı edilmesine neden olabilir, analizde yapılacak olan hatalar yanlış sonuçlara neden olabilir [32].

Monte Carlo metodunun deterministik metot ile arasında çok farkı vardır. Deterministik metot, problemin çözümünde hiçbir rastgele durum oluşturmadan, aynı değerler ve aynı problem olduğu sürece hep aynı çözümü verir. Monte Carlo metodu ise, problemi simüle ederek sadece kullanıcı tarafından talep edilen belirli bilgiyi verir.

## 5.2 MCNP

MCNP (Monte Carlo N-parçacık kodu), nötron, foton, elektronların zamana bağlı sürekli enerji geçişini 3 boyutlu geometride çözen genel bir Monte Carlo transport kodudur. MCNP kodunda amaç, nükleer enerji ve atomik bilgi kütüphanesini kullanmaktır. MCNP kodu, parçacığın madde içinde karmaşık olan geçişini modellemede uygulanır. Hesaplamalarda kullanılan nötron enerjisi 10 meV'den 25 MeV'e kadardır, foton enerjisi ise 1 keV'den 100 GeV'e kadar çıkmaktadır, elektron enerjisi de 1 keV ile 1 GeV arasındadır. MCNP kodu aslında Monte Carlo grubu tarafından Los Alamos laboratuvarında teorik fizik için geliştirilmiş fortran ve C satırlarından bloklara sahip bir koddur [32].

MCNP kullanılarak radyasyondan korunma ve dozimetri, radyasyondan zırhlama, radyografi, tıbbi fizik, nükleer güvenlik, hızlandırıcı tasarımı, fisyon ve füzyon reaktörü tasarımı vb. uygulamalar yapılabilir [33].

MCNP'de kullanıcı, kod tarafından okunan bir giriş dosyası oluşturur. Bu dosya şu problemlerle ilgili bilgi oluşturur; geometri tanımı, malzemelerin tanımı ve kesit değerlendirmelerinin seçimi, nötron, foton veya elektron kaynağının yeri ve özellikleri, istenen cevap veya görevlerin türü, verimliliği arttırmak için kullanılan varyans azaltma teknikleri.

MCNP'de geometri, yüzeyler ile sınırlanmış hücrelerin, kullanıcı tanımlı malzemelerin 3 boyutlu konfigürasyonu şeklinde oluşur. MCNP'de yüzeyler için düzlemlerin, kürelerin ve silindirelerin bir kombinasyonunu kullanarak en basit geometrik şekiller oluşturulabilir. MCNP'deki şekiller, hücreler kullanılarak tanımlanır. Hücreler, kesişimler, birleşimler ve yüzeylerle sınırlanmış bölgelerin tamamlayıcıları tarafından tanımlanır [34].

Basit bir MCNP giriş dosyası şunlardan oluşur; hücre kartı, yüzey kartı ve data kartıdır. Hücre kartında, hücreler, yüzeylerle sınırlandırılmış boşluk hacmi olarak tanımlanır ve bütün alan tanımlanmalıdır. Yüzey kartında, istenilen şekil örneğin; silindir için uygun yüzey tanımlamaları yapılarak giriş dosyasına yazılır. Data kartında ise, birkaç önemli tanımlamalar vardır; materyaller, önem derecesi, kaynak, görevler ve problemin istenilen sayımdan sonra durdurulmasıdır. MCNP'nin içerisinde her element vardır ve istenilen yoğunlukta istenilen materyaller oluşturulabilir. Bu materyal kartında hangi tesir kesiti kütüphanesini kullanacağı seçilir. Oluşturulan bu materyaller giriş dosyasına yazılır. Önem derecesi ise, varyansı azaltmak için her hücrede olması gereken durumdur. Örneğin; "0"ın önemi parçacıkları sonlandırır, bu da genellikle hücrenin dışı için kullanılır. Kaynak tanımlamasında kullanıcı kaynağın enerjisini, pozisyonunu, yönünü, parçacık tipini ve gerekiyorsa enerji ve olasılık tanımlamalarını yapar. Görev kartları, kullanıcının Monte Carlo hesaplamasından ne tür bilgiler elde etmek istediğini belirtmek için kullanılır. Kullanıcı MCNP'ye parçacık akımı, parçacık akısı ve enerji depolama ile ilgili çeşitli işlemler yapma talimatı verebilir. MCNP, görevleri başlangıçtaki parçacık başına normalize edilir. Giriş dosyasına istenilen problem için bu işlemler uygulandıktan sonra dosya çalıştırılır ve herhangi bir ikaz ile geri dönüş vermezse bir çıktı dosyası oluşturulur. Çıktı dosyası birkaç ayrı bölüme ayrılarak oluşur. Dosyasının ilk kısmı, yorumlanırken oluşturulan hatalarla birlikte girdi alanını içerir. Bunu takiben hacimleri ve kütleleri ile birlikte üretilen hücrelerin bir listesi ve kullanılan kesit kütüphanelerinin bir listesi bulunmaktadır. Daha sonra çalışmanın bir özeti, kaç tane parçacığın taşındığını ve geçen sürenin ayrıntılarını takip eder. Sonrasında istenilen görevlerin sonuçları vardır. Görevlerin sonuçlarından sonra bakılması gereken bazı ayrıntılı istatistikler bulunur.

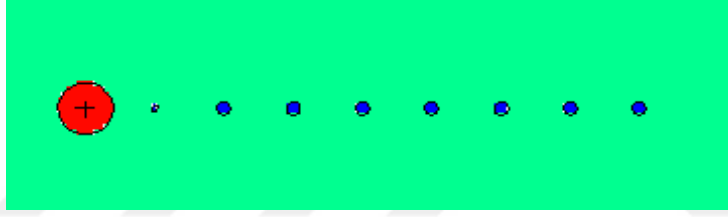
MCNP'de varsayılan birimler şöyledir; uzunluk cm, enerji MeV, zaman  $10^{-8}$  sn, sıcaklık MeV, atom yoğunluğu atom/barn, kütle yoğunluğu  $g/cm^3$ , tesir kesiti barn cinsindedir.

### 5.3 MCNP'de Modelleme

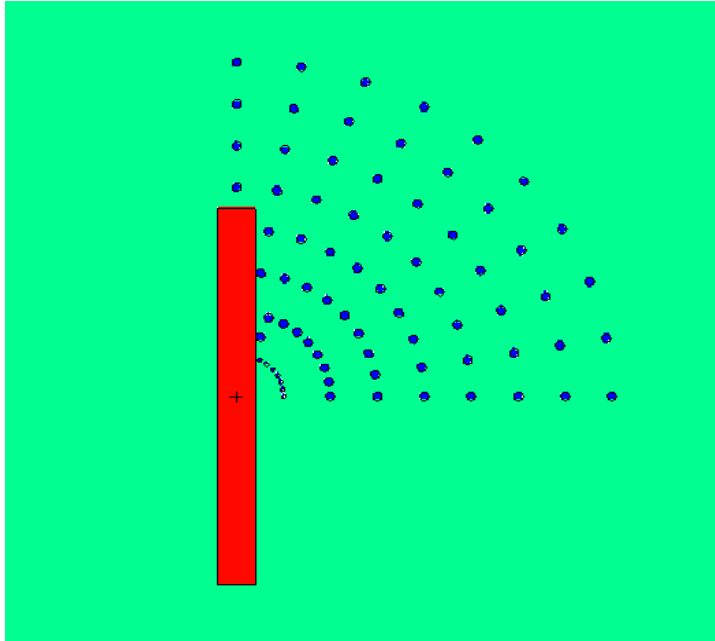
MCNP5 kodu kullanılarak bu tezde yapılan çalışmaların temel amacı  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun sayısal dozimetrik parametreleri hesaplamaktır. Bu çalışmaya başlanırken ilk önce  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun yukarıda bahsedilen yüzey kartı,

hücre kartı ve data kartı oluşturulmuştur.  $^{142}\text{Pr}$  tohumu çevresinde, 3 hücre, 74 dedektör hücresi ve 78 yüzeyden oluşmaktadır. 0,01 cm yarıçaplı küresel bir su dedektörü farklı mesafelerde ve açılarda birim aktivite başına dozu hesaplamak için kullanılmıştır. MCNP girdi dosyasına \*F8 görev talimatı verilerek MeV birimi cinsinden sonuçlar elde edilmiştir. \*F8 görevinden elde edilen sonuçları dedektör hücrelerinin kütesine bölerek doz değerleri bulunur. Modelleme yapılırken “mod p e” kullanılmıştır; bu çalışmada fotonun ve elektronun önem derecesini gösterir.  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumu modeli oluşturulurken 3 farklı materyal kullanılmıştır; radyoaktif tohum için Pr elementi, dış ortam için hava, dedektörler için sudur. Şekil A.1, A.2, A.3 ve A.4 MCNP5 programında yapılan çalışmanın çıktı dosyalarını göstermektedir.

MCNP5’de oluşturulan bu model x-y düzleminde ve x-z düzleminde olmak üzere sırasıyla Şekil 5.1 ve Şekil 5.2’de gösterilmiştir.



**Şekil 5.1 :** X-Y düzleminde bulunan radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.



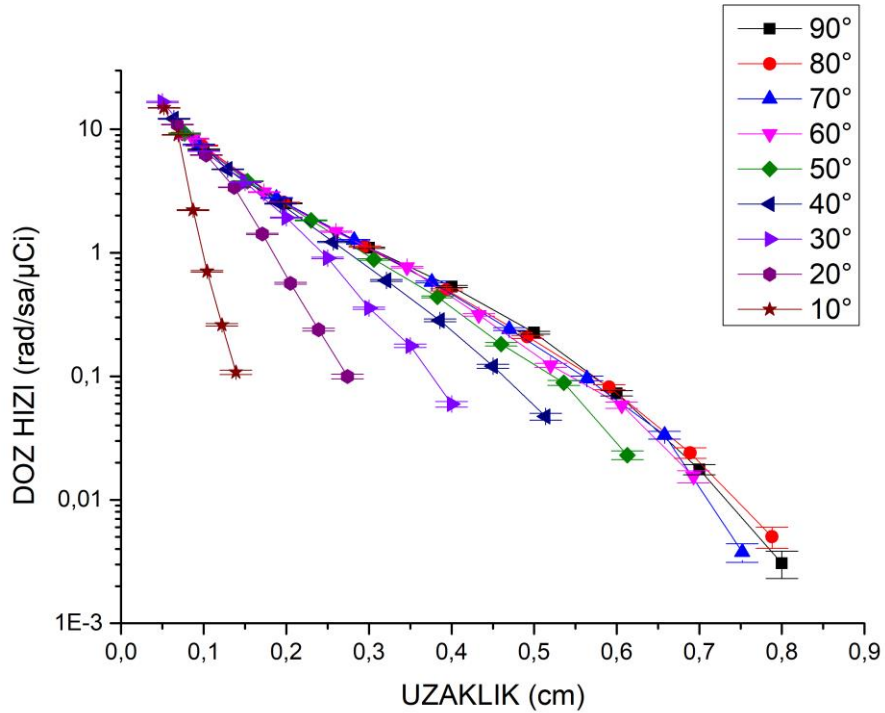
**Şekil 5.2 :** X-Z düzleminde bulunan radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.

Modelleme için oluşturulan  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumu 0,04 cm yarıçaplı, 0,9 cm uzunluğunda olan bir silindiridir. Oluşturulan radyoaktif tohumun element bileşenleri şöyledir: ağırlıkça % 0,153 Si, % 0,081 Al, % 0,445 Pr, % 0,321 O'dir.

Dozu ölçmek için farklı mesafelere konulan küresel dedektörün yarıçapı 0,01 cm'dir. Radyoaktif tohumun ve dedektörün bulunduğu ortamı tanımlayabilmek için 2 cm yarıçapında küresel bir su ortamı oluşturulmuştur, bu kürenin dışı havadır.

MCNP5 kodu, suda oluşan doz hızı dağılımlarını hesaplamak için kullanılmıştır. Sudaki dozimetri verileri, radyoaktif tohumdan 0,1 cm ile 0,8 cm'ye kadar radyal mesafelerde ve 0,02 cm çapındaki bir su dedektöründe \*F8 görevi kullanılarak 0 dereceden 90 dereceye kadar değişen açılarla hesaplanmıştır. MCNP5 hesaplamaları sonucu her bir açıya karşılık gelen radyal doz profilleri Şekil B.1, Şekil B.2, Şekil B.3, Şekil B.4, Şekil B.5, Şekil B.6, Şekil B.7, Şekil B.8, Şekil B.9'da gösterilmiştir.

$10^\circ$ 'den  $90^\circ$ 'ye kadar radyal doz profilleri tek tek gösterilen 0,02 cm çapındaki su dedektörünün olması beklenen sonuçlar vermiştir. Radyoaktif tohumdan radyal mesafede uzaklaştıkça doz hızı azalmıştır. Aynı uzaklıkta dedektörün açısı büyüdükçe doz hızı azalmıştır. Bütün açıların bulunduğu radyal doz profili Şekil 5.3'te gösterilmiştir.



Şekil 5.3 :  $10^\circ$ 'den  $90^\circ$ 'ye kadar radyal doz profilleri.

#### 5.4 MCNP'den Elde Edilen Doz Değerlendirmeleri

MCNP simülasyonunda 0°'den 90°'ye kadar 0,1 cm'den 0,8 cm aralığındaki uzaklıklarda bulunan dedektörlerden elde edilen doz hızları MCNP'nin çıktı dosyasında MeV birimi cinsindedir. Doz hızını daha iyi değerlendirebilmek için MeV olarak verilen birimi doz hızının birimi olan Gy/sa veya rad/sa olarak dönüştürülmelidir. Ayrıca burada aktivite oldukça önemli olduğu için doz hızlarının değerlendirilmesi için en uygun birimin rad/sa/μCi olacağı saptanmıştır. Gerekli dönüşümler gerçekleştirildikten sonra simülasyondan elde edilen doz hızları Çizelge 5.1'de verilmiştir.

**Çizelge 5.1 :** MCNP simülasyonundan elde edilen doz hızları (rad/sa/Ci).

$\theta,^\circ$	90	80	70	60	50	40	30	20	10	0
r,cm										
0,1	6,87	7,40	7,50	8,40	9,27	12,2	16,7			
0,2	2,52	2,56	2,78	3,10	3,80	4,76	6,70	11		
0,3	1,10	1,13	1,27	1,48	1,83	2,50	3,74	6,19	15	
0,4	0,534	0,501	0,581	0,765	0,884	1,22	1,93	3,39	9,04	
0,5	0,225	0,209	0,241	0,315	0,44	0,598	0,908	1,42	2,22	3,90
0,6	0,0729	0,0817	0,0961	0,123	0,182	0,284	0,356	0,567	0,709	0,810
0,7	0,0176	0,024	0,0334	0,0585	0,0885	0,121	0,177	0,239	0,261	0,280
0,8	0,0030	0,0050	0,0037	0,0154	0,023	0,0472	0,0595	0,0998	0,108	0,108

Çizelge 5.1'de de görüldüğü gibi dedektörün kaynağa olan yakınlığı arttıkça doz hızı artıyor, kaynağa olan uzaklık aynı kaldığında ve dedektörün açısı küçüldüğünde ise yine doz hızı artmaktadır. Bu beklenen bir sonuçtur.

Ancak sadece simülasyonun verdiği değerler ile sonuçlara ulaşmak yeterli olmaz. 1988'de Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği (AAPM) Radyasyon Terapi Komitesi, brakiterapi kaynaklarının dozimetrisi ile ilgili son yayınları gözden geçirmek ve doz hesaplamaları için formalizm içeren bir dozimetri protokolü önermek üzere Görev Grubu No 43'ü oluşturdu. Bu görev grubu bazı spesifik konuları içermektedir;



brakiterapi kullanımının fiziksel, radyolojik ve klinik gerekçelerini gözden geçirmek, gama radyasyonu brakiterapisini ve beta radyasyonu brakiterapisini incelemek, literatür incelemesi yapmak, seçilmiş bölgeler için doz tanımlamaları önermek, beta radyasyonu kaynaklı stentler dahil brakiterapi aplikatörleri etrafındaki doz dağılımlarının belirlenmesi için kalibrasyon ve dozimetri prosedürlerini önermek, brakiterapinin güvenli ve etkili bir şekilde uygulanabilmesi için radyasyon güvenliği dahil kalite güvence prosedürünü önermektir. AAPM'nin yayınladığı bu görev grupları zaman içerisinde yapılan güncellemeler ile Görev Grubu No 60'ı oluşturmuştur. Bu iki görev grubu ile dozimetrik parametreler kullanılarak brakiterapiden kaynaklı doz dağılımları doğru bir şekilde değerlendirilebilir. AAPM Görev Grubu 60 ve Görev Grubu 43'te tanımlanan dozimetrik parametreler, referans doz hızı, geometri fonksiyonu, radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu dahil olmak üzere Monte Carlo hesaplamaları kullanılarak belirlenmiştir. Bu parametreler kullanılarak doz hızı şöyle ifade edilir (Denklem 5.1);

$$D(r, \theta) = D(r_0, \theta_0) \cdot (G(r, \theta) / G(r_0, \theta_0)) \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.1)$$

Burada r kaynaktan olan radyal mesafe,  $\theta$  ilgilenilen noktadan kaynağın merkezine kadar olan çizgi arasındaki açı,  $G(r, \theta)$  kaynak içindeki radyoaktivitenin yere göre dağılımından kaynaklanan geometri fonksiyonu,  $g(r)$  radyal doz fonksiyonu,  $F(r, \theta)$  anizotropi fonksiyonu,  $D(r_0, \theta_0)$  ise referans noktasındaki doz hızıdır [35,36].

#### 5.4.1 Referans doz hızı

AAPM Görev Grubu 60'a göre tavsiye edilen referans noktası  $r_0=2$  mm ve  $\theta_0=90^\circ$ 'dir. Referans doz noktasındaki doz hızı ( $D(r_0, \theta_0)$ ) ve örnek olarak verilen hedef noktadaki doz hızı ( $D(r=6\text{mm}, \theta_0)$ ) Çizelge 5.2'de gösterilmiştir [36].

**Çizelge 5.2** : Referans doz ve hedef doz noktalarına karşılık gelen doz hızları.

Doz noktası	Doz hızı (rad//sa/ $\mu$ Ci)
$r=2\text{mm}, \Theta=90^\circ$	2,52
$r=6\text{mm}, \Theta=90^\circ$	0,0729

#### 5.4.2 Geometri fonksiyonu

Geometri fonksiyonu, sadece kaynak içerisindeki aktivitenin konumsal durumdan kaynaklanan dozu hesaba katar, kaynaktan dolayı var olan foton soğurulmasını ve

saçılmasını göz ardı eder. AAPM Görev Grubu 43'e göre geometri fonksiyonu iki şekilde ifade edilebilir; nokta kaynak yaklaşımı ile (Denklem 5.2) ve çizgi kaynak yaklaşımı ile (Denklem 5.3) [35].

$$G(r, \theta) = 1/r^2 \quad (5.2)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lr \sin \theta} \quad (5.3)$$

Burada kaynağın uzunluğu (L) nispeten uzun olduğu için çizgi kaynak yaklaşımı ile geometri fonksiyonu elde edilmiştir. Çizelge 5.3 geometri fonksiyonunun  $r^2$  ile çarpımının çeşitli açılarda ve mesafelerinde göstermektedir.

**Çizelge 5.3 : Geometri fonksiyonunun  $r^2$  ile çarpımı.**

$\theta, ^\circ$	90	80	70	60	50	40	30	20	10	0
r,cm										
0,1	0,301	0,306	0,323	0,354	0,406	0,493	0,647			
0,2	0,512	0,522	0,552	0,610	0,707	0,872	1,172	1,806		
0,3	0,655	0,667	0,705	0,777	0,900	1,112	1,510	2,392	5,272	
0,4	0,750	0,763	0,802	0,876	1,000	1,212	1,602	2,474	5,549	
0,5	0,814	0,826	0,863	0,930	1,040	1,217	1,514	2,065	3,278	5,263
0,6	0,858	0,868	0,901	0,959	1,050	1,187	1,390	1,686	2,062	2,286
0,7	0,889	0,898	0,926	0,975	1,050	1,153	1,293	1,463	1,629	1,704
0,8	0,911	0,919	0,943	0,984	1,044	1,125	1,224	1,332	1,425	1,463

### 5.4.3 Radyal doz fonksiyonu

Radyal doz fonksiyonu, kaynağın asal eksen boyunca madde içerisindeki soğrulmalarını ve saçılmalarının etkilerini açıklar. AAPM Görev Grubu 43'e göre radyal doz fonksiyonu,  $g(r)$ , Denklem 5.4'te verildiği şekilde bulunur [35].

$$g(r) = \left( \frac{D(r, \theta_0)}{D(r_0, \theta_0)} \right) \left( \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \quad (5.4)$$

0,1 cm'den 0,8 cm'e kadar hesaplanan radyal doz fonksiyonları Çizelge 5.4'te verilmiştir.

**Çizelge 5.4 : Hesaplanan radyal doz fonksiyonları.**

r, cm	g(r)
0,1	0,0729
0,2	1
0,3	0,341
0,4	0,144
0,5	0,056
0,6	0,017
0,7	0,004
0,8	0,0006

#### 5.4.4 2B anizotropi fonksiyonu

2 boyutlu anizotropi fonksiyonu, kaynak etrafındaki doz hızının r mesafesinde ve  $\theta$  yönünde doz dağılımlarının anizotropisini oluşturur. AAPM Görev Grubu 43'e göre 2B anizotropi fonksiyonu  $F(r, \theta)$  Denklem 5.5 ile bulunur [35].

$$F(r, \theta) = \left( \frac{D(r, \theta)}{D(r, \theta_0)} \right) \left( \frac{G(r, \theta_0)}{G(r, \theta)} \right) \quad (5.5)$$

Çizelge 5.5 hesaplanan 2 boyutlu anizotropi fonksiyonlarını göstermektedir.

**Çizelge 5.5 : 2B anizotropi fonksiyonları.**

$\theta, ^\circ$	90	80	70	60	50	40	30	20	10	0
r,cm										
0,1	1	1,059	1,017	1,039	1	1,084	1,130			
0,2	1	0,996	1,023	1,032	1,092	1,109	1,161	1,237		
0,3	1	1,008	1,072	1,134	1,210	1,338	1,474	1,540	1,694	
0,4	1	0,921	1,017	1,226	1,241	1,413	1,691	1,923	2,287	
0,5	1	0,915	1,010	1,225	1,530	1,777	2,169	2,487	2,449	2,680
0,6	1	1,070	1,255	1,509	2,039	2,815	3,014	3,957	4,046	4,170
0,7	1	1,349	1,821	3,030	4,257	5,300	6,914	8,251	8,092	8,299
0,8	1	1,617	1,186	4,644	6,537	12,44	14,42	22,23	22,48	21,90

### 5.4.5 Dozimetrik parametrelere göre hesaplanan doz hızları

AAPM Görev Grubu 43 ve 60'a göre tanımlanan dozimetrik parametreleri MNCP simülasyonundan elde edilen 0°'den 90°'ye kadar, 0,1 cm ile 0,8 cm mesafelerinde var olan dedektörler ile ölçülen <sup>142</sup>Pr kaynağının doz hızı dağılımı Çizelge 5.6'da gösterilmiştir.

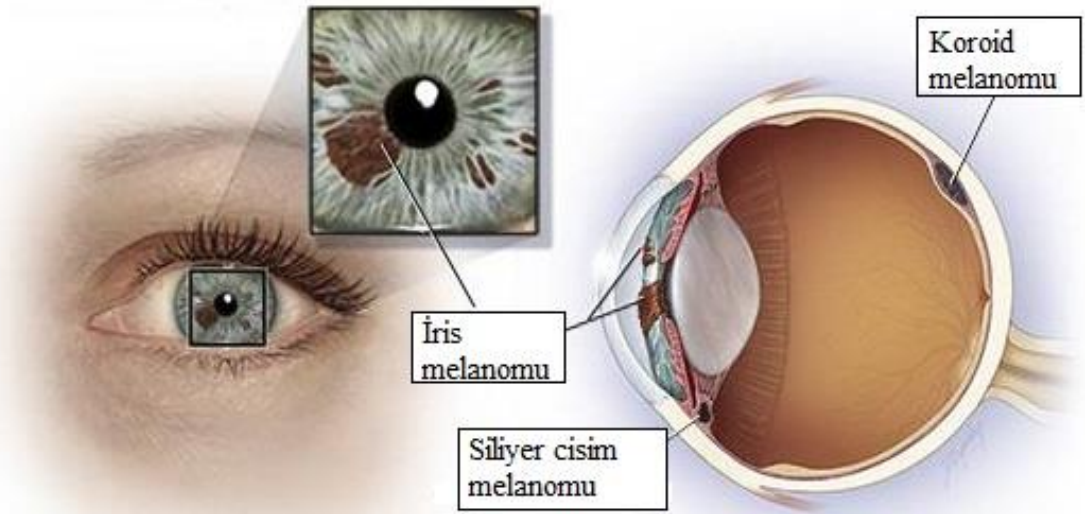
**Çizelge 5.6 : Düzeltmeler sonucunda bulunan doz hızları (rad/sa/μCi).**

θ,°	90	80	70	60	50	40	30	20	10	0
r,cm										
0,1	6,866	7,392	4,713	8,390	9,261	12,191	16,678			
0,2	2,52	2,558	2,779	3,098	3,799	4,759	6,697	10,995		
0,3	1,099	1,128	1,268	1,478	1,827	2,497	3,735	6,182	14,988	
0,4	0,531	0,498	0,578	0,761	0,879	1,213	1,919	3,371	8,994	
0,5	0,224	0,208	0,240	0,314	0,438	0,596	0,905	1,415	2,212	3,887
0,6	0,0717	0,0777	0,094	0,121	0,179	0,279	0,350	0,558	0,698	0,797
0,7	0,0175	0,023	0,033	0,058	0,0879	0,511	0,175	0,237	0,259	0,278
0,8	0,0026	0,0043	0,0033	0,0134	0,0201	0,0413	0,347	0,0874	0,0945	0,094

## 6. GÖZ BRAKİTERAPİ UYGULAMASINDA DOZ DEĞERLENDİRMESİ

### 6.1 Göz Brakiterapisi

Brakiterapi ile tedavi edilebilen bir çok kanser türü vardır. Bunlardan birisi de gözde bulunan uvea veya göz içi melanomu denilen bir kanser çeşididir. Melanom, cilde rengini veren pigment olan melanin üreten hücrelerde gelişen bir kanser türüdür. Gözlerde melanin üreten hücreler vardır ve bu nedenle melanom oluşabilir. Göz içi melanomları üç kategoriye ayrılır: iris melanomları, siliyer cisim melanomları ve koroid melanomları (Şekil 6.1). Bu göz içi melanomları cilt melanomundan farklı bir moleküler temele sahiptir. Bu nedenle tedaviye cilt melanomlarından farklı tepki verirler. Güncel olarak en iyi göz içi melanomunun tedavi şekli cerrahi müdahalenin yanında brakiterapidir [37].



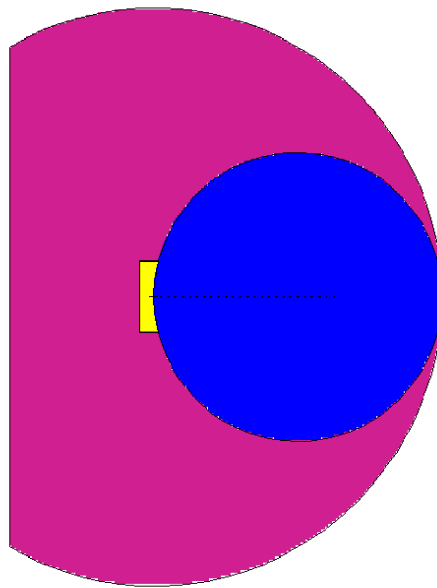
Şekil 6.1 : Göz içi melanomlarının türleri [37].

Bu çalışmada beta ışınımı yapan  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopu göz brakiterapi tedavisinde kullanılmak üzere seçilmiştir. Oluşturulan göz modellemesinin ardından  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunun göz küresi içerisindeki doz dağılımları incelenmek üzere MCNP5 simülasyonu başlatılmıştır. Burada  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunun aktivitesi, radyoizotop üretimi bölümünde hesaplanan aktivite kullanılarak değerlendirme yapılmıştır.

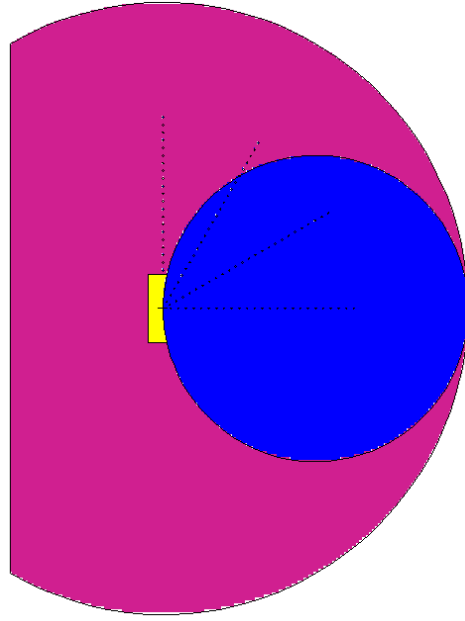
## 6.2 MCNP'de Göz Modellemesi

MCNP5 kodu kullanılarak göz için yüzey kartı, hücre kartı ve data kartı oluşturulmuştur ve modellemesi yapılmıştır. Bu modellemede 4 hücre, 96 dedektör hücresi ve 105 adet yüzey kullanılmıştır. Modellemesi yapılan gözün yarıçapı 2 cm'dir ve sudan oluşmaktadır. Birinci sıradaki dedektörlerin yarıçapı 0,005 cm, diğer dedektörlerin yarıçapı 0,01 cm olacak şekilde küresel su dedektörleri kullanılmıştır. Bu dedektörler  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumuna göre  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  ve  $90^\circ$  konumlarda ve 0,1'er cm ara ile 0,9 cm'e kadar yerleştirilerek birim aktivite başına dozu hesaplamak için kullanılmıştır. Göz ve radyoaktif tohum ( $^{142}\text{Pr}$ ), 4 cm yarıçapında su dolu bir yarım küre içerisinde yer almaktadır. MCNP girdi dosyasında hazırlanan yüzey, hücre ve data kartlarının yanı sıra \*F8 görev talimatı verilerek MeV biriminden sonuçlar elde edilmiştir. MCNP'de modelleme alt başlığı altında anlatılan birim değişimi hesaplamalarına göre doz değerleri bulunmuştur. Modellemede yine mode p e kullanılarak bir önceki bölümde yapılan çalışma ile aynı önem derecesi kullanılmıştır. Modellemede kullanılan materyaller  $^{142}\text{Pr}$  tohumu için Pr elementi, alüminyum, oksijen, silikadır, dedektörler ve göz için de sudur. Şekil C.1, C.2, C.3, C.4 ve C.5 göz modellemesi için yapılan çıktı dosyalarını göstermektedir.

Göz küresinde doz dağılımını incelemek için MCNP5 kodu kullanılarak oluşturulan göz ve radyoaktif tohum modeli x-y düzleminde ve x-z düzleminde sırasıyla Şekil 6.2 ve Şekil 6.3'de gösterilmektedir.



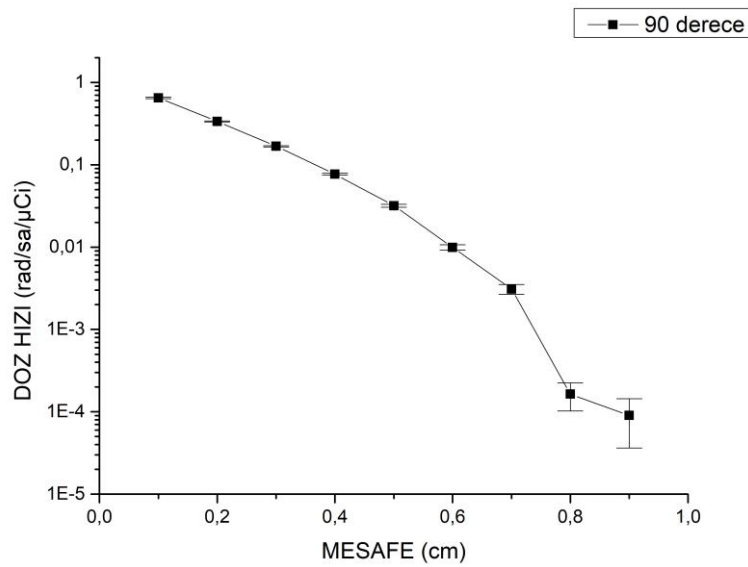
**Şekil 6.2 :** X-Y düzleminde bulunan göz içerisinde radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.



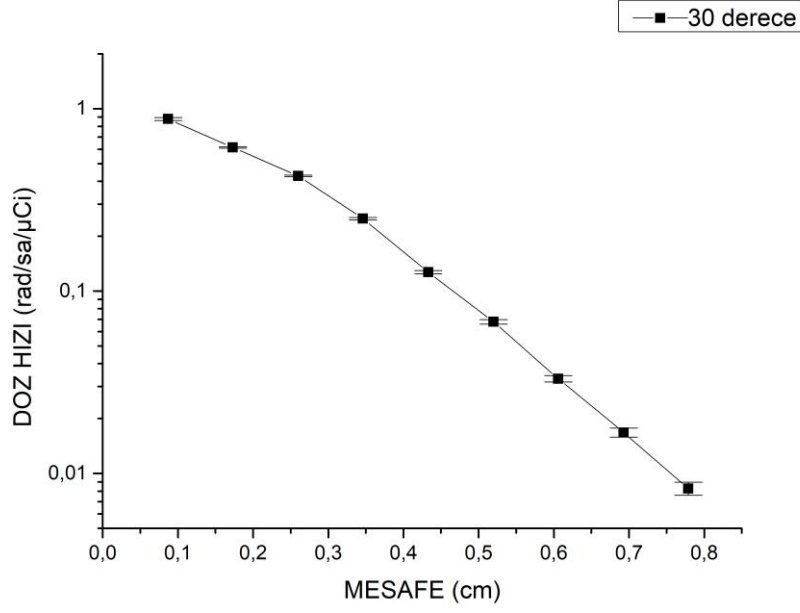
Şekil 6.3 : X-Z düzleminde bulunan göz içerisinde radyoaktif tohumu ve dedektörleri gösteren MCNP çizimi.

### 6.3 MNCP Göz Brakiterapisi Doz Değerleri

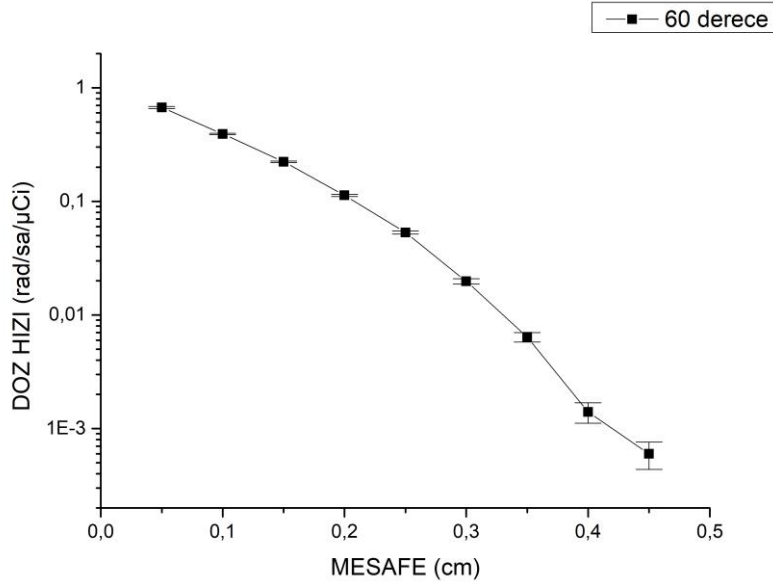
MCNP modellemesi ile göz küresi içerisindeki doz dağılımı incelenmiştir. Göz küresinin içerisindeki doz verileri radyoaktif tohumdan 0,1 cm'den 0,9 cm'e kadar radyal mesafelerde ve 0°, 30°, 60° ve 90°'lerde değişen açılarla hesaplanmıştır. Her bir açıya karşılık gelen radyal doz profilleri Şekil 6.4, Şekil 6.5, Şekil 6.6'da gösterilmektedir.



Şekil 6.4 : 90° için radyal doz profili.



**Şekil 6.5 :** 30° için radyal doz profili.



**Şekil 6.6 :** 60° için radyal doz profili.

0°, 30° ve 60°'lerde radyal doz profilleri gösterilen dedektörlerden beklenen sonuçlar alınmıştır.

Radyoaktif tohumdan uzaklaştıkça doz hızı azalmıştır ancak tohumun dedektöre olan uzaklığı 1 cm'i aşınca hata yüzdesinin arttığı ve doz hızlarında bazı sapmalar olduğu gözlemlenmiştir.

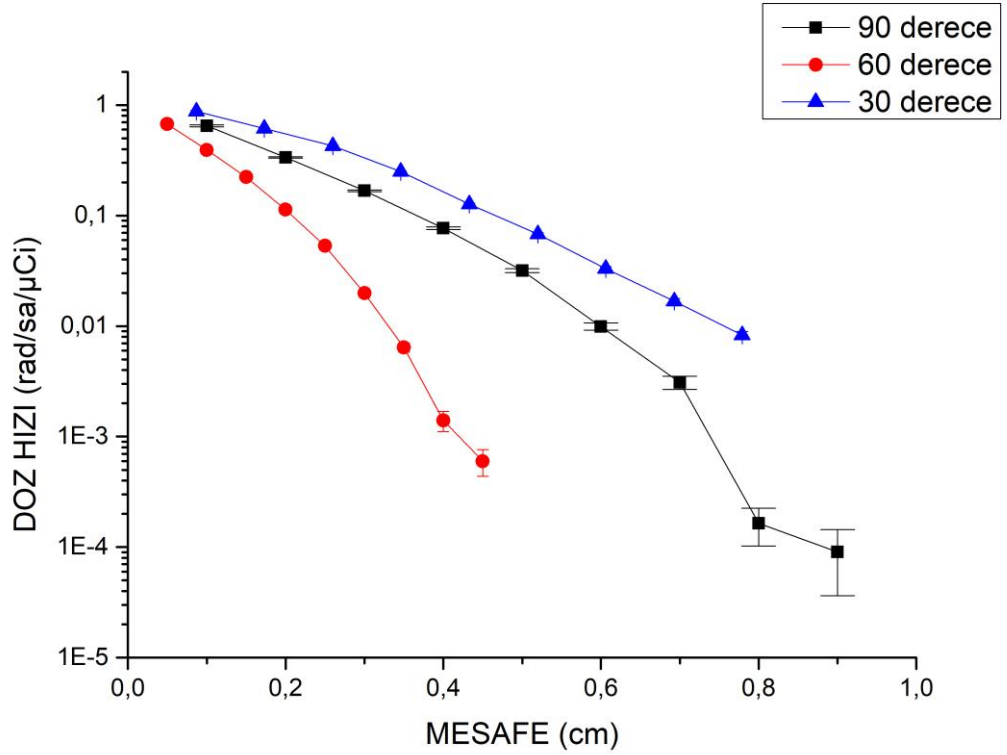


Doz hızındaki bu sapmaları önlemenin yolları vardır. MCNP programında simülasyon daha uzun süre çalıştırılırsa hata yüzdeleri de azalacaktır. Ancak bunun için daha uygun ve daha hızlı bilgisayara ihtiyaç vardır.

Aynı uzaklıkta ancak farklı açılarda bulunan dedektörlerde doz hızlarındaki değişim şöyledir; aynı radyal mesafede açı arttıkça doz hızı da artmıştır.

Ancak  $0^\circ$ 'deki doz dağılımında farklılık vardır. Radyoaktif tohumu  $0^\circ$  açı ile dedektör koyulduğunda, dedektörler göz küresinin içerisine denk gelmemektedir. Bu nedenle  $0^\circ$ 'de doz hızları diğer açılara göre daha düşüktür.

$90^\circ$ ,  $30^\circ$  ve  $60^\circ$  açılarının bulunduğu radyal doz profili Şekil 6.7'de gösterilmektedir.



Şekil 6.7 :  $90^\circ$ ,  $30^\circ$  ve  $60^\circ$ 'de radyal doz profilleri.

\*F8 görevi talimatı verildiği için MCNP çıktı dosyasında dozlar MeV birimindedir. Bu dozlar rad/sa/μCi olacak şekilde düzenlenmiştir. Herbir açığa karşılık gelen doz hızları hesaplanmıştır.

Çizelge 6.1 düzenlenmiş olan doz hızlarını göstermektedir.

**Çizelge 6. 1 :** MCNP simülasyonundan elde edilen doz hızları (rad/sa/ $\mu$ Ci).

$\theta,^\circ$	0	30	60	90
r,cm				
0,1	0,469	0,878	0,672	0,651
0,2	0,279	0,613	0,392	0,337
0,3	0,186	0,428	0,223	0,168
0,4	0,146	0,25	0,113	0,0767
0,5	0,111	0,127	0,0532	0,0318
0,6	0,077	0,0679	0,0198	0,0099
0,7	0,0591	0,0331	0,0064	0,0031
0,8	0,0488	0,0168	0,0014	0,00016
0,9	0,0391	0,0082	0,0006	9,04E-5

## 7. SONUÇ VE ÖNERİLER

### 7.1 Genel Sonuçlar

Bu tez çalışmasında  $^{142}\text{Pr}$  beta ışınımı yapan cam radyoaktif tohumunun dozimetrik değerleri ve göz brakiterapisindeki olası uygulamaları incelenmiştir. Beta ışınımı yapan radyoizotoplar kanser tedavisinde ve brakiterapide çok kullanılmaktadır. Bu çalışmada amaç,  $^{142}\text{Pr}$ 'nin brakiterapide uygun bir radyoizotop olduğunu göstermektir.

$^{142}\text{Pr}$  gibi beta ışınımı yapan radyoizotopların kullanılmasının avantajları şöyle sıralanabilir; kısa menzilleri vardır, kolayca zırhlanabilir, hem hasta için hem de sağlık elemanları için alınan doz, gama ışını yayan bir radyoizotopa göre oldukça azdır.  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopunu seçerken başka radyoizotoplarla da kıyaslama yapılarak seçimin doğruluğu gösterilmiştir. Her iki radyoizotop da brakiterapide kullanıldığından dolayı kıyaslama için  $^{32}\text{P}$  ve  $^{90}\text{Y}$  seçilmiştir. Her ikisinin de  $^{142}\text{Pr}$ 'ye göre termal tesir kesitleri düşüktür ve fosfor nispeten daha düşük enerjili beta parçacıkları üretmektedir. Bu da  $^{142}\text{Pr}$ 'yi iyi bir aday yapmaktadır.

Brakiterapi için en uygun radyoizotop olarak seçilen  $^{142}\text{Pr}$ ; %100 bollukta bulunan  $^{141}\text{Pr}$ 'in nötron aktivasyonu ile üretilen ve 19,12 saat yarı ömre sahip, maksimum beta enerjisi 2,162 MeV, gama enerjisi 1,575 MeV olan  $^{142}\text{Pr}$ 'dir. Üretilen  $^{142}\text{Pr}$  cam tohumları İTÜ TRIGA Mark II eğitim ve araştırma reaktöründe aktive edilmiştir. Üretilen aktiviteyi hesaplamak için nötron akı tayini deneyi yapılmıştır.

Nötron akı tayini, altın folyo aktivasyonu ile yapılır.  $^{197}\text{Au} (n,\gamma) ^{198}\text{Au}$  reaksiyonu sonucu aktive olan altın folyolar ile reaktörün termal akısı ve epitermal akısı bulunmuştur. Kadmiyum kılıflı ve kılıfsız şekilde hazırlanan altın folyolar her iki akının da bulunmasını sağlamıştır. Kadmiyum sayesinde termal nötronlar tutulur ve sadece epitermal nötronlar kalır. Bulunan termal ve epitermal akılar sırasıyla  $1,43 \times 10^{12} \pm 7,36 \times 10^{10} \text{ n/cm}^2\text{s}$  ve  $1,26 \times 10^{11} \pm 1,48 \times 10^{10} \text{ n/cm}^2\text{s}$ 'dir. Bu akılar kullanılarak  $^{142}\text{Pr}$ 'nin aktivitesi hesaplanmıştır.

$^{142}\text{Pr}$ 'nin aktivitesi bekleme süresi olmadan ve 5 saat bekledikten sonra hesaplanmıştır. Bir hastaya  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumu ile brakiterapi uygulanacağı zaman tohumlar aktive olduktan hemen sonra uygulanması mümkün değildir. Reaktörden çıkması, hastaneye ulaşması ve hastaya uygulanması zaman alacaktır. Bu nedenle  $^{142}\text{Pr}$  tohumları ışınlandıktan 5 saat sonraki aktiviteleri hesaplanmıştır. Bunun daha uygulanabilir bir süre olduğu öngörülmüştür. Bekleme süresi olmadan ve 5 saat bekledikten sonra hesaplanan aktiviteler sırasıyla  $3,48 \pm 0,76$  mCi ve  $2,89 \pm 0,63$  mCi'dir.

Yapılan deneysel çalışmaların ardından MCNP5 kodu kullanılarak AAPM Görev Grubu 43 ve Görev Grubu 60'a göre  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun dozimetrik parametreleri hesaplandı. MCNP5 kodunda modellenmesi yapılan  $^{142}\text{Pr}$  cam tohumu 0,04 cm yarıçapında 0,9 cm uzunluğunda bir silindiridir. Doz ölçümleri için tohumun etrafına 0,01 cm yarıçapında su dedektörleri koyuldu. Bu dedektörler  $0^\circ$ 'den  $90^\circ$ 'ye kadar  $10^\circ$ 'ar derecelik açılarla değişen ve 0,1 cm'den 0,8 cm'e kadar değişen radyal mesafelerdedir. Herbir açı ve mesafede bulunan doz hızları ile doz profilleri çıkartıldı. Doz profilleri yaklaşık olarak her uzunlukta aynı çıkmıştır.

Yapılan çalışmada radyoaktif tohumun başlangıç aktivitesi 3,54 mCi olmasına rağmen 0,5 cm'de doz hızının 0,225 rad/sa/ $\mu\text{Ci}$  olduğu görülmüştür. Bu da  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumun brakiterapi sırasında uygulanan organın etrafındaki dokulara minimum hasar vereceğinin göstergesidir.

AAPM Görev Grubu 43 ve Görev Grubu 60'a göre tanımlanan dozimetrik parametreler olan geometri fonksiyonu, radyal doz fonksiyonu, 2 boyutlu anizotropi fonksiyonu, referans doz hızına göre belirlenmiştir. Referans doz hızları 0,2 cm ve 0,6 cm için sırasıyla 2,52 rad/sa/ $\mu\text{Ci}$  ve 0,0729 rad/sa/ $\mu\text{Ci}$ 'dir.

MCNP5 kodu ile yapılan dozimetrik çalışmanın ardından göz brakiterapisi için aynı radyoaktif tohum kullanılarak çalışmaya devam edilmiştir. MCNP5 ile göz modellenmesi yapılmıştır. Modellenen göz 2 cm yarıçapındadır ve  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumuna göre  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  ve  $90^\circ$ 'de, 0,1 cm'den 0,9 cm'e kadar radyal mesafelerde su dedektörleri yerleştirilerek radyal doz profilleri çıkartıldı. MCNP sonucunda elde edilen doz hızlarına göre radyoaktif kaynaktan 0,1'er cm uzaklaşıldığında doz hızının neredeyse yarıya indiği gözlemlendi. 0,2 cm mesafede doz hızı 0,337 rad/sa/ $\mu\text{Ci}$  iken 0,6

cm mesafede doz hızının 0,0099 rad/sa/ $\mu$ Ci olduğu saptandı. Bu doz hızlarının hata dağılımları % 0,95 ile % 60,14 arasında bulunmaktadır.

Bu sonuçlar  $^{142}\text{Pr}$  cam tohumlarının, gözün yüzeyine yüksek doz ilettiği ve etrafındaki dokulara minimum zararı verdiği için göz brakiterapisindeki uygulamalara yönelik iyi bir radyoizotop olduğunu göstermiştir. Bu radyoizotop, göz brakiterapisi için önerilmiştir ancak tümörün geometrisi ve fiziksel özelliklerine bağlı olarak yüzeysel tümörlerde ve cilt kanserinde uygulama olanağı sağlayabilir.

### **7.1 Gelecek Çalışmalar**

Bu tezde MCNP ile yapılan göz brakiterapisindeki doz değerlerini, deneysel çalışmalar ile karşılaştırarak çalışmanın bir üst düzeye çıkartılması hedeflenmektedir. Göz fantomu yapılarak gerçek organ taklit edilecektir. Üretimi gerçekleştiren  $^{142}\text{Pr}$  radyoizotopları bu fantoma yerleştirilerek doz hesaplamaları yapılacaktır. Doz dağılımları gafkromik filmler kullanılarak gerçekleştirilecektir. Işınlanmış olan gafkromik filmlerdeki optik yoğunluk  $^{142}\text{Pr}$  cam tohumlarından kaynaklanan dozları gösterecektir. Böylelikle MCNP simülasyonu ile filmler sayesinde elde ettiğimiz dozlar karşılaştırılacaktır. Bu karşılaştırma sonrası çalışmanın son basamağı olarak üzerinde çalışılan  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumlarının bir hasta üzerinde uygulanabilirliği sorgulanacaktır.



## KAYNAKLAR

- [1] **Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı** (2018, Eylül 12). *Latest global cancer data: Cancer burden rises to 18.1 million new cases and 9.6 million cancer deaths in 2018* (Basın Duyurusu). Cenevre, İsviçre.
- [2] **Aryal P.** (2014). *Reevaluation of the aapm tg-43 brachytherapy dosimetry parameters for an <sup>125</sup>I seed, and the influence of eye plaque design on dose distributions and dose-volume histograms*. (Doktora Tezi). Kentucky Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Lexington, Kentucky.
- [3] **Ferreira M. C.** (2013). *Dosimetric study of beta-minus emitter praseodymium-142: applications in microsphere brachytherapy for hepatocellular carcinoma and brachytherapy for ocular squamous cell carcinoma* (Doktora tezi). East Carolina Üniversitesi, Fizik Departmanı, Greenville.
- [4] **Amerikan kanser derneği.** (2018). Key statics for eye cancer. Erişim tarihi: Ekim 28, 2019, [https://www.cancer.org/cancer/eye-cancer/about/key-statistics.html#written\\_by](https://www.cancer.org/cancer/eye-cancer/about/key-statistics.html#written_by)
- [5] **Jovanovic P., Mihajlovic M., Djordjevic-Jocic J., Vlajkovic S., Cekic S. & Stefanovic V.** (2013). Ocular melanoma: an overview of the current status. *Int J Clin Exp Pathol*, 6 (7), 1230-1244.
- [6] **Sohrabpour M., Hassanzadeh M., Shahriari M. & Sharifzadeh M.** (2002). Gamma irradiator dose mapping simulation using the MCNP code and benchmarking with dosimetry. *Applied Radiation and Isotopes*, 57 (2002), 537-542.
- [7] **Khankook A. & Noghreiyani A.** (2018). Dosimetric comparison between realistic ocular model and other models for COMS plaque brachytherapy with <sup>103</sup>Pd, <sup>131</sup>Cs, and <sup>125</sup>I radioisotopes. *Radiation and Environmental Biophysics*, 2018 (57), 265–275.
- [8] **Fardi Z. & Taherparvar** (2019). A Monte Carlo investigation of the dose distribution for new I-125 low dose rate brachytherapy source in water and in different media. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 25 (1), 15-22.
- [9] **Bidmeshki N., Sohrabpour M. & Mahdavi S. R.** (2014). Dosimetric characterization of a high dose rate <sup>192</sup>I source for brachytherapy application using Monte Carlo simulation and benchmarking with thermoluminescent dosimetry. *International Journal of Radiation Research*, 12 (3), 265-270.
- [10] **CNSC** (2012). *Introduction to Radiation*. Canada: Canadian Nuclear Safety Commission.
- [11] **URL-1** <<https://www.eol.ucar.edu/content/how-do-radars-work>>, Erişim tarihi: 27.03.2019
- [12] **Stabin G. M.** (2007). *Radiation Protection and Dosimetry: An Introduction to Health Physics*. New York: Springer.
- [13] **Nikjoo H., Uehara S. & Emfietzoglou D.** (2012). *Interaction of Radiation with Matter*. Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group.
- [14] **Loveland D. W., Morrissey J. D. & Seaborg T. G.** (2005). *Modern Nuclear Chemistry*. Hoboken, New Jersey: Wiley.

- [15] **Leroy C. & Rancoita P.** (2012). *Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection (3rd Ed.)*. Hackensack, NJ: World Scientific.
- [16] **Knoll G. F.** (2010). *Radiation Detection and Measurement (4th Ed.)*. Hoboken, NJ: Wiley.
- [17] **ICRP** (2007). The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. J. Valentin (Editör), *ICRP Publications 103*, 37, (s. 2-4). İngiltere: Elsevier.
- [18] **Saha B. G.** (2001). *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine (2<sup>nd</sup> Ed.)*. New York: Springer.
- [19] **Suntharalingam N., Podgorsak E.B. & Tölle H.** (2005). *Brachytherapy: Physical and Clinical Aspects*. Vienna: International Atomic Energy Agency
- [20] **URL-2** <<https://www.bxt-accelyon.com/single-post/2016/1/28/Magic-Seeds>>, Erişim tarihi: 28.01.2016
- [21] **Baltas D., Sakelliou L. & Zamboglou N.** (2007). *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*. New York: Taylor & Francis Group.
- [22] **Böck H. & Villa M.** (2003). *Triga Reactor Characteristics*. Vienna: Vienna University of Technology Atomic Institute of the Austrian Universities.
- [23] **International Atomic Energy Agency.** (2016). *Technical Report Series, History, Development and Future of Triga Research Reactors* (Rapor No:482). Viyana: International Atomic Energy Agency.
- [24] **Istanbul Technical University.** (2006). *Safety Analysis Report for the Triga Mark-II Reactor*. İstanbul: Institute for Nuclear Energy.
- [25] **URL-3** <<http://nucleardata.nuclear.lu.se/toi/nuclide.asp?iZA=790198>>, Erişim tarihi: 20.10.2019
- [26] **URL-4** <<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Au-198-decay-scheme.svg>>, Erişim tarihi: 20.10.2019
- [27] **Nyarko, B. J. B. ve Sogbadji, R. B. M.** (2010). Cross section determination of short-to-medium lived nuclides in a low power research and an Am-Be neutron source (Rapor No: INDC(NDS)—0574). Viyana : IAEA Nükleer Data Komitesi.
- [28] **Panikkath, P. & Mohanakrishnan, P.** (2016). Thermal-neutron cross sections and resonance integrals of <sup>138</sup>Ba and <sup>141</sup>Pr using Am-Be neutron source. *The European Physical Journal A*, 52: 276.
- [29] **Jung J. W.** (2007). *<sup>142</sup>Pr glass seeds for the brachytherapy of prostate cancer* (Doktora tezi). Texas A&M Üniversitesi Yüksek Lisans Ofisi, College Station.
- [30] **Tuli J. K.** (2005). *Nuclear Wallet Cards*. Upton, NY.: National Nuclear Data Center.
- [31] **Siddall J. N.** (1983). *Probabilistic Engineering Design*
- [32] **Scigulinsky, J.** (2012). *Monte Carlo Methods: Students' Handbook*. Brno, Czech Republic: Masaryk University, Faculty of Informatics.
- [33] **Buslenko N. P., Golenko D.I., Sobol' I.M. & Sragovich V.G.** (1966). *The Monte Carlo Method: The Method of Statistical Trials*. London: Pergamon Press Ltd.
- [34] **Boston, A.** (2014). *Introduction to MCNP – the monte carlo transport code*: Liverpool, UK: University of Liverpool.
- [35] **AAPM.** (1995). *İntravasküler Brakiterapi Kaynaklarında Dozimetri: AAPM Radyasyon Raporu Terapi Komitesi Önerileri Görev Grubu No. 43.* (Rapor No:61). New York: Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği.



- [36] **AAPM.** (1998). *İntravasküler Brakiterapi Fiziği: AAPM Radyasyon Raporu Terapi Komitesi Görev Grubu No. 60* (Rapor No: 66). New York: Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği.
- [37] **URL-5** <<https://www.cancer.gov/types/eye/patient/intraocular-melanomatreatment-pdq>> Erişim tarihi: 24.10.2019





## **EKLER**

**EK A:** MCNP5 programının giriş dosyaları

**EK B:** Radyal doz profilleri

**EK C:** MCNP5 programının göz brakiterapisinde kullanılan giriş dosyaları





## EK A

```
1 1 -4 -1 2 -3
2 3 -1 -4 #1 #11 #13 #15 #17 #19 #21 #23 #25 #111 #113 #115 #117
#119 #121 #123 #125 #211 #213 #215 #217 #219 #221 #223 #225 #311
#313 #315 #317 #319 #321 #323 #325 #411 #413 #415 #417 #419 #421
#423 #425 #511 #513 #515 #517 #519 #521 #523 #525 #611 #613 #615
#617 #619 #621 #623 #625 #712 #713 #715 #717 #719 #721 #723 #725
#815 #817 #819 #821 #823 #825 #919 #921 #923 #925
3 0 #1 #11 #13 #15 #17 #19 #21 #23 #25 #111 #113 #115 #117 #119
#121 #123 #125 #211 #213 #215 #217 #219 #221 #223 #225 #311 #313
#315 #317 #319 #321 #323 #325 #411 #413 #415 #417 #419 #421 #423
#425 #511 #513 #515 #517 #519 #521 #523 #525 #611 #613 #615 #617
#619 #621 #623 #625 #712 #713 #715 #717 #719 #721 #723 #725 #815
#817 #819 #821 #823 #825 #919 #921 #923 #925 #2
c dedektor0derece
11 3 -1 -11
13 3 -1 -13
15 3 -1 -15
17 3 -1 -17
19 3 -1 -19
21 3 -1 -21
23 3 -1 -23
25 3 -1 -25
c dedektor10derece
111 3 -1 -111
113 3 -1 -113
115 3 -1 -115
117 3 -1 -117
119 3 -1 -119
121 3 -1 -121
123 3 -1 -123
125 3 -1 -125
c dedektor20derece
211 3 -1 -211
213 3 -1 -213
215 3 -1 -215
217 3 -1 -217
219 3 -1 -219
221 3 -1 -221
223 3 -1 -223
225 3 -1 -225
c dedektor30derece
311 3 -1 -311
313 3 -1 -313
315 3 -1 -315
317 3 -1 -317
319 3 -1 -319
321 3 -1 -321
323 3 -1 -323
325 3 -1 -325
c dedektor40derece
411 3 -1 -411
413 3 -1 -413
415 3 -1 -415
417 3 -1 -417
419 3 -1 -419
421 3 -1 -421
423 3 -1 -423
425 3 -1 -425
```

Şekil A.1 : <sup>142</sup>Pr radyoaktif tohumunun MCNP5’de modellenen giriş dosyası.

```

c dedektor50derece
511 3 -1 -511
513 3 -1 -513
515 3 -1 -515
517 3 -1 -517
519 3 -1 -519
521 3 -1 -521
523 3 -1 -523
525 3 -1 -525
c dedektor60derece
611 3 -1 -611
613 3 -1 -613
615 3 -1 -615
617 3 -1 -617
619 3 -1 -619
621 3 -1 -621
623 3 -1 -623
625 3 -1 -625
c dedektor70derece
712 3 -1 -712
713 3 -1 -713
715 3 -1 -715
717 3 -1 -717
719 3 -1 -719
721 3 -1 -721
723 3 -1 -723
725 3 -1 -725
c dedektor80derece
815 3 -1 -815
817 3 -1 -817
819 3 -1 -819
821 3 -1 -821
823 3 -1 -823
825 3 -1 -825
c dedektor90derece
919 3 -1 -919
921 3 -1 -921
923 3 -1 -923
925 3 -1 -925

1 cz 0.04
2 pz -0.45
3 pz 0.45
4 so 2
c dedektor0derece
11 s 0.1 0 0 0.005
13 s 0.2 0 0 0.01
15 s 0.3 0 0 0.01
17 s 0.4 0 0 0.01
19 s 0.5 0 0 0.01
21 s 0.6 0 0 0.01
23 s 0.7 0 0 0.01
25 s 0.8 0 0 0.01
c dedektor10derece
111 s 0.098 0 0.017 0.005
113 s 0.197 0 0.035 0.01
115 s 0.295 0 0.052 0.01
117 s 0.394 0 0.069 0.01
119 s 0.492 0 0.087 0.01
121 s 0.591 0 0.104 0.01

```

Şekil A.1 (devam) :  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun MCNP5’de modellenen giriş dosyası.

123	s	0.689	0	0.122	0.01
125	s	0.788	0	0.139	0.01
c dedektor20derece					
211	s	0.094	0	0.034	0.005
213	s	0.188	0	0.068	0.01
215	s	0.282	0	0.103	0.01
217	s	0.376	0	0.137	0.01
219	s	0.47	0	0.171	0.01
221	s	0.564	0	0.205	0.01
223	s	0.658	0	0.239	0.01
225	s	0.752	0	0.274	0.01
c dedektor30derece					
311	s	0.087	0	0.05	0.005
313	s	0.173	0	0.1	0.01
315	s	0.26	0	0.15	0.01
317	s	0.346	0	0.2	0.01
319	s	0.433	0	0.25	0.01
321	s	0.52	0	0.3	0.01
323	s	0.606	0	0.35	0.01
325	s	0.693	0	0.4	0.01
c dedektor40derece					
411	s	0.077	0	0.064	0.005
413	s	0.153	0	0.129	0.01
415	s	0.23	0	0.193	0.01
417	s	0.306	0	0.257	0.01
419	s	0.383	0	0.321	0.01
421	s	0.46	0	0.386	0.01
423	s	0.536	0	0.45	0.01
425	s	0.613	0	0.514	0.01
c dedektor50derece					
511	s	0.064	0	0.077	0.005
513	s	0.129	0	0.153	0.01
515	s	0.193	0	0.23	0.01
517	s	0.257	0	0.306	0.01
519	s	0.321	0	0.383	0.01
521	s	0.386	0	0.46	0.01
523	s	0.45	0	0.536	0.01
525	s	0.514	0	0.613	0.01
c dedektor60derece					
611	s	0.05	0	0.087	0.005
613	s	0.1	0	0.173	0.01
615	s	0.15	0	0.26	0.01
617	s	0.2	0	0.346	0.01
619	s	0.25	0	0.433	0.01
621	s	0.3	0	0.52	0.01
623	s	0.35	0	0.606	0.01
625	s	0.4	0	0.693	0.01
c dedektor70derece					
712	s	0.051	0	0.141	0.01
713	s	0.068	0	0.188	0.01
715	s	0.103	0	0.282	0.01
717	s	0.137	0	0.376	0.01
719	s	0.171	0	0.47	0.01
721	s	0.205	0	0.564	0.01
723	s	0.239	0	0.658	0.01
725	s	0.274	0	0.752	0.01

Şekil A.1 (devam) :  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun MCNP5’de modellenen giriş dosyası.

```

c dedektor80derece
  815      s 0.052 0 0.295 0.01
  817      s 0.069 0 0.394 0.01
  819      s 0.087 0 0.492 0.01
  821      s 0.104 0 0.591 0.01
  823      s 0.122 0 0.689 0.01
  825      s 0.139 0 0.788 0.01
c dedektor90derece
  919      s 0 0 0.5 0.01
  921      s 0 0 0.6 0.01
  923      s 0 0 0.7 0.01
  925      s 0 0 0.8 0.01

mode p e
m1  14000.      -0.153 $Pr
    13000.      -0.081 59000.      -0.445 8000.      -0.322
m2  7000.       -0.755636 $hava
    8000.       -0.231475 18000.      -0.012889
m3  1000.       -0.111915 $su
    8000.       -0.888085

imp:p      1      4      0      8 73r      $ 1, 925
imp:e      1 76r      $ 1, 925
sdef cell=1 pos=0 0 0 erg=d1 par=3 rad=d2 ext=d3 axs=0 0 1
sil A 0.017 0.172 0.265 0.395 0.574 0.766 0.877 0.946 1.026 1.188
    1.268 1.343 1.615 1.712 1.884 1.923 2.011 2.064 2.104 2.139 2.160
spl D 586 656 673 669 649 632 613 598 578 527
    497 464 311 244 121 95.2 43.4 19.8 7.32 1.19 0.0069
si2 0 0.04
sp2 -21 1
si3 -0.45 0.45
sp3 -21 0
*f8:p,e 11 13 15 17 19 21 23 25 111 113 115 117
    119 121 123 125 211 213 215 217 219 221
    223 225 311 313 315 317 319 321 323 325
    411 413 415 417 419 421 423 425 511 513
    515 517 519 521 523 525 611 613 615 617
    619 621 623 625 712 713 715 717 719 721
    723 725 815 817 819 821 823 825 919 921
    923 925

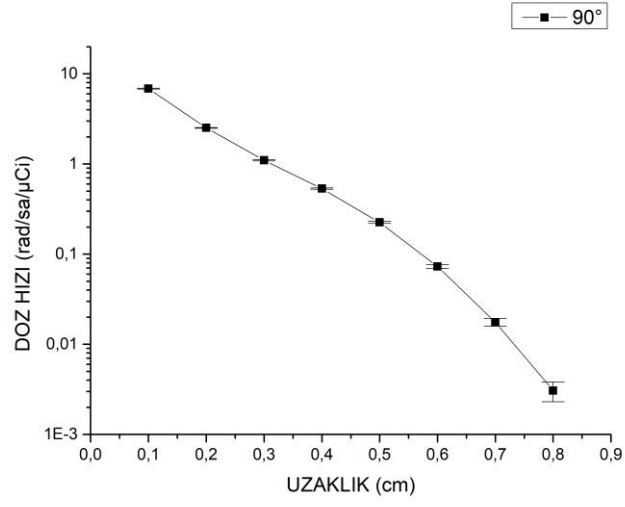
nps le9
dbon 18j
prtmp le7 le8 0 4
print

```

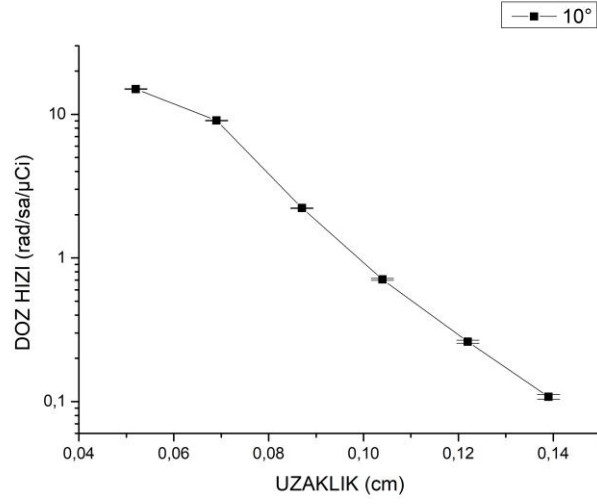
Şekil A.1 (devam) :  $^{142}\text{Pr}$  radyoaktif tohumunun MCNP5’de modellenen giriş dosyası.



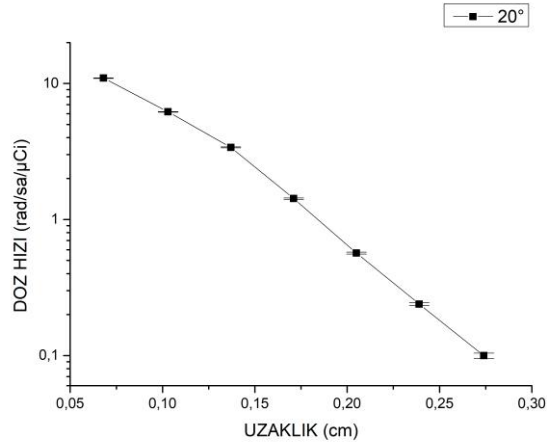
## EK B



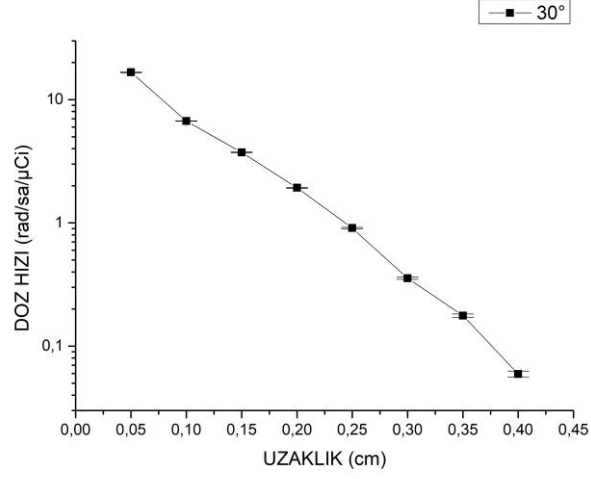
Şekil B.1 : 90° için radyal doz profili.



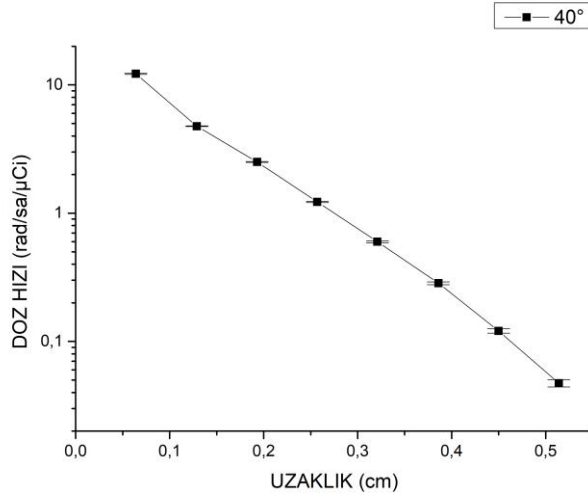
Şekil B.2 : 10° için radyal doz profili.



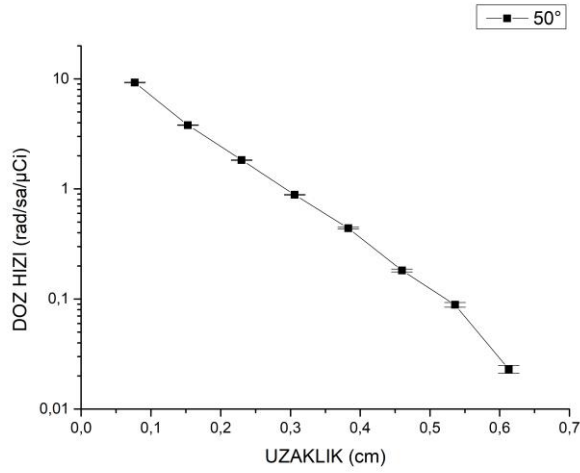
Şekil B.3 : 20° için radyal doz profili.



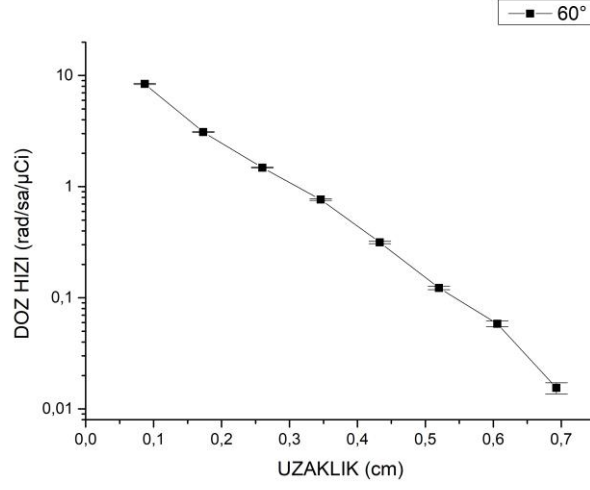
**Şekil B.4 :** 30° için radyal doz profili.



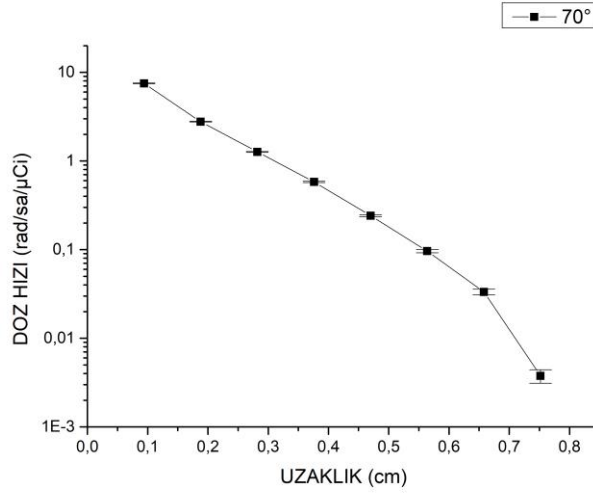
**Şekil B.5 :** 40° için radyal doz profilleri.



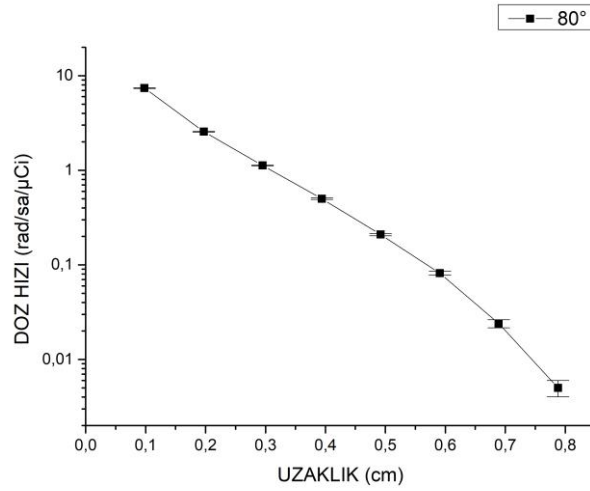
**Şekil B.6 :** 50° için radyal doz profilleri.



Şekil B.7 : 60° için radyal doz profilleri.



Şekil B.8 : 70° için radyal doz profilleri.



Şekil B.9 : 80° için radyal doz profilleri.



## EK C

```

5      1      -4 11 -12 13 -14 5 3 -8
900    2      -1 -5 #9 #10 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #311 #313 #315 #317 #319
      #321 #323 #325 #611 #613 #615 #617 #619 #621 #623 #625 #919 #921
      #923 #925 #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #29 #30 #31 #32 #327 #329
      #331 #333 #335 #337 #339 #341 #343 #345 #347 #349 #627 #629 #631
      #633 #635 #637 #639 #641 #643 #645 #647 #649 #929 #931 #933 #935
      #937 #939 #941 #943 #945 #947 #949 #927 #33 #34 #35 #36 #37 #351
      #353 #355 #357 #359 #651 #653 #655 #657 #659 #951 #953 #955 #957
      #959
950    204 -0.0012 -6 7 #900 #5 #9 #10 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #325 #311 #313
      #315 #317 #319 #321 #323 #611 #613 #615 #617 #619 #621 #623 #625
      #919 #921 #923 #925 #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #29 #30 #31 #32
      #327 #329 #331 #333 #335 #337 #339 #341 #343 #345 #347 #349 #627
      #629 #631 #633 #635 #637 #639 #641 #643 #645 #647 #649 #929 #931
      #933 #935 #937 #939 #941 #943 #945 #947 #949 #927 #33 #34 #35 #36
      #37 #351 #353 #355 #357 #359 #651 #653 #655 #657 #659 #951 #953
      #955 #957 #959
999    0      #5 #900 #950 #9 #10 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #325 #311 #313
      #315 #317 #319 #321 #323 #611 #613 #615 #617 #619 #621 #623 #625
      #919 #921 #923 #925 #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #29 #30 #31 #32
      #327 #329 #331 #333 #335 #337 #339 #341 #343 #345 #347 #349 #627
      #629 #631 #633 #635 #637 #639 #641 #643 #645 #647 #649 #929 #931
      #933 #935 #937 #939 #941 #943 #945 #947 #949 #927 #34 #35 #36 #37
      #33 #351 #353 #355 #357 #359 #651 #653 #655 #657 #659 #951 #953
      #955 #957 #959
c dedektor0derece
  9      2      -1 -9
 10     2      -1 -10
 15     2      -1 -15
 16     2      -1 -16
 17     2      -1 -17
 18     2      -1 -18
 19     2      -1 -19
 20     2      -1 -20
 21     2      -1 -21
 22     2      -1 -22
 23     2      -1 -23
 24     2      -1 -24
 25     2      -1 -25
 26     2      -1 -26
 27     2      -1 -27
 28     2      -1 -28
 29     2      -1 -29
 30     2      -1 -30
 31     2      -1 -31
 32     2      -1 -32
 33     2      -1 -33
 34     2      -1 -34
 35     2      -1 -35
 36     2      -1 -36
 37     2      -1 -37
c dedektor30derece
311    2      -1 -311
313    2      -1 -313
315    2      -1 -315
317    2      -1 -317
319    2      -1 -319
321    2      -1 -321

```

Şekil C.1 : MCNP5’de modellenen göz ve <sup>142</sup>Pr radyoaktif tohumun giriş dosyası.

323	2	-1	-323
325	2	-1	-325
327	2	-1	-327
329	2	-1	-329
331	2	-1	-331
333	2	-1	-333
335	2	-1	-335
337	2	-1	-337
339	2	-1	-339
341	2	-1	-341
343	2	-1	-343
345	2	-1	-345
347	2	-1	-347
349	2	-1	-349
351	2	-1	-351
353	2	-1	-353
355	2	-1	-355
357	2	-1	-357
359	2	-1	-359
<b>c dedektor60derece</b>			
611	2	-1	-611
613	2	-1	-613
615	2	-1	-615
617	2	-1	-617
619	2	-1	-619
621	2	-1	-621
623	2	-1	-623
625	2	-1	-625
627	2	-1	-627
629	2	-1	-629
631	2	-1	-631
633	2	-1	-633
635	2	-1	-635
637	2	-1	-637
639	2	-1	-639
641	2	-1	-641
643	2	-1	-643
645	2	-1	-645
647	2	-1	-647
649	2	-1	-649
651	2	-1	-651
653	2	-1	-653
655	2	-1	-655
657	2	-1	-657
659	2	-1	-659
<b>c dedektor90derece</b>			
919	2	-1	-919
921	2	-1	-921
923	2	-1	-923
925	2	-1	-925
927	2	-1	-927
929	2	-1	-929
931	2	-1	-931
933	2	-1	-933
935	2	-1	-935
937	2	-1	-937
939	2	-1	-939

Şekil C.1 (devam) : MCNP5’de modellenen göz ve <sup>142</sup>Pr radyoaktif tohumun giriş dosyası.

```

941      2      -1 -941
943      2      -1 -943
945      2      -1 -945
947      2      -1 -947
949      2      -1 -949
951      2      -1 -951
953      2      -1 -953
955      2      -1 -955
957      2      -1 -957
959      2      -1 -959

11      py -0.5
12      py 0.5
13      pz -0.45
14      pz 0.45
3       px -0.2
5       sx 2 2
6       so 4
7       px -2
8       px 2
c dedektor0derece
9       s 0.1 0 0 0.005
10      s 0.2 0 0 0.01
15      s 0.3 0 0 0.01
16      s 0.4 0 0 0.01
17      s 0.5 0 0 0.01
18      s 0.6 0 0 0.01
19      s 0.7 0 0 0.01
20      s 0.8 0 0 0.01
21      s 0.9 0 0 0.01
22      s 1 0 0 0.01
23      s 1.1 0 0 0.01
24      s 1.2 0 0 0.01
25      s 1.3 0 0 0.01
26      s 1.4 0 0 0.01
27      s 1.5 0 0 0.01
28      s 1.6 0 0 0.01
29      s 1.7 0 0 0.01
30      s 1.8 0 0 0.01
31      s 1.9 0 0 0.01
32      s 2 0 0 0.01
33      s 2.1 0 0 0.01
34      s 2.2 0 0 0.01
35      s 2.3 0 0 0.01
36      s 2.4 0 0 0.01
37      s 2.5 0 0 0.01
c dedektor30derece
311     s 0.087 0 0.05 0.005
313     s 0.173 0 0.1 0.01
315     s 0.26 0 0.15 0.01
317     s 0.346 0 0.2 0.01
319     s 0.433 0 0.25 0.01
321     s 0.52 0 0.3 0.01
323     s 0.606 0 0.35 0.01
325     s 0.693 0 0.4 0.01
327     s 0.779 0 0.45 0.01
329     s 0.866 0 0.5 0.01

```

Şekil C.1 (devam) : MCNP5’de modellenen göz ve <sup>142</sup>Pr radyoaktif tohumun giriş dosyası.

```

331      s 0.952 0 0.55 0.01
333      s 1.039 0 0.6 0.01
335      s 1.125 0 0.65 0.01
337      s 1.212 0 0.7 0.01
339      s 1.299 0 0.75 0.01
341      s 1.385 0 0.8 0.01
343      s 1.472 0 0.85 0.01
345      s 1.558 0 0.9 0.01
347      s 1.645 0 0.95 0.01
349      s 1.732 0 1 0.01
351      s 1.818 0 1.05 0.01
353      s 1.905 0 1.1 0.01
355      s 1.991 0 1.15 0.01
357      s 2.078 0 1.2 0.01
359      s 2.165 0 1.25 0.01
c dedektor60derece
611      s 0.05 0 0.087 0.005
613      s 0.1 0 0.173 0.01
615      s 0.15 0 0.26 0.01
617      s 0.2 0 0.346 0.01
619      s 0.25 0 0.433 0.01
621      s 0.3 0 0.52 0.01
623      s 0.35 0 0.606 0.01
625      s 0.4 0 0.693 0.01
627      s 0.45 0 0.779 0.01
629      s 0.5 0 0.866 0.01
631      s 0.55 0 0.952 0.01
633      s 0.6 0 1.039 0.01
635      s 0.65 0 1.125 0.01
637      s 0.7 0 1.212 0.01
639      s 0.75 0 1.299 0.01
641      s 0.8 0 1.385 0.01
643      s 0.85 0 1.472 0.01
645      s 0.9 0 1.558 0.01
647      s 0.95 0 1.645 0.01
649      s 1 0 1.732 0.01
651      s 1.05 0 1.818 0.01
653      s 1.1 0 1.905 0.01
655      s 1.15 0 1.991 0.01
657      s 1.2 0 2.078 0.01
659      s 1.25 0 2.165 0.01
c dedektor90derece
919      s 0 0 0.5 0.01
921      s 0 0 0.6 0.01
923      s 0 0 0.7 0.01
925      s 0 0 0.8 0.01
927      s 0 0 0.9 0.01
929      s 0 0 1 0.01
931      s 0 0 1.1 0.01
933      s 0 0 1.2 0.01
935      s 0 0 1.3 0.01
937      s 0 0 1.4 0.01
939      s 0 0 1.5 0.01
941      s 0 0 1.6 0.01
943      s 0 0 1.7 0.01
945      s 0 0 1.8 0.01
947      s 0 0 1.9 0.01

```

Şekil C.1 (devam) : MCNP5’de modellenen göz ve <sup>142</sup>Pr radyoaktif tohumun giriş dosyası.



```

949      s 0 0 2 0.01
951      s 0 0 2.1 0.01
953      s 0 0 2.2 0.01
955      s 0 0 2.3 0.01
957      s 0 0 2.4 0.01
959      s 0 0 2.5 0.01

mode p e
m204 7000.      -0.755636 $hava
      8000.      -0.231475 18000.      -0.012889
m2 1000.      -0.111915 $su
      8000.      -0.888085
m1 14000.      -0.153 $Pr
      13000.      -0.081 59000.      -0.445 8000.      -0.322
imp:p 1 4 1 0 8 $ 5, 9
      95r $ 10, 959
imp:e 1 99r $ 5, 959
sdef cell=5 pos=2.5 0 0 erg=d1 par=3 rad=d2 ext=d3 eff=0.0001
sil A 0.017 0.172 0.265 0.395 0.574 0.766 0.877 0.946 1.026
      1.188 1.268 1.343 1.615 1.712 1.884 1.923 2.011 2.064
      2.104 2.139 2.160
spl D 586 656 673 669 649 632 613 598 578 527 497 464
      311 244 121 95.2 43.4 19.8 7.32 1.19 0.0069
si2 2.5 2.7
sp2 -21
si3 -0.45 0.45
sp3 -21 0
*f8:p,e 9 10 15 16 17 18 19 20
      21 22 23 24 25 26 27 28 29
      30 31 32 33 34 35 36 37 325
      311 313 315 317 319 321 323
      327 329 331 333 335 337 339 341 343
      345 347 349 351 353 355 357 359
      611 613 615 617 619 621 623 625
      627 629 631 633 635 637 639 641 643
      645 647 649 651 653 655 657 659
      919 921 923 925 927 929 931 933 935
      937 939 941 943 945 947 949 951 953
      957 959 955

nps 2E9
dbscn 18J 1
prdmpr 2E6 1E8 0 4
print

```

Şekil C.1 (devam) : MCNP5’de modellenen göz ve <sup>142</sup>Pr radyoaktif tohumun giriş dosyası.



## ÖZGEÇMİŞ



**Ad-Soyad** : Neslihan Koyuncu  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 31.05.1992 Almanya  
**E-posta** : koyuncun@itu.edu.tr

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans:** 2017, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü

### MESLEKİ DENEYİM:

- 2018-Halen, Araştırma Görevlisi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı