

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE YÜKSEK ENERJİLİ FOTON  
VE NÖTRON IŞINLARI İÇİN ZIRHLAMA  
HESAPLAMA YÖNTEMLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**M. MUSTAFA TİNTAŞ**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İZMİR - 2016**

**TEZ KODU:DEU.HSI.MSc-2014970070**

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE YÜKSEK ENERJİLİ FOTON  
VE NÖTRON IŞINLARI İÇİN ZIRHLAMA  
HESAPLAMA YÖNTEMLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**M. MUSTAFA TINTAŞ**

DANIŞMANLAR

Prof. Dr. Fadime AKMAN

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

**TEZ KODU:DEU.HS1.MSc-2014970070**

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans programı öğrencisi M. Mustafa Tintaş, **'RADYOTERAPİDE YÜKSEK ENERJİLİ FOTON VE NÖTRON IŞINLARI İÇİN ZIRHLAMA HESAPLAMA YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI'** konulu Yüksek Lisans tezini 08.06.2016 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.



Prof. Dr. Emel ADA  
(DEU TIP FAKÜLTESİ)



BAŞKAN

Prof. Dr. Fadime AKMAN  
(DEU TIP FAKÜLTESİ)



ÜYE

Doç. Dr. Türkan ERTAY  
(DEU TIP FAKÜLTESİ)



ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Aysegül YURT  
(DEU SAĞLIK HİZMETLERİ MYO)



ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR  
(DEU FEN FAKÜLTESİ)

YEDEK ÜYE

Doç. Dr. Zilme ARICAN ALICIKUŞ  
(DEU TIP FAKÜLTESİ)

YEDEK ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK  
(DEU FEN FAKÜLTESİ)

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇİNDEKİLER.....	i
TABLO DİZİNİ .....	iv
ŞEKİL DİZİNİ .....	vi
KISALTMALAR .....	vii
ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR).....	ix
ÖZET.....	1
ABSTRACT .....	3
<b>1.GİRİŞ VE AMAÇ.....</b>	<b>5</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>7</b>
2.1. Absorbe doz (D).....	7
2.2. Eşdeğer Doz ( $H_T$ ) .....	7
2.3. Etkin Doz (E).....	9
2.4. Radyasyon riski ve doz limitleri.....	10
2.5. Zırhlama Tasarım Hedefi (P).....	10
2.6. Radyasyon alanları.....	10
2.6.1 Kontrollü alanlar.....	11
2.6.2. Kontrolsüz alanlar.....	11
2.7. Zırhlama tasarımı ile ilgili önemli varsayımlar.....	11
2.8. Temel tanımlar ve birimler.....	12
2.8.1. İş yükü (W).....	12
2.8.2. Kullanım faktörü (U).....	12
2.8.3. Meşguliyet faktörü (T).....	13
2.8.4. Koruyucu bariyerler.....	14
2.9. Zırhlamanın temel prensipleri.....	14
2.10. Stratejik zırhlama planı.....	15
2.11. Lineer Hızlandırıcı cihaz odalarının inşaat detayları.....	15
2.12 Zırhlama materyalleri.....	16
2.12.1. Sıradan beton.....	16

2.12.2. Ağır beton.....	16
2.12.3. Kurşun.....	17
2.12.4. Çelik.....	17
2.12.5. Polietilen ve parafin.....	17
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>18</b>
3.1 Araştırmanın tipi.....	18
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	18
3.3 Araştırmanın Evreni ve Örnekleme.....	18
3.4 Çalışma Materyali.....	18
3.4.1. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı.....	18
3.4.2. Varian Truebeam Stx Lineer Hızlandırıcı.....	18
3.4.3. Geiger-müller Dedektörü.....	19
3.4.4. Lazermetre.....	19
3.5 Araştırmanın Değişkenleri.....	19
3.6 Veri Toplama Araçları.....	20
3.6.1. NCRP-151 Raporuna Göre Hesaplama Yöntemleri.....	20
3.6.1.1. Primer Bariyerler.....	20
3.6.1.2. Sekonder Bariyerler.....	21
3.6.1.3. Kapılar ve Labirentler.....	23
3.6.1.4. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcılar.....	23
3.6.1.5. Labirent kapısında foton doz-eşdeğeri hesabı.....	23
3.6.1.6. Labirent kapısında nötron doz-eşdeğeri hesabı.....	25
3.6.2. IAEA SRS-47 Raporuna Göre Hesaplama Yöntemleri.....	26
3.6.2.1. Primer bariyerler.....	26
3.6.2.2. Sekonder bariyerler.....	28
3.6.2.3. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcıların odalarındaki nötronlar.....	28
3.6.2.4. Labirent girişinde nötron kaynaklı gama ışınları ve nötron dozları.....	30
3.6.2.5. Labirent girişinde nötron kaynaklı gama ışınları doz eşdeğeri.....	31
3.6.2.6. Labirent girişinde nötron doz eşdeğeri.....	32

3.7 Araştırma planı ve takvimi.....	34
3.8 Verilerin Değerlendirilmesi.....	34
3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları.....	35
3.10 Etik Kurul Onayı.....	35
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>36</b>
4.2. Primus-1 cihazının odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan hesaplamalar....	36
4.2. Primus-1 cihazının odası için IAEA SRS-47 raporuna göre yapılan hesaplamalar.....	38
4.3. Primus-2 cihazının odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan hesaplamalar....	40
4.4. Primus-2 cihazının odası için IAEA SRS-47 raporuna göre yapılan hesaplamalar.....	42
4.5. Truebeam STx cihazının odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan hesaplamalar.....	43
4.6. Truebeam STx cihazının odası için IAEA SRS-47 raporuna göre yapılan hesaplamalar.....	45
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>47</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>51</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>52</b>
<b>EK 1: ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>54</b>
<b>EK 2: ETİK KURUL ONAYI.....</b>	<b>56</b>

## TABLO DİZİNİ

	Sayfa No
<b>Tablo 1.</b> Radyasyon ağırlık faktörleri.....	8
<b>Tablo 2.</b> Doku ağırlık faktörleri.....	9
<b>Tablo 3.</b> Primer koruyucu bariyerler için tipik kullanım faktörü.....	13
<b>Tablo 4.</b> Tavsiye edilen meşguliyet faktörleri.....	13
<b>Tablo 5.</b> Zırhlama materyalleri ve yoğunlukları.....	16
<b>Tablo 6.</b> Primus-1 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının NCRP-151 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler.....	36
<b>Tablo 7.</b> Primus-1 odasının NCRP-151 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları.....	36
<b>Tablo 8.</b> Primus-1 odasında yapılan doz ölçümleri.....	37
<b>Tablo 9.</b> Primus-1 odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları.....	37
<b>Tablo 10.</b> Primus-1 odası için NCRP-151 raporuna göre labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları.....	38
<b>Tablo 11.</b> Primus-1 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının IAEA-47 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler.....	38
<b>Tablo 12.</b> Primus-1 odasının IAEA-47 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları.....	39
<b>Tablo 13.</b> Primus-1 odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları.....	39
<b>Tablo 14.</b> Primus-1 odası için IAEA-47 raporuna göre labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları.....	39
<b>Tablo 15.</b> Primus-2 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının NCRP-151 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler.....	40
<b>Tablo 16.</b> Primus-2 odasının NCRP-151 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları.....	40
<b>Tablo 17.</b> Primus-2 odasında yapılan doz ölçümleri.....	41
<b>Tablo 18.</b> Primus-2 odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları.....	41

<b>Tablo 19.</b> Primus-2 odası için NCRP-151 raporuna göre labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları.....	41
<b>Tablo 20.</b> Primus-2 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının IAEA-47 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler.....	42
<b>Tablo 21.</b> Primus-2 odasının IAEA-47 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları.....	42
<b>Tablo 22.</b> Primus-2 odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları.....	42
<b>Tablo 23.</b> Primus-2 odası için IAEA-47 raporuna göre labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları.....	43
<b>Tablo 24.</b> Truebeam STx odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının NCRP-151 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler.....	43
<b>Tablo 25.</b> Truebeam STx odasının NCRP-151 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları.....	44
<b>Tablo 26.</b> Truebeam STx odasında yapılan doz ölçümleri.....	44
<b>Tablo 27.</b> Truebeam STx odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları.....	44
<b>Tablo 28.</b> Truebeam STx odası için NCRP-151 raporuna göre labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları.....	45
<b>Tablo 29.</b> Truebeam STx odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının IAEA-47 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler.....	45
<b>Tablo 30.</b> Truebeam STx odasının IAEA-47 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları.....	46
<b>Tablo 31.</b> Truebeam STx odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları.....	46
<b>Tablo 32.</b> Truebeam STx odası için IAEA-47 raporuna göre labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları.....	46

## ŞEKİL DİZİNİ

	<b>Sayfa No</b>
<b>Şekil 1.</b> Basit zırlama şeması.....	20
<b>Şekil 2.</b> Hastadan saçılan ve sızıntı radyasyonun mesafelerinin şematik görünümü.....	22
<b>Şekil 3.</b> Nötron kaynaklı gama ışınları ve nötronların labirent kapısının dışında oluşturduğu eşdeğer doz hesabı için oda düzeni.....	23
<b>Şekil 4.</b> Nötron kaynaklı gama dozlarını belirlemek için kullanılan mesafeleri gösteren tipik bir hızlandırıcı odası ve labirent.....	30



## KISALTMALAR

**NCRP:** National Council on Radiation Protection and Measurements

**IAEA:** International Atomic Energy Agency

**ICRP:** International Commission on Radiological Protection

**TAEK:** Türkiye Atom Enerjisi Kurumu

**ÇNAEM:** Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi

**LİNAK:** Lineer Akseleratör/Hızlandırıcı

**ALARA:** As Low As Reasonably Achievable

**W:** İş yükü

**U:** Kullanım faktörü

**T:** Meşguliyet faktörü

**TVL:** Tenth Value Layer (onda bir değer kalınlığı)

**HVL:** Half Value Layer (yarı değer kalınlığı)

**SAD:** Source Axis Distance (kaynak eksen mesafesi)

**BPE:** Borated polyethylene (Boronla zenginleştirilmiş polietilen)

**GM:** Geiger-Müller

**hf:** Hafta

**V:** Volt

**kV:** Kilo Volt

**MV:** Mega Volt

**keV:** kilo elektron volt

**MVX:** Mega volt x-ışını

**mm:** milimetre

**cm:** santimetre

**m:** metre

**$\mu$ R:** mikroröntgen

**mR:** miliröntgen

**R:** Röntgen

**$\mu\text{Sv}$ :** mikrosievert

**mSv:** milisievert

**Sv:** Sievert

**Gy:** Gray

**J:** Joule

**Rad:** Radiation absorbed dose

**MLC:** Multi Leaf Collimator (çok yapraklı kolimatör)

**FFF:** Flattening Filter Free

**IGRT:** Image Guided Radiation Therapy (Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi)

**SRS:** Stereotactic Radiosurgery (Stereotaktik radyocerrahi)

**SBRT:** Stereotactic Body Radiation Therapy (Stereotaktik vücut radyoterapisi)

**IMRT:** Intensity Modulated Radiation Therapy (yoğunluk ayarlı radyoterapi)

**MU:** Monitor Unit

## ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR)

Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'nın kurulmasında, geliştirilmesinde emeği geçen ve yüksek lisans eğitimim boyunca katkıda bulunan bütün hocalarıma çok teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimimde hem mesleğine hem de hayata yaklaşımıyla bizlere örnek olan, bilgi öneri ve deneyimlerini paylaşarak bana her daim destek olan, istediğim başarılarla ulaşmam ve ilerlemem konusunda beni her zaman motive eden ve cesaret veren, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında tezimi yapmama olanak sağlayan ve danışmanlığımı üstlenmeyi kabul eden Anabilim Dalı başkanı çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Fadime Akman'a katkılarından dolayı yürekten teşekkür ederim.

İlgisiyle yüksek lisans eğitimimin başlangıcından sonuna kadar bana her daim destek olan, asla pes etmemem gerektiğini her fırsatta bana hatırlatan, tezimin yanı sıra bir çok konuda bilgi ve deneyiminden yararlandığım, ikinci danışmanlığımı üstlenmeyi kabul eden çok değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Yurt'a sonsuz teşekkür ederim.

Mesleki bilgi ve deneyimlerini bizlerden esirgemeyen değerli hocam Sayın Öğr. Gör. Zafer Karagüler'e desteği ve hoşgörüsünden dolayı çok teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca bana koşulsuz destek veren ve her zaman güvenleri ile yanımda olan çok sevdiğim aileme, yardımlarını esirgemeyen ve bana her daim moral veren çok sevdiğim arkadaşlarıma tüm kalbimle teşekkür ederim.

M. Mustafa Tintaş

Mayıs, 2016

## ÖZET

### **RADYOTERAPİDE YÜKSEK ENERJİLİ FOTON VE NÖTRON IŞINLARI İÇİN ZIRHLAMA HESAPLAMA YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

M. Mustafa Tintaş

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İZMİR

mustafa\_tnts@hotmail.com

**Amaç:** Radyasyon, taşıdığı yüksek enerjiden dolayı kontrollü bir şekilde kullanılmadığında somatik veya genetik olumsuz etkilerde bulunabilir. Radyasyondan korunmanın temel ilkelerinden olan zırhlama prensibi gereğince bireylerin etkin dozlarının maksimum izin verilen sınırlarının korunabilmesi adına zırhlama için gerekli duvar kalınlıklarının belirlenmesinde kullanılan hesaplamaların detaylı bir şekilde incelenmesi amaçlanmıştır.

**Gereç ve Yöntem:** Dokuz Eylül Üniversitesi hastanesinde bulunan Siemens Primus cihazları ve Varian Truebeam STx cihazının odalarının zırhlama hesapları için NCRP-151 ve IAEA-47 nolu raporlar kullanılmıştır. Her bir cihaz odası için primer ve sekonder duvarlar belirlenip duvar kalınlığı hesapları yapılmıştır. Ayrıca her oda için labirent girişinde nötron kaynaklı gama ışınlarının ve nötronların oluşturduğu doz hesaplanmıştır. Ölçümler duvarın 0.3m arkasında yapılmıştır ve Geiger-Müller dedektörü kullanılmıştır. Ölçümlerde Siemens Primus cihazı için 40x40 cm<sup>2</sup> alan boyutu, 400MU ve 18 MVX enerji, Truebeam STx cihazı için 20x20 alan boyutu, 600MU ve 15 MVX enerji seçilmiştir. Her bir cihaz için iş yükü 400 Gy/hafta(40hasta/günx2Gy/hastax5gün/hafta) olarak belirlenmiştir.

**Bulgular:** NCRP-151 ve IAEA-47 nolu raporlara göre hesaplanan primer ve sekonder duvar kalınlıkları kendi aralarında ve mevcut duvar kalınlıkları ile karşılaştırılmıştır. Raporlar arasında duvar kalınlığı hesaplamaları için ortalama %21 ±6, kapıdaki eşdeğer doz hesaplamaları için ortalama %25 ±2 farklılık gözlemlenmiştir. IAEA-47 nolu raporla hesaplanan değerler mevcut duvar kalınlıklarına daha yakındır. NCRP-151'e göre Primus-1 cihazı için mevcut duvar kalınlıklarının hesaplanan değerlere göre daha iyi durumda olduğu görülürken, C (primer duvar) duvarında doz sınırının aşıldığı görülmüştür. IAEA-47'ye göre ise D ile belirtilen sekonder duvarın kalınlığı mevcut duvardan 3 cm daha az bulunmuştur.

Primus-2 cihazının odası için iki rapora göre de hesaplanan duvar kalınlıklarında sorun görülmezken, C (primer duvar) duvarında doz sınırının aşıldığı gözlemlenmiştir. Truebeam STx cihazı için de benzer şekilde mevcut duvar kalınlıkları hesaplanana göre daha iyi bulunurken, C (primer duvar) duvarında doz sınırının aşıldığı görülmüştür.

**Sonuç:** İki raporda da birbirine benzer sonuçların ortaya çıkması ve mevcut duvar kalınlıkları ile uyumu cihazların bulunduğu odaların zırhlamasının yeterli seviyede olduğunu göstermektedir. Ölçümler sonucunda bazı duvarlarda belirtilen yasal doz sınırının aşıldığı görülse de bu duvarların arkasında bulunan alanların herhangi bir çalışma alanı olmadığı göz önüne alındığında risk teşkil eden bir durumun bulunmadığı saptanmıştır.

**Anahtar Sözcükler:** Zırhlama, Radyasyondan korunma, Radyoterapi



## **ABSTRACT**

### **COMPARISON OF SHIELDING CALCULATION METHODS FOR HIGH ENERGY PHOTON AND NEUTRON BEAMS IN RADIOTHERAPY**

M. Mustafa Tintaş

Dokuz Eylul University Health Sciences Institute

Medical Physics Department, İnciralti-IZMIR

mustafa\_tnts@hotmail.com

**Objective:** Radiation, when used in an uncontrolled manner, may cause hazardous effects by means of somatic and genetic factors due to transfer of high energy. The objective for this study is to investigate the calculational methods used to determine necessary wall thickness values for shielding design in order to maintain dose per se under the recommended maximum limits as required by shielding principle which is one of the fundamentals of radiation protection.

**Material and Method:** NCRP Report 151 and IAEA Report 47 have been followed for the shielding calculations of rooms with the linear accelerator systems of Siemens Primus and Varian TrueBeam STx. Primary and secondary walls were determined and calculations were made regarding wall thickness values for each linear accelerator room. Besides, neutron-induced gamma dose and neutron dose were calculated at the maze entrance for each room. Geiger-Muller detector was used for the measurements taken from the outside surface of the walls with a distance of 0.3 m. During the measurements, radiation fields of dimensions 40x40 cm<sup>2</sup> and 20x20 cm<sup>2</sup>, dose rates of 400 MU and 600 MU, beam energies of 18-MVX and 15- MVX have been set for Siemens Primus and TrueBeam STx, respectively. Workloads have been assumed to be 400 Gy/week (40 patients/day x 2Gy/patient x 5days/week) for each linear accelerator.

**Results:** Primary and secondary wall thickness values calculated according to the NCRP Report 151 and IAEA Report 47 have been compared with each other and with the actual wall thickness values. Results for the wall thickness values calculated according to both reports have shown an average difference of 21% ±6, while it is 25% ±2 for the equivalent dose at the door. Results from IAEA Report 47 have been found to be more consistent with the actual

wall thickness values. While the actual wall thickness values of Primus-1 room exceeded the calculated values via NCRP-151, it has been observed that dose limits have been violated for the wall C (primary wall). For IAEA-47, the thickness of the secondary wall 'D' has been found to be 3 cm less than its actual value. For the Primus-2 room, wall thickness results from both reports were consistent, while measured dose have exceeded the limits for the wall C (primary wall). Likely, actual wall thickness values were larger than the calculated values for Truebeam STx room, while measured dose exceeded the limits for wall C (primary wall).

**Conclusion:** Results from both reports, being reasonably close and in consistence with the actual wall thickness values, are proof to a sufficient shielding for the rooms. The results from the measurements regarding some of the walls, however, were found to violate the legal dose limits. Nevertheless, since the areas remaining outside the walls are not occupied frequently at all, there is no condition constituting any risks.

**Keywords:** Shielding, Radiation Protection, Radiotherapy

## **1. GİRİŞ VE AMAC**

Günümüzde teknolojinin sağladığı kolaylıkların, avantajların yanı sıra ihmal edilemeyecek oranda zararları da bulunmaktadır. Tıpta radyoterapi alanında kullanılan radyasyon, sahip olduğu yüksek enerjiden dolayı kontrollü şekilde kullanılmadığında somatik veya genetik etkilere neden olabilir. Bu sebeple, radyasyondan korunmanın üç temel ilkesinden biri olan zırhlama büyük önem kazanmaktadır.

Radyoterapi alanında zırhlama tasarımı için gerekli formüller ilk olarak 1925'te Mutscheller tarafından ortaya atılmıştır, daha sonra National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) tarafından düzenlenmiştir(1). Yüksek enerji üreten cihazların bulunduğu odalardaki labirentlerde, nötronlardan dolayı oluşan gama ışınları saçılan fotonlardan çok daha fazla etki gösterebilmektedir. Bu sebeple, yüksek enerjili cihazların bulunduğu odaların kapıları zırhlanırken foto nötronlar ve nötronlardan dolayı oluşan gama ışınlarını önleyecek kalınlıkta ve tipte malzeme kullanılması gerekmektedir. Bu konuda, zırhlamada kullanılacak duvarın kalınlığı, malzeme türü, cihazda kullanılacak enerji ve kullanım şekli önem taşımaktadır. Bu uygulamalarda "As Low As Reasonably Achievable" (ALARA) ilkesi göz önünde bulundurulmaktadır (1,2).

Literatür incelendiğinde, ALARA ilkesi gereğince lineer hızlandırıcı cihazların bulunduğu oda zırhlamalarının uygunluğu konusunda yapılan çalışmaların oldukça az olduğu görülmektedir. Lineer hızlandırıcı odalarına uygulanan zırhlamanın yeterli seviyede olması sızıntı olasılığının en aza indirgenmesini sağlamaktadır. Cihaz odalarına uygulanan zırhlamanın temel amacı, çalışanların ve halkın maruz kaldığı radyasyonu mümkün olan en düşük seviyede tutmaktır. Radyasyondan korunmanın mümkün olan en yüksek düzeyde sağlanabilmesi açısından yüksek enerjinin kullanıldığı tüm lineer hızlandırıcı odalarında uluslararası kabul görmüş NCRP-151 raporu ve IAEA *Safety Report Series* (SRS) - 47 no'lu raporların dikkate alınması; ayrıca bu alanda yapılan çalışmaların artırılması gerekmektedir(1,2). Bu raporlar, bireylerin etkin dozlarının maksimum izin verilebilir sınırlarının korunabilmesi amacıyla, zırhlama için gerekli duvar kalınlıklarının belirlenmesinde kullanılan hesaplamaları detaylı bir şekilde içermektedir.

Lineer hızlandırıcı cihaz odalarının zırhlama tasarım hesapları yapılırken duvarlara ulaşan iki tür radyasyon dikkate alınmaktadır. Bunlar; hasta içinde atenüasyona uğrayan veya atenüasyona uğramadan geçen radyasyon (primer) ve hasta içinde primer radyasyonun etkileşimi sonucu oluşan saçılan ve radyasyon jeneratörünün zırhlı kafasından kaynaklanan sızıntı (sekonder) radyasyondur. Primer ve sekonder radyasyon enerjileri önemli oranda farklılık göstermektedir. Bu nedenle zırhlama hesaplamalarının ayrı bir şekilde yapılması gerekmektedir (3).

Araştırmada, ALARA ilkesine uygun olarak zırhlanan lineer hızlandırıcı (Linak) cihazlar için kullanılan zırhlama hesaplamalarının farklı protokollerde karşılaştırılması yapılmıştır. Zırhlama hesaplamaları, iki ayrı Siemens Primus cihazı ve Varian TrueBeam STx cihazı için gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın temel hedeflerini; radyoterapide kullanılan yüksek enerjili ışınlar sonucu ortaya çıkan nötron, nötron kaynaklı gama ve fotonların IAEA-47 ve NCRP-151 no'lu raporlarına göre hesaplanması, lineer hızlandırıcı cihazının bulunduğu odanın duvar kalınlıklarının belirlenmesi, hesaplamalar sonucu bulunan duvar kalınlıkları değerlerinin mevcut duvar kalınlıkları ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi ve belirlenen primer ve sekonder duvarların arkasında, labirentte ve kapı arkasında ölçümler yapılarak hesaplamalarla ölçümlerin tutarlılığının değerlendirilmesi oluşturmaktadır. Böylece, çalışılan lineer hızlandırıcı odalarının zırhlamalarının yeterliliği ve çalışma alanında risk teşkil eden bir bölge olup olmadığının tartışılması amaçlanmıştır.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Absorbe doz (D)**

İşınlanan bir malzemenin birim kütlesine iyonize radyasyonun bıraktığı enerjidir. Soğurucu ortamın birim kütlesinde soğrulan ortalama enerjiyi ifade eder.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

Eşitlikte;  $d\bar{E}$ ; iyonlaştırıcı radyasyon tarafından birim hacimdeki maddeye aktarılan ortalama enerji,  $dm$ ; birim hacimdeki maddenin kütlesidir.

SI birim sistemindeki birimi, işınlanan maddenin 1 kg'ına 1 joule (J) enerji veren radyasyon miktarını ifade eden Gray (Gy)'dir. Özel birimi ise; işınlanan maddenin 1 kg'ına 0.01 J enerji veren radyasyon miktarını ifade eden rad (Radiation Absorbed Dose)'dir (4,5,6)

$$1 \text{ Rad} = 0.01 \text{ Gy}$$

### **2.2. Eşdeğer Doz (H<sub>T</sub>)**

Eşdeğer doz, radyasyon maruziyeti sonucunda olası biyolojik etkileri incelemeye yarar. Canlı organizmalar üzerinde radyasyonun etkileri incelendiğinde, farklı işınlama şartlarında birim kütle başına bırakılan enerji aynı olsa bile meydana gelen biyolojik etkiler aynı olmayabilir. Enerjinin bırakılma hızı bu konuda önem taşımaktadır.

Eşdeğer doz; radyasyonun tipi ve enerjisi dikkate alınarak belirlenen belli bir doku veya organdaki soğurulan dozdur.

$$H_{T,R} = w_R D_T \quad (2)$$

Eşitlikte;  $D_{T,R}$ ; R radyasyonundan kaynaklanan, T dokusundaki ortalama soğurulmuş doz,  $w_R$ ; radyasyon ağırlık faktörüdür.

Farklı radyasyon tiplerine karşılık gelen radyasyon ağırlık faktörleri Tablo 1'de verilmiştir (4,5,6).

**Tablo.1** Radyasyon ağırlık faktörleri

Radyasyonun tipi	Radyasyonun ağırlık faktörü $W_R$
Fotonlar	1
Elektronlar ve müonlar	1
Protonlar ve yüklü pionlar	2
Alfa parçacıkları, fisyon ürünleri, ağır iyonlar	20
Nötronlar*	Nötron enerjisinin sürekli fonksiyonu

\*Nötronlar için radyasyon ağırlık faktörü dış ışınlama sonucu ortaya çıkan biyolojik etkinliklerini yansıtır. Nötronların biyolojik etkinliği ise doğrudan enerjilerine bağlıdır.

Nötronlar için radyasyon ağırlık faktörleri hesaplanırken nötron enerjisinin  $En$  (MeV) sürekli fonksiyonunu dikkate alan aşağıdaki bağıntı kullanılır.

$$W_R = \begin{cases} 2,5 + 18,2e^{-[\ln(En)]^2/6} \rightarrow & En < 1 \text{ MeV} \\ 5,0 + 17,0e^{-[\ln(2En)]^2/6} \rightarrow & 1 \text{ MeV} \leq En \leq 50 \text{ MeV} \\ 2,5 + 3,25e^{-[\ln(0,04En)]^2/6} \rightarrow & En > 50 \text{ MeV} \end{cases}$$

$W_R$ ; birimsiz olduğundan eşdeğer doz birimi, absorbe doz birimi ile aynı olup; özel ismi Sievert(Sv)'dir.

Bir Sievert, kilogram başına bir Joule'a eşittir. ( $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$ )

Radyasyon alanının farklı  $W_R$  değerlerine sahip tip ve enerjiden oluşması halinde, absorbe dozlar kendi  $W_R$  değerine sahip her radyasyon tip ve enerjisi için hesaplanıp toplanarak toplam eşdeğer doz bulunur (4,5,6).

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (3)$$

### 2.3. Etkin Doz (E)

Radyasyon maruziyeti sonucunda farklı organ ve dokularda meydana gelen biyolojik etkiler, organ ve dokuların radyasyona duyarlılıklarının farklı olması sebebiyle aynı değildir. Bu sebeple etkin doz, insan vücudundaki ışınlanan her doku ve organ için hesaplanmış eşdeğer dozun, o doku ve organ için ayrı olarak belirlenmiş doku ağırlık faktörü ile çarpılması sonucunda elde edilen dozların toplanması ile elde edilir. Etkin doz birimi Sievert (Sv)'tir. Önceki birimi olan Rem değeri 0.01 Sv'e eşdeğerdir.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (4)$$

Eşitlikte;  $D_{T,R}$ , R radyasyonundan kaynaklanan T dokusu veya organında ortalaması alınmış absorbe doz,  $w_R$ , radyasyon ağırlık faktörü,  $w_T$  doku ağırlık faktörüdür, vücudun ışınlanması sonucu eşdeğer dozun her bir T dokusunda oluşturduğu hasarın dağılımını temsil eder. Toplam doku ağırlık faktörü 1'e eşittir.

$$\sum_T w_T = 1$$

Hesaplamalarda kullanılması tavsiye edilen doku ağırlık faktörleri Tablo.2'de verilmiştir (4,5,6).

**Tablo.2** Doku ağırlık faktörleri

Doku	$w_T$	$\sum_T w_T$
Kemik iliği (kırmızı), kolon, akciğer, mide, meme, diğer dokular*	0,12	0,72
Gonadlar	0,08	0,08
Mesane, yemek borusu, karaciğer, tiroid	0,04	0,16
Kemik yüzeyi, beyin, tükürük bezleri, cilt	0,01	0,04
Toplam		1,00
*Diğer dokular: Böbrek üstü bezleri, üst solunum yolları, safra kesesi, kalp, böbrek, lenfatik düğümler, kaslar, ağız mukozası, pankreas, prostat, ince bağırsak, dalak, timüs, rahim veya rahim ağzı ağırlık faktörlerinin aritmetik ortalaması.		

## **2.4. Radyasyon riski ve doz limitleri**

Radyasyonun biyolojik etkileri üzerine verilen bilgiler doğrultusunda, hem deterministik hem de stokastik etkiler için doz-risk ilişkisinin belirlenebilmesi mümkündür. ICRP-103 (2007) ve NCRP-116 (1993) nolu raporlarda radyasyona maruz kalan kişiler, çalışanlar ve hamile çalışanlar için tavsiye edilen doz sınırları belirtilmiştir.

Radyasyon çalışanları için izin verilen yıllık doz sınırı 20 mSv iken, toplum üyesi kişiler için bu sınır 1 mSv seviyesinde tutulmaktadır. Yaşı 16-18 aralığında bulunan ve mesleki eğitimleri gereği radyasyon alanında bulunması gereken öğrenci ve stajyerlerin alacağı maksimum doz 6 mSv/yıllı aşmamalıdır. Çocuk doğurma çağındaki radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı radyasyon dozu mümkün olduğu kadar düşük seviyede tutulmalıdır. Hamileliği belirlenmiş olan radyasyon görevlileri ise ancak gözetimli alanlarda çalıştırılabilir. Fetüsü korumak amacıyla, hamile radyasyon görevlisinin batin bölgesi için hamilelik boyunca alabileceği eşdeğer doz sınırı 1 mSv'dir.(2)

## **2.5. Zırhlama Tasarım Hedefi (P)**

Zırhlama tasarım hedefi (P), kontrollü ve kontrolsüz alanlarda çalışan personel ve toplum üyesi kişiler için tavsiye edilen etkin doz sınırlarını yakalamak ve bu şekilde binanın zırhlamasını tasarlamaktır. Radyoterapide kullanılan cihazların zırhlanması için takip edilen raporlarda belli standartlar vardır. Örneğin; cihazın bulunduğu ve zırhlaması yapılan oda duvarının kalınlığı ve bu duvarlarda kullanılacak madde tipi hesaplanırken kişilerin duvardan en yakın 30 cm mesafe olacak şekilde geçtikleri kabul edilir. Ayrıca çalışanların ve toplum üyesi kişilerin maruz kalabileceği etkin doz sınırları hafta bazında değerlendirilmektedir.(2)

## **2.6. Radyasyon alanları**

Radyasyon alanları, 23999 sayılı Radyasyon Güvenliği Yönetmeliğinin 15. Maddesine göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır.

Radyasyon Güvenliği Yönergesi Madde 15: Maruz kalınacak yıllık dozun 1 mSv değerini geçme olasılığı bulunan alanlar radyasyon alanı olarak nitelendirilir ve radyasyon alanları radyasyon düzeylerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılır (7).

### **2.6.1 Kontrollü alanlar**

Kontrollü alanlar, erişimin sınırlı olduğu, alışanların TLD dozimetre kullandığı veya radyasyondan korunma sorumlusu gözetiminde çalıştığı radyasyon miktarının düzgün olarak ölçüldüğü alanlardır. Kontrollü alanlar için NCRP raporunun çalışanlara tavsiye edilen tasarım zırhlama hedefinin eşdeğer doz cinsinden değer 0,1 mSv/hafta (5 mSv/yıl)'dır (2).

### **2.6.2. Kontrolsüz alanlar**

Kontrolsüz alanlar, ziyaretçilerin bulunduğu, hastaların dinlendiği ya da radyasyon kaynakları ile ilgisi bulunmayan çalışanların bulunduğu alanlardır. Ayrıca radyasyon bölgesine bitişik alanlar da kontrolsüz alanlar içerisinde kabul edilir. Kontrolsüz alanlar için NCRP raporunun çalışanlara tavsiye edilen tasarım zırhlama hedefinin eşdeğer doz cinsinden değer 0,02 mSv/hafta (1 mSV/yıl)'dır (2).

## **2.7. Zırhlama tasarımı ile ilgili önemli varsayımlar**

- Hastanın, birincil ışın demetinin en az %30'unu soğurduğu kabul edilmektedir.
- Tavsiye edilen duvar kalınlığı hesaplamalarında radyasyonun, duvara dik geldiği kabul edilir. Çünkü fotonlar ve nötronlar bariyerlerden rahatça geçebilecek özelliğe sahiptir.
- Radyoterapi cihazlarındaki sızıntı maksimum kabul edilip önerilen sınırların maksimumu hesaplara dahil edilir.
- Meşguliyet faktörü kontrolsüz alanlar için pratiğe göre yüksek alınır. Örneğin ofiste çalışan insanların çok azı çalışma süresi boyunca ofiste bulunur buna rağmen meşguliyet faktörü ofis için 1 kabul edilir.
- Kullanım alanı zırhlama duvarının 0,3 m uzağı kabul edilir.

- Verilerin kısıtlı olduğu ya da hesaplamaların zor olduğu durumlarda güvenlik çarpanı kullanılır.
- İki farklı kaynak ya da iki farklı enerjiye sahip radyasyonun kullanımı söz konusu olduğunda girişimi fazla olan radyasyon kaynağından elde edilen zırh kalınlıkları kabul edilir (2).

## 2.8. Temel tanımlar ve birimler

### 2.8.1. İş yükü (W)

Megavoltaj cihazlar için iş yükü genellikle, kaynaktan 1 m uzaklıktaki haftalık doz olarak belirtilmiştir. Bu 1 m mesafede hasta başına verilen doz ile 1 haftada tedavi edilen hasta sayısının çarpılmasıyla tahmin edilebilir. Birimi Gy/hafta'dır. 1 m yerine herhangi bir  $d_2$  uzaklığındaki iş yükü hesaplanırken;

$$W_2 = W(1m)^2 / (d_2)^2 \quad (5)$$

formülü kullanılır (2).

İş yükü değeri genel olarak izomerkeze yollanan fotonlardan soğurulan haftalık doz olarak alınır. Yani tedaviye giren ortalama hasta sayısının aldığı haftalık toplam dozdur. Aynı zamanda kalite kontrolleri, kalibrasyon ve diğer fiziksel ölçümler sırasında verilen ortalama haftalık doz tahminini de içermelidir (5).

Modern cihazlarda sıklıkla düşük enerjili ve yüksek enerjili x-ışınları ve farklı enerjilerde elektronlar kullanılır. Dual enerjili cihazların iş yükü yüksek olan enerjiye göre alınır.

### 2.8.2. Kullanım faktörü (U)

Kullanım faktörü (U), dikkate alınan radyasyonun herhangi bir birincil bariyer yönünde kullanım sıklığını veren faktördür. Tesislerde kullanılan tekniklere bağlı olarak

kullanım faktörlerinin değişmesine rağmen, 90 derece gantry açı aralıkları için tipik değerler Tablo.3'te verilmiştir (5).

Kullanım faktörü, tedavi tipine ve yöntemine göre kullanılacak birincil zırhlama bariyerlerinin toplam iş yükünün yüzde kaçında etkin olarak işlevi olduğunu belirlemek amacıyla kullanılır.

**Tablo 3.** Primer koruyucu bariyerler için tipik kullanım faktörü

Konum	Kullanım faktörü (%)
0 derece (aşağı)	31.0
90 ve 270 dereceler	21.3
180 derece	26.3

### 2.8.3. Meşguliyet faktörü (T)

Meşguliyet faktörü(T) bariyerin arkasındaki ışına maruz kalan yerin ne kadar sıklıkla kullanıldığını belirten ortalama faktördür. Örneğin tedavi odasının bitişiğindeki kontrolsüz bir alan için  $T=1/40$  verilmiş ise, bunun anlamı o alanın bir yıl boyunca ortalama olarak haftada 1 saat maksimum ışınlanmış birey tarafından kullanılacağı kabul edilmektedir. Tavsiye edilen meşguliyet faktörleri aşağıdaki gibidir (2,5)

**Tablo 4.** Tavsiye edilen meşguliyet faktörleri

Bölge	Meşguliyet faktörleri (T)
Sürekli meşgul alanlar (Sekreterlik, hemşire odası, bekleme odası, tedavi kontrol odası)	1
Tedavi odası, muayene odası	1/2
Koridorlar, personel dinlenme odası	1/5
Kapı	1/8
Umumi tuvaletler, depolar, açık alanlar, tavan araları, hasta bekleme odası, çalışan dolapları	1/20
Otopark alanları, merdivenler, asansörler	1/40

#### **2.8.4. Koruyucu bariyerler**

Radyoterapi uygulamalarında radyasyon, primer ve sekonder radyasyon olmak üzere ikiye ayrılır. Primer radyasyon, hastayı tedavi etmek için hastaya direkt olarak yollanan ışın demetidir. Primer radyasyonu durdurmak için primer bariyerler kullanılır. Primer bariyerler, doğrudan kaynaktan yayılan ışına müdahale etmek için kullanılır ve duvar, tavan, taban ya da diğer yapılar olabilir. Sekonder radyasyon, kaynaktan sızan ya da hastadan saçılan radyasyonları içermektedir. Bunun için ise sekonder bariyerler kullanılır. Sekonder bariyerler de duvar, taban, tavan veya diğer yapılar olabilir. Sekonder radyasyonu uygun koruyucu tasarım hedefi kullanarak azaltmak gerekmektedir (2).

#### **2.9. Zırhlamanın temel prensipleri**

Günümüz tıp teknolojisinde büyük bir yere sahip iyonlaştırıcı radyasyonun kullanıldığı radyoterapi alanındaki tüm uygulamalarda, izin verilen sınırlar üzerindeki doz miktarının sağlığı tehdit eden stokastik etkiler yaratarak ilerleyen dönemlerde kansere yakalanma riskini artırması sebebiyle radyasyon çalışanının ve halkın korunmasında zırhlama büyük önem taşımaktadır.

Zırhlama kuralı mesafenin mümkün olan en uzak, maruziyet süresinin mümkün olan en kısa tutulmadığı durumlarda daha çok önem kazanmaktadır. Zırhlama, radyasyonun türü ve enerjisi dikkate alınarak uygulanmalı ve radyasyon enerjisinin zırhlamada kullanılacak malzeme tarafından tamamen soğurulması sağlanarak hem radyasyonla çalışanlar hem de halk için mümkün olan en zararsız seviyeye indirilmesi gerekmektedir.

Maruz kalınan primer ve sekonder radyasyonu azaltmak için kullanılan yöntemlerden bazıları aşağıda verilmiştir.

- Kişi ile radyasyon kaynağı arasındaki mesafeyi arttırmak
- Işınlama zamanını kısıtlamak
- Kişi ile radyasyon kaynağı arasına uygun bir zırh koymak.

Doz hızı kaynağa olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişmektedir. Genellikle korunacak birey ile koruyucu bariyer arasındaki mesafenin en az 0.3 m olduğu varsayılmıştır (2).

## **2.10. Stratejik zırhlama planı**

Bir radyoterapi tesisi için stratejik zırhlama planı, temel plan ve zırhlama prensipleri hakkında bilgi içermektedir. Cihazın bulunduğu odanın tasarımı uzman mimar ve mühendisler tarafından yapılmalıdır. Örneğin ofis ve destek odalarının tedavi odasıyla bitişik olmasındansa bu odaları ayırmak için bir koridor kullanılabilir. Bu strateji ofis çalışanlarını korumak için gerekli koruyucu miktarını azaltacaktır. Koridor çok fazla kişinin bulunmadığı bir alandır ve salon, ofis gibi alanlar radyasyon kaynağından en az 2.5 m uzaktadır. Bu yüzden bariyer kalınlığı için belirleyici bir faktördür. Aynı durum tedavi odasının üstündeki ve altındaki alanlar için de geçerlidir.

Tedavi odasının zeminde olması koruyucu gereksinimlerini azaltmak için etkili bir stratejidir. Maliyeti düşük tutmak adına zemin katlar tercih edilmelidir. Primer ve sekonder duvarlar göz önünde bulundurularak zırhlama yapılmalıdır. Ayrıca projede planlama ve bütçeleme, programlama, şematik tasarım, tasarım geliştirme, inşaat belgesi hazırlama ve yapı denetimi gibi hususlara da dikkat edilmelidir (2).

## **2.11. Lineer Hızlandırıcı cihaz odalarının inşaat detayları**

Cihazın kullanılacağı yer inşa edilirken maliyetlerin minimum olması için bazı ilkelere dikkat etmek gerekir. Bu sebeple inşa sırasında daha sonradan herhangi bir sorunla karşılaşmamak için gerekli öngörülerde bulunmak ve malzeme seçiminde iyi bir araştırma yapmak gerekir. Öncelikle cihazın kullanılacağı yer için zemin katlar tercih edilmelidir. Böylece zırhlama alanlarını, cephelerini daha aza indirmiş oluruz. İkinci olarak, tedavi odasının ölçüleri radyoterapi cihazının kurulumu için gerekli olan şartları sağlayacak büyüklükte olmalıdır. Son olarak, cihazın bulunduğu odanın gerekli uygun levha ve ışıkları uygun şekilde bulundurulmalı ve konumlandırılmalıdır. Kontrol odasında sürekli çalışanlar olacağından ALARA ilkesine uygun olarak inşa edilmelidir (5).

## 2.12 Zırhlama materyalleri

Mega voltaj büyüklükteki enerjilerden korumak için kullanılan koruyucu bariyerler genelde metre büyüklüğündeki beton duvarlardır. Ancak bununla birlikte bazı durumlarda aynı etkiyi yapabilecek başka malzemeler de kullanılabilir. Bu durum özellikle yer sıkıntısının yaşandığı dar alanlarda kalın beton duvarlardan kaçınıldığında uygulanır. Genel olarak kütle ve atom numarası büyük malzemeler x-ışınını, hidrojen bakımından zengin materyaller de nötronu zırlamak için kullanılır. Bu amaç için sıklıkla kullanılan materyaller (Tablo 5): Sıradan beton, ağır beton, kurşun, çelik, polietilen ya da parafin, toprak ve ağaçtır (1).

**Tablo 5.** Zırhlama Materyalleri ve Yoğunlukları

Zırhlama materyali	Yoğunluk (kg.m <sup>-3</sup> )	Yorum
Beton	2350	Mineral içeriğine göre değişir
Baritli beton	3400-3500	Yoğun beton için çok yaygın kullanılır fakat maliyeti fazla.
Demir cevheri(Ferrosilikonlu)	4000-5400	Yoğunluk aralığı kum cevher karışımı oranlarına bağlı
Ledite	3844 ve 4613	Ön kalıplı yüksek yoğunluklu kilitleme blokları
Kil den tuğlalar	1600	Ek kurşun ya da çelik zırhlama ile 500
Rüzgar blokları	1100-1400	kV a kadar kurulumlar için kullanılabilir.
Toprak dolgu	1600	Bunker zemin katta ise yararlı olabilir
Çelik	7900	Normalde var olan tedavi odasına tamamlayıcı koruyucu ya da ek koruma olarak kullanılabilir.
Kurşun (katı)	11340	

### 2.12.1. Sıradan beton

Betonun pek çok avantajı vardır ve genelde en çok kullanılan malzemedir. Akışkan olduğundan dolayı istediğimiz şekli elde edebiliriz. İyi bir x-ışını ve nötron zırhlama maddesidir. Çok yaygın olduğundan maliyeti diğer materyallere göre daha düşüktür. Sıradan betonun öz kütlesi ortalama  $2.35 \text{ g/cm}^3$ 'tür.  $\text{Cm}^3$ 'ünde  $0.8 \times 10^{22}$  -  $2.4 \times 10^{22}$  hidrojen atomu bulunur (1,2).

### 2.12.2. Ağır beton

Ağır beton radyoterapi odalarının zırhlanmasında sık kullanılan malzemedir. Öz kütlesi  $2.35 \text{ g/cm}^3$ 'ten büyük olan betonlar ağır beton olarak kabul edilir. Kullanım yerine göre içine öz kütlesi daha yoğun maddeler konularak öz kütlesi artırılabilir ya da azaltılabilir.

Konulan maddeler genellikle demir cevherleri, hematit ve ilmenit, baryum mineralleridir. Demir cevherleri kullanıldığında öz kütle  $5.2 \text{ g/cm}^3$ , baryum mineralleri kullanıldığında öz kütle  $4.4 \text{ g/cm}^3$  civarında olur. Ağır betonun dezavantajı pahalı olması ve kullanım zorluğudur. Avantajı ise daha ince primer duvarlar elde etme imkânı sağlamasıdır. Bu yüzden bazı yerlerde primer duvar malzemesi olarak ağır beton, sekonder duvar malzemesi olarak normal beton kullanılır (1,2).

### **2.12.3. Kurşun**

Kurşunun yoğunluğu oldukça fazladır( $11 \text{ g/cm}^3$ ). Çok iyi bir gama ve x-ışını zırhlama malzemesidir. Tuğla, yaprak ve levha gibi değişik formları bulunmaktadır. Kurşun yumuşak olduğu için tek başına kullanılmaz. Esnek çarpışma yardımı ile hızlı nötronların enerjisini düşürür. 5 MVX'in altındaki nötronlar için esnek çarpışma keskin bir şekilde düşmektedir. Kurşun, zehir içerdiğinden beton ya da alçı ile kaplanması gerekir (1,2).

### **2.12.4. Çelik**

Çelik, betona göre daha maliyetlidir ancak kurşun gibi toksik değildir. Öz kütlesi  $7.8 \text{ g/cm}^3$ 'tür. X ve gama ışınlarına karşı koruma bakımından kurşundan daha az, betondan daha çok etkilidir. Nötronların enerjisini inelastik çarpışmayla azaltır. Çelik iyi bir zırhlama malzemesidir. Kurşuna göre daha az maliyetlidir (1,2)

### **2.12.5. Polietilen ve parafin**

Bu iki malzeme birbirine benzediğinden birlikte değerlendirilir. İkisi de %14.3 hidrojen içerir. Parafin polietilenden biraz daha ucuzdur fakat öz kütlesi daha düşük ve yanıcı bir madde olduğundan bariyer yapımında pek tercih edilmez. Nötron zırhlaması bakımından polietilen en iyi malzemedir. Hem saf halde bulunur hem de boronla değişik oranlarda zenginleştirilmiş hallerde bulunabilir. Boronla zenginleştirilmesinin sebebi nötron yakalama olayını arttırmaktır. Bu yüzden özellikle kapı zırhlamalarında tercih edilir. İmal edilmesi kolay olan standart Borated Polyethylene (BPE)'ler ağırlıkça % 5 bor içerir (1,2).

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

**3.1 Araştırmanın Tipi:** Çalışmada teorik hesaplama ve ölçümlerle karşılaştırma yapılmıştır.

**3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı:** Çalışma, Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde 07/09/2015 – 01/04/2016 tarihleri arasında yapılmıştır.

**3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi:** Çalışma, Lineer Hızlandırıcı cihazların bulunduğu odaların zırhlama hesaplamaları üzerine yapıldığından gönüllü veya örnekleme ihtiyaç duyulmamıştır.

#### **3.4. Çalışma Materyali**

Çalışmanın materyalini Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisinde bulunan Varian Trubeam-STx ve Siemens Primus Lineer hızlandırıcı cihazlar oluşturmaktadır. Bu cihazların bulunduğu odaların zırhlaması ile ilgili hesaplamalar için IAEA-47 no'lu Rapor ve NCRP-151 no'lu Raporlar kullanılmıştır. Ölçüm için Geiger-Müller Dedektörü kullanılmıştır.

##### **3.4.1. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı**

Çalışmada, zırhlama hesaplama yöntemlerinin karşılaştırılması amacıyla ölçüm alınan odalardan biri Siemens Primus marka lineer hızlandırıcının odasıdır. Bu cihaz 6 MV ve 18 MV enerjilerde X ışını, 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV enerjilerde elektron demetleri üretebilmektedir. Primus cihazında 29 çift MLC (Çok yapraklı kolimatörler) bulunmaktadır ve bu MLC'ler ile koruma bloğu olmadan alan oluşturulabilmektedir. Ölçümlerde MLC'ler kullanılmadan, maksimum ışık alanı olan 40x40 cm'lik açık alan kullanılmıştır. Primus cihazı odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının hesaplanabilmesi için ölçümlerde 0°, 90°, 180° ve 270° gantri açılarından yararlanılmıştır.

##### **3.4.2. Varian TrueBeam STx Lineer Hızlandırıcı**

Varian Truebeam STx lineer hızlandırıcı tedavi cihazı 3 boyutlu konformal radyoterapinin yanı sıra görüntü eşliğinde radyoterapi (IGRT), stereotaktik radyocerrahi, stereotaktik beden radyoterapisi (SRS/SBRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) gibi tüm

gelişmiş radyoterapi tekniklerini sağlayabilmektedir. 6 MV, 10 MV ve 15 MV enerjilerde X-ışını ve 6,9,12,15,18 ve 21 MeV enerjilerde elektron demetleri üretebilmektedir. Ayrıca; 6 MV FFF (Flattening Filter Free) enerjide 1400 MU/dk maksimum doz hızı, 10 MV FFF enerjide ise 2400 MU/dk maksimum doz hızına sahip X-ışını foton demeti sağlayabilir özelliktedir. Cihazda bulunan, 28 tanesi 5 mm kalınlık ve 32 tanesi 2,5 mm kalınlığa sahip olan çok yapraklı kolimatörlerin (MLC) sayısı 120'dir. Maksimum alan boyutu ise; 22x20 cm'dir.

Çalışmada Truebeam STx tedavi cihazı odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının belirlenebilmesi için gerekli ölçümler maksimum alan boyutu ve 15 MV'lik X-ışını kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

### **3.4.3. Geiger-müller dedektörü**

Geiger-müller dedektörü, iyonlaştırıcı radyasyon ölçümünde kullanılan bir çeşit gazlı dedektördür. Az iyonlaşma meydana getiren yüklü parçacıkların ölçümünde ve düşük enerjili x ve gama ışınlarının ölçümünde kullanılırlar. Geiger-müller dedektöründe parçacık enerjisinin ölçülmesi ve parçacık cinslerinin birbirinden ayrılması söz konusu değildir. Geiger-müller sayaçları 900-1300 V'luk çalışma aralığında etkindir.

Çalışmadaki ölçümlerde, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi'nde (TAEK ÇNAEM) Ocak 2016'da kalibrasyonu yapılmış ve kalibrasyon tarihi geçerliliği 2 sene olan NEB-211 marka dedektör kullanılmıştır. Bu dedektörün gama ve x ışınları için enerji ölçüm aralığı 45 keV- 1.3 MVX aralığındadır. Ölçebildiği doz aralığı ise; 0.1 mikroR- 1.99 R'dır.

### **3.4.4. Lazermetre**

Çalışmada ölçüm aralığı 0.5m ile 18m olan lazermetre kullanılmıştır. Gerekli olan mesafeleri hızlı ve kolay bir şekilde ölçmek amaçlanmıştır. Doğruluğu +/-0,5% aralığındadır.

## **3.5. Araştırmanın Değişkenleri**

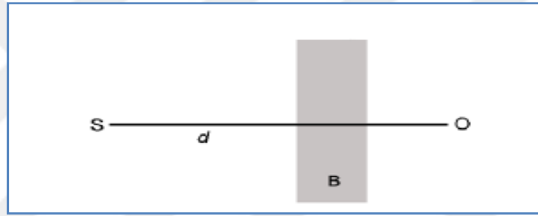
Araştırmanın bağımlı değişkenleri; cihazın bulunduğu odanın primer ve sekonder duvarlarıdır. Duvar kalınlıkları belirlenen enerjiye ve iş yüküne göre değişmektedir. Bağımsız değişkenler iş yükü ve enerjidir.

### 3.6. Veri Toplama Araçları

Çalışmada kontrolü yapılacak primer ve sekonder duvarların kalınlıklarının hesaplamaları ve nötronlar için Lineer Hızlandırıcı cihazların bulunduğu odaların zırhlamaları için referans kabul edilen IAEA-47 no'lu güvenlik raporu ile NCRP-151 no'lu raporda önerilen formüller kullanılmıştır.

#### 3.6.1. NCRP-151 Raporuna Göre Hesaplama Yöntemleri

Radyasyon bariyerleri için zırhlama tasarımı yürürlükte olan yasal doz limitlerine bağlıdır. Şekil.1'de basit olarak zırhlama görülmektedir. S kaynağındaki radyasyonun B bariyeri arkasında ve d (m) mesafesi kadar uzaklıkta bulunan o noktasında oluşturduğu etki ile zırhlama tasarımı sonrasındaki durum eşit olmalıdır. Zırhlama yapılırken ALARA ilkesine uygun bir şekilde hareket edilmelidir.



Şekil.1:Basit zırhlama şeması

Primer ve sekonder olmak üzere iki çeşit bariyer bulunmaktadır. NCRP-151 nolu rapora göre bu bariyerler aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

##### 3.6.1.1. Primer Bariyerler

Temel amaç primer ışın demetlerinden kaynaklanan radyasyon etkisini azaltmaktır. Uygun bir bariyerin eşdeğer doz değerinin zırhlama tasarım hedefini (P) aşmaması gerekmektedir. Primer bariyer için geçiş faktörü olan  $B_{pri}$  denklem (6)' da verilmiştir.

$$B_{pri} = \frac{P \cdot d_{pri}^2}{WUT} \quad (6)$$

P= Zırhlama tasarım hedefi, eşdeğer doz olarak belirlenir (Sv/hafta).

$d_{pri}$  = radyasyon kaynağı ile ölçüm yapılan nokta arasındaki mesafe (metre)

W= Kaynaktan 1m uzaklıkta absorbe edilen dozun haftalık değeri, iş yükü (Gy/hafta)

U= Kullanım faktörü

T= Meşguliyet faktörü

Bariyer kalınlıklarının hesabı yapılırken, kullanılan enerjiye ve zırhlama materyaline göre TVL(onda bir kalınlık değeri) değerleri dikkate alınır. Gerekli olan TVL sayısı denklem (7)'de verilmektedir.

$$n = -\log(B_{pri}) \quad (7)$$

TVL sayısı belirlendikten sonra bariyer kalınlığı aşağıdaki gibi hesaplanabilir.

$$t_{bariyer} = TVL_1 + (n - 1)TVL_e \quad (8)$$

Primer bariyerlerde kullanılan materyal beton (sıradan veya ağır beton olabilir, yoğunlukları ile ilgili bilgi Tablo.5 de verilmiştir) ise, betonda yüksek oranda hidrojen bulunması ve hidrojenin nötronu soğurması sebebiyle bariyerin foto-nötronları ve nötronlardan dolayı oluşan gama ışınlarını durdurduğu kabul edilerek ek bariyere gerek olmadığı düşünülmüştür.

Bariyer kalınlığı hesabı yapılırken radyasyonun bariyere 90 derecelik açı ile geldiği kabul edilir. Farklı açılarda gereken bariyer kalınlığı daha az olacaktır. Bu durumda bariyer kalınlığının radyasyonun geliş açısına, kullanılan materyale, zırhlama tasarım hedefine ve radyasyonun enerjisine bağlı olduğu söylenebilir.

### 3.6.1.2. Sekonder Bariyerler

Sekonder bariyerler lineer hızlandırıcı cihazın bulunduğu oda dışındaki bireyleri; sızıntı radyasyondan, hastadan saçılan radyasyondan, duvardan saçılan radyasyondan ve 10 MVX'den yüksek enerjili fotonlar için oluşan foto-nötron ve nötronlardan dolayı oluşan gama ışınlarından yeterince koruyabilecek şekilde tasarlanmalıdır.

Sızıntı radyasyon ve saçılan radyasyon birbirlerinden farklı enerjilerde olduğu için sekonder bariyerlerin duvar kalınlığı hesabı ayrı ayrı yapılmalıdır. Hastadan saçılan radyasyon için geçiş faktörü ( $B_{ps}$ ) denklem (9) da, şematik olarak Şekil 2' verilmiştir.

$$B_{ps} = \frac{P}{\alpha WT} d_{sca}^2 d_{sec}^2 \frac{400}{F} \quad (9)$$

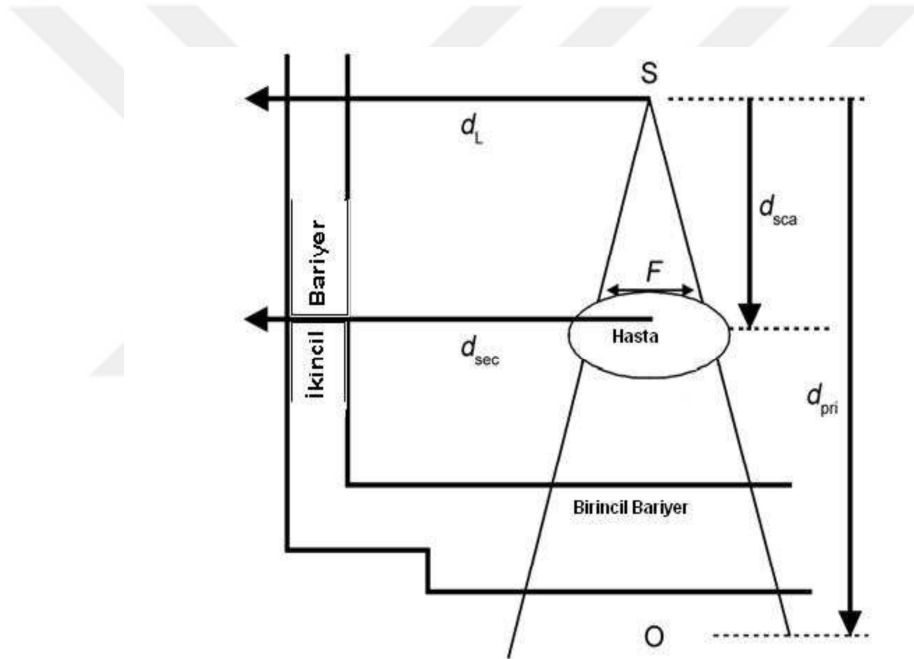
$d_{sca}$  = Hasta ile kaynak arasındaki mesafe (m)

$d_{sec}$  = Hasta ile korunacak bölge arasındaki mesafe (m)

$\alpha$  = Saçılma katsayısı, hastadan belirli bir açıyla saçılan primer radyasyonun soğrulma katsayısı (2)

$F$  = 1m uzaklıkta bulunan hastanın alan genişliği ( $\text{cm}^2$ )

Ve 400 değeri de 20x20 cm'lik alana normalize edildiğini belirtir.



Şekil.2:Hastadan saçılan ( $d_{sca}, d_{sec}$ ) ve sızıntı radyasyonun( $d_L$ ) mesafelerinin şematik görünümü

Sızıntı radyasyon için geçiş faktörü denklem (10)' da verilmiştir.

$$B_L = \frac{P d_L^2}{10^{-3} WT} \quad (10)$$

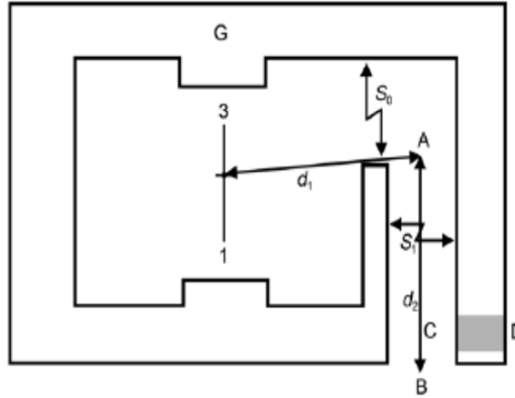
Denklemden kullanılan  $10^{-3}$  sabiti; cihazdan çıkan faydalı radyasyonun %1'inin sızıntı radyasyon olarak kabul edilmesi sebebiyle kullanılmıştır.

### 3.6.1.3. Kapılar ve Labirentler

Lineer hızlandırıcı cihazların odasına girişlerde ikincil bariyer olan bir labirent mevcuttur. Bu labirentin amacı saçılan radyasyonun kapıya ulaşmasını engellemek ya da en aza indirmektir. Böylelikle daha ince kapı yapılarak kullanım kolaylığı sağlanabilir. Saçılan radyasyonun akısı ve çeşidinden dolayı 10 MVX yada daha düşük enerjili cihazlar ve 10 MVX den yüksek enerjili cihazlar için iki ayrı labirent tasarımı söz konusudur. Çalışmada yüksek enerjili cihazlarla ilgileneceğimiz için düşük enerjili cihazlarla ilgili durum incelenmeyecektir.

### 3.6.1.4. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcılar

Yüksek enerjili lineer hızlandırıcı cihazların bulunduğu odalarda Şekil.3'de de belirtildiği gibi A-B arası mesafe 2,5 m den büyük olduğunda nötron kaynaklı gamma ışınların saçılan fotonlara göre etkileri daha büyüktür. Bundan dolayı bu odaların zırhlaması yapılırken kapı daha uygun materyal kullanılarak yapılmalıdır. Böylece foto-nötronlar ve nötron kaynaklı gama ışınlarını daha iyi önlemek mümkün olacaktır.



Şekil.3:Nötron kaynaklı gama ışınları ve nötronların labirent kapısının dışında oluşturduğu eşdeğer doz hesabı için oda düzeni

### 3.6.1.5. Labirent kapısında foton doz-eşdeğeri hesabı

Nötron kaynaklı gama ışınlarının eşdeğer doz hesaplamaları için birkaç yöntem bulunmaktadır. McGinley tarafından bulunan (1995) yöntemin denklemi aşağıdaki gibidir.

$$h_{\varphi} = K\varphi_A 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \quad (11)$$

K= Şekil 3'te belirtilen A noktasındaki nötron kaynaklı gama ışını eşdeğer dozunun(Sievert) toplam nötron akısına oranı (22 lineer hızlandırıcı için ölçülen ortalama birim  $m^2$ deki nötron akısı için  $K=6,9 \times 10^{-16}$ )

$\varphi_A$ = İzomerkezdeki x-ışınlarının A bölgesinde birim absorbe doz(gray) için toplam nötron akısı ( $1/m^2$ )

$d_2$ = Belirlenen A noktası ile kapı arasındaki mesafe (metre)

TVD= Onda bir değer mesafesi. (18 MVX ile 25 MVX arası x-ışınları için yaklaşık 5,4m ve 15 MVX x-ışını için yaklaşık 3,9 m dir.)

İzomerkezdeki x-ışınları için birim absorbe doz başına labirent girişindeki toplam nötron akısı denklem (12) ile verilmiştir.

$$\varphi_A = \frac{\beta Q_n}{4\pi d_1^2} + \frac{5,4 \cdot \beta Q_n}{2\pi S_r} + \frac{1,3 \cdot Q_n}{2\pi S_r} \quad (12)$$

Denklemden bulunan 3 terim sırasıyla direk, saçılan ve termal nötron bileşenlerini göstermektedir.

$\beta$ = lineer hızlandırıcı cihazın kafasındaki zırhtan kaynaklanan nötronlar için geçiş faktörü (kurşun=1, tungsten=0,85)

$d_1$ =belirlenen A noktası ile izomerkez arasındaki mesafe (m)

$Q_n$ = lineer hızlandırıcı cihazın kafasından yayılan nötronların izomerkezdeki absorbe doza oranının nötron kaynak gücü (1)

$S_r$ = lineer hızlandırıcı cihazın bulunduğu odanın bütün duvarlarının alanları toplamı (toplam yüzey alanı) ( $m^2$ )

Denklemden  $1/2\pi$  katsayısı labirentteki nötronların katsayısıdır. Nötron kaynak gücü ( $Q_n$ ) cihaza ve enerjiye bağlı olarak farklılıklar göstermektedir (bazı cihaz ve enerjiler için değeri kaynak (1)de verilmiştir).

Nötron kaynaklı gama ışınlarının kapıdaki haftalık doz eşdeğeri ( $H_{cg}$ )(Sievert/hafta) sızıntı radyasyonun iş yükü değeri( $W_L$ ) ile  $h_\varphi$  nin çarpımına eşittir.

$$H_{cg} = W_L h_\varphi \quad (13)$$

### 3.6.1.6. Labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesabı

10 MVX üzerinde enerjiye sahip lineer hızlandırıcı cihazların bulunduğu odalarda kapı zırhlaması yapılırken fotonlara ek olarak nötronlar için de zırhlama yapılmalıdır. Kapıda oluşan nötron doz eşdeğeri kolimatör hareketinden etkilenmez bunun sebebi nötronların büyük bir kısmının kolimatörün içinde oluşmasıdır (Mao 1997, Kase 1998)(8,9). Meydana gelen nötronlar gantrinin açısına ve konumuna bağlı olarak değişir

Kersey's metodu;

Labirent girişinde nötron akısını ilk değerlendirenlerden biri Kersey'dir (1979)(10). Kersey'in formülüne göre nötron doz eşdeğeri ( $H_{n,D}$ ) denklem (14)'de verilmiştir(10).

$$H_{n,D} = (H_0) \left(\frac{S_0}{S_1}\right) \left(\frac{d_0}{d_1}\right)^2 10^{-\left(\frac{d_2}{5}\right)} \quad (14)$$

$H_0$ = $d_0$  noktasındaki toplam doz eşdeğeri (1).

$S_0/S_1$  = labirentin iç yüzey alanı ile giriş yüzey alanları oranı

$d_1$ =belirlenen A noktası ile izomerkez arasındaki mesafe

$d_2$ =belirlenen A noktası ile kapı arasındaki mesafe

Kersey'in tekniği 1991 de McGinley ve Butker tarafından geliştirilmiştir(11)

Geliştirilmiş Kersey Metodu;

Yapılan çalışmalar sonucunda labirentte oluşan nötron doz eşdeğeri için daha iyi bir denklem bulunmuştur. İzomerkezde absorbe olan birim x-ışınları için nötron doz eşdeğeri (Sv/Gy)  $d_2$  mesafesinin bir fonksiyonu olarak iki ayrı üstel fonksiyonun toplamı olarak çözümlenmiştir.

$$H_{n,D} = 2.4 \times 10^{-15} \varphi_A \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[ 1.64 \times 10^{-\left(\frac{d_2}{1.9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TV D}\right)} \right] \quad (15)$$

$$TVD = 2.06\sqrt{S_1} \quad (16)$$

Nötron cinsinden kapıdaki haftalık eşdeğer doz ( $H_n$ )(sievert/hafta) denklem (17)'de verilmiştir.

$$H_n = W_L H_{n,D} \quad (17)$$

Burada  $W_L$  haftalık sızıntı radyasyonun iş yüküdür.

Labirent kapısındaki oluşan haftalık eşdeğer doz; sızıntı ve saçılmadan, nötron kaynaklı gama ışınlarından ve nötronlardan oluşan bileşenlerin toplamına eşittir.

$$H_W = H_{Tot} + H_{cg} + H_n \quad (18)$$

10 MVX enerjinin üzerinde cihazların kullanıldığı odaların labirentlerinde  $H_{Tot}$ ;  $H_{cg}$  ile  $H_n$  toplamından çok küçük olduğu için ihmal edilebilir (1,12).

### 3.6.2. IAEA SRS-47 Raporuna Göre Hesaplama Yöntemleri

Doz sınırlarının sağlandığı gerekli bariyer kalınlığını elde etmek için, tedavi ünitesinin çalıştığı doz hızını ve iş yükünü bilmek gerekir. Gerekli bariyer kalınlıkları doz limitlerine ve aynı zamanda anlık doz hızına bağlıdır. Bu değerler ilgili her noktada (tüm primer ve sekonder bariyerler ve giriş dışında) 'Instantaneous dose rate' (IDR)'yi belirlemek için yararlıdır.

#### 3.6.2.1. Primer bariyerler

Haftalık doz hızı;

İstenilen doz sınırı için gerekli bariyer azaltma faktörü B kontrollü kontrolsüz alanlara göre belirlenir. Bariyer için gerekli zayıflatma B;

$$B = \frac{P(d+SAD)^2}{WUT} \quad (19)$$

P= Zırhlama tasarım hedefi, eşdeğer doz olarak belirlenir (Sv/hafta)

d= izomerkez ile bariyer arasındaki mesafe (metre)

SAD= izomerkez mesafesi (m)

W= Kaynaktan 1m uzaklıkta absorbe edilen dozun haftalık değeri, iş yükü (Gy/hafta)

U= Kullanım faktörü

T= Meşguliyet faktörü

Gerekli beton kalınlığı zayıflatma grafiklerinden veya TVLs kullanımı ile belirlenebilir. TVLs bu zayıflatma ifadesini elde etmek için gereklidir ve;

$$TVLs \text{ sayısı} = \log\left(\frac{1}{B}\right) \quad (20)$$

Enerjiye ve menzile bağlı olarak beton için TVLs değeri IAEA-47 nolu raporunda verilmiştir.

Anlık doz hızı;

Gerekli bariyer kalınlığı için geçiş faktörü;

$$B_{IDR} = \frac{P_{IDR}(d+SAD)^2}{DR_0} \quad (21)$$

$P_{IDR}$ = anlık tasarım doz limiti Sv/saat

$DR_0$ = izomerkezdeki doz hızı (1m) Gy/saat

Beton için TVLs sayısı daha önceki işlemlerdeki gibi bulunacaktır.

Primer bariyerler için gerekli duvar kalınlıkları sekonder bariyerlere göre daha fazla olacaktır. Bunun için sekonder bariyerler için farklı hesaplamalar yapılacaktır.

### 3.6.2.2. Sekonder bariyerler

Sekonder bariyerler primer radyasyon dışında kalan bölgelerdir. Tedavi cihazının kafasındaki sızıntı, hastadan saçılan radyasyon ve tedavi odasının duvarlarından saçılan radyasyondan korunmak için uygun zırhlama yapılması gereklidir.

Çalışmada saçılan radyasyonun maksimum seviyede olduğu hastadan saçılan radyasyonu ele alarak sekonder bariyerler belirlenecektir.

Saçılan radyasyon;

Hastadan saçılan radyasyonun bulunduğu durumlar için bariyer geçiş faktörü şu şekilde verilmiştir;

$$B_p = \frac{P d_{sca}^2 d_{sec}^2}{\alpha W T \left( \frac{F}{400} \right)} \quad (22)$$

$d_{sca}$  = Hasta ile kaynak arasındaki mesafe (m)

$d_{sec}$  = Hasta ile korunacak bölge arasındaki mesafe (m)

$\alpha$  = Saçılma katsayısı, hastadan belirli bir açıyla saçılan primer radyasyonun soğrulma katsayısı (2)

F = 1m uzaklıkta bulunan hastanın alan genişliği (cm<sup>2</sup>)

Hastadan veya fantomdan saçılan radyasyon genellikle 0,1 m<sup>2</sup> alana gelen radyasyonun % 0.1'inden daha az olduğu görülmüştür. Saçılma açısı büyük olduğunda saçılan radyasyonun enerjisi düşebilir. Sızıntı radyasyon için yapılacak olan zırhlama hastadan saçılan radyasyon içinde yeterli olmalıdır. Saçılma açısı küçük olduğunda hastadan saçılan radyasyon ihmal edilmemelidir.

### 3.6.2.3. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcıların odalarındaki nötronlar

10 MVX in üzerindeki enerjiye sahip lineer hızlandırıcılarda nötron üretimi önem kazanmaktadır. Fotonlar; kolimatör, hedef materyal, düzleştirici filtre ya da diğer materyallerle etkileştiğinde foto-nötronlar oluşturmaktadır. Lineer hızlandırıcıların başındaki kurşun, tungsten ve diğer yüksek atom numaralı materyaller foton zırhlaması için oldukça önemlidir fakat nötronlar için yeterli değildir.

Odadaki herhangi bir noktadaki nötron akısı; direk nötronlar  $\varphi_d$ , saçılan nötronlar  $\varphi_{sc}$ , ve termal nötronlar  $\varphi_{th}$  dan oluşmaktadır.

Direk nötronlardan oluşan kısım;

$$\varphi_d = \frac{Q_N}{4\pi d^2} \quad (23)$$

d= belirlenen nokta ile kaynak arasındaki mesafe

$Q_N$ = lineer hızlandırıcı cihazın kafasından yayılan nötronların izomerkezdeki absorbe doza oranının nötron kaynak gücü (kurşun ile eşit tungsten de ise 0,85.Q )

Saçılan nötron akısı;

$$\varphi_{sc} = \frac{5.4Q_N}{S} \quad (24)$$

S= tedavi odasının yüzey alanı

Lineer hızlandırıcı cihazın bulunduğu odadaki nötron akısını McCall (13) şu şekilde ifade etmiştir;

$$\varphi_{th} = \frac{1.26Q_N}{S} \quad (25)$$

Bütün bu bileşenler toplandığında izomerkeze d mesafesi kadar uzaklıkta belirlenen bir noktadaki toplam nötron akısı;

$$\varphi = \varphi_d + \varphi_{sc} + \varphi_{th} \quad (26)$$

10-25 MVX enerjiye sahip lineer hızlandırıcılar için nötron kaynağı IAEA-47 nolu raporda verilmiştir.

Nötron akısı, nötron doz eş değeri (rem) ile belirtilir fakat dönüşüm faktörü nötron enerjisine bağlıdır. McCall ve arkadaşları ortalama nötron enerjisini belirlemek için 'cookbook method' yöntemini öne sürmüşlerdir (14).

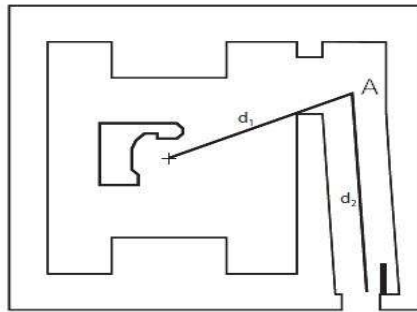
Eşdeğer doz nötron akısı ve dönüşüm faktörleri kullanılarak elde edilebilir. A metodu ortalama nötron enerjisini belirlemek için bir yöntemdir(15). Bununla birlikte 10-25MVX aralığında enerjiye sahip lineer hızlandırıcılar için cihazın kafasından direkt olarak çıkan nötronlar 1MeV'in üzerinde olamaz ve nötronların ortalama enerjisi yaklaşık 0.24MeV'dir (15). Açıklanan yönteme göre termal nötron hariç ortalama nötron enerjisi yaklaşık 0.34MeV'dir (15).

Hidrojen içeriği fazla olan materyaller nötronları verimli bir şekilde zayıflatabilir. Beton göreceli olarak yüksek hidrojen içeriğine sahiptir. Betonda 0.34MeV enerjili foto-nötronlar arasında TVL yaklaşık 210 mm'dir. Bu değer x-ışınları için geçerli olan TVL(400-500mm) değerinin yaklaşık yarısıdır. Bu nedenle zırhlama fotonlar için yeterli ise nötronlar için de yeterli olacaktır.

#### 3.6.2.4. Labirent girişinde nötron kaynaklı gama ışınları ve nötron dozları

Tipik bir lineer hızlandırıcı cihaz odası için çok ağır kapılar kullanmak gerekmez labirent kullanarak girişteki dozu azaltmak mümkündür. Bu durum özellikle 10MVX üzerinde enerjiye sahip lineer hızlandırıcılar için çok önemlidir. Çünkü saçılan nötronlar ve nötron kaynaklı gama ışınları labirent duvarları ve kapısıyla etkileşime girer. Labirent girişindeki doz üç temel bileşenin değerlendirilmesiyle elde edilebilir. Bunlar saçılan ve sızıntı foton dozları, nötron kaynaklı gama ışınlarının oluşturduğu doz ve nötron dozlarıdır.

McGinley (16) tipik bir lineer hızlandırıcı oda için nötron kaynaklı gama ve nötron dozlarını tahmin edebilmek için bir metod oluşturmuştur (Şekil.4).



Şekil.4:Nötron kaynaklı gama dozlarını belirlemek için kullanılan mesafeleri gösteren tipik bir lineer hızlandırıcı odası ve labirent

### 3.6.2.5. Labirent girişinde nötron kaynaklı gama ışınları doz eşdeğeri

Labirentteki nötron kaynaklı gama dozu  $D_\varphi$ ; labirent uzunluğuna  $d_2$  ve labirent içindeki A noktasındaki toplam nötron akısına  $\varphi_A$  bağlıdır.

Toplam nötron akısı; direkt nötronlar, saçılan nötronlar ve termal nötronların birleşmesiyle meydana gelmektedir.

$$\varphi_A = \frac{Q_N}{4\pi d_1^2} + \frac{5,4Q_N}{2\pi S} + \frac{1,26Q_N}{2\pi S} \quad (27)$$

$\varphi_A$  = İzomerkezdeki x-ışınlarının A bölgesinde birim absorbe doz (gray) için toplam nötron akısı ( $1/m^2$ )

$Q_N$  = Nötron kaynak gücü (2)

$d_1$  = Belirlenen A noktası ile izomerkez arasındaki mesafe

$S$  = Tedavi odasının yüzey alanı

$1/2\pi$  kesri oda yüzeyinin yalnızca bir kısmının A noktasındaki nötron akısına katkıda bulunduğunu açıklamak için gereklidir (14).

Toplam nötron akısı  $\varphi_A$  belirlendikten sonra nötron kaynaklı gama dozu şu şekilde ifade edilebilir;

$$D_\varphi = 5.7 \times 10^{-16} \times \varphi_A \times 10^{-\frac{d_2}{6.2}} \quad (28)$$

Nötron kaynaklı gama dozunun haftalık doz eşdeğeri ise iş yükü ile  $D_\varphi$  çarpımından elde edilebilir. Birimi Sv/hafta dır.

$$D_c = W \times D_\varphi \quad (29)$$

$W$  = haftalık iş yükü ( $Gy.m^2$ )

### 3.6.2.6. Labirent girişindeki nötron doz eşdeğeri

Labirent girişinde nötron doz eşdeğeri hesabı genellikle 10 MVX üzeri enerjiye sahip lineer hızlandırıcı cihazlar için yapılmaktadır. Labirent içerisinde herhangi bir noktadaki nötron dozu birçok faktöre bağlıdır. Belirlenen nokta ile izomerkez arasındaki mesafe  $d_1$ , tedavi odasının yüzey alanı  $S$ , iç labirent girişindeki kesit alanı  $A_r$  ve labirentin kesit alanı  $S_1$  bu faktörlerdir. Ayrıca bu, enerji, gantri açısı ve alan büyüklüğünün bir fonksiyonudur.

Labirentteki A noktasında nötron akısı denklemi  $d_1$ ,  $S$  ve  $Q_N$ 'e bağlı bir fonksiyondur. Bu noktadaki nötron akısını azaltmak için daha büyük bir  $d_1$  uzunluğu, daha küçük bir  $A_r$  değeri oda tasarımında tercih edilebilir. Ayrıca daha büyük bir tedavi odası A noktasındaki nötron dozunu düşürecektir.

McGinley ve Butker (11), çoğu yüksek enerjili hızlandırıcı odalarında labirent girişindeki nötron doz eşdeğerini ölçmüşlerdir ve buldukları sonuçları Kersey (10) tarafından bulunan metod ile karşılaştırmışlardır. Karşılaştırma sonucunda Kersey'in metodunun genel olarak daha yüksek doz değeri verdiğini bulmuşlardır. Kersey'in labirent girişindeki nötron doz eşdeğerini verecek formül şu şekildedir.

$$D_n = H_1 \times 10^{-3} \times (A_r/S_1) \times (1/d_1)^2 \times 10^{-d_2/5} \quad (30)$$

$D_n$  = labirent girişindeki nötron doz eşdeğeri (Sv)

$H_1$  = X-ışını kaynağından 1m uzaklıktaki nötron doz eşdeğeri (mSv) (2)

$A_r$  = iç labirent girişindeki kesit alanı ( $m^2$ )

$S_r$  = labirentin kesit alanı ( $m^2$ )

$d_1$  = labirent içindeki A noktasıyla izomerkez arasındaki mesafe (m)

$d_2$  = labirent içindeki A noktası ile dış labirent girişi arasındaki mesafe (m)

Şekil.4'de gösterilen şemaya benzer hızlandırıcı odalarında nötron eşdeğer dozunu elde etmek için Wu ve McGinley (17) tarafından alternatif bir metod geliştirilmiştir. Buna göre nötron doz eşdeğeri labirent boyunca, labirentin kesit alanının karekökü ile orantılı olan onuncu değer genişliği ile azalmaktadır.

$$T_N = 2.06 \times \sqrt{S_1} \quad (31)$$

$T_N$  = onuncu değer genişliği (m)

$S_1$  = labirentin kesit alanı ( $m^2$ )

Wu ve McGinley (17) buna ek olarak labirent boyunca herhangi bir noktadaki nötron doz eşdeğerini şu formülle ifade etmişlerdir.

$$D_n = 2.4 \times 10^{-15} \times \varphi_A \times \sqrt{\frac{A_r}{S_1}} \times \left[ 1.64 \times 10^{-\left(\frac{d_2}{1.9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{T_N}\right)} \right] \quad (32)$$

$D_n$  = labirent girişindeki nötron doz eşdeğeri (Sv)

$\varphi_A$  = nötron akısı

Daha büyük tedavi odalarında veya daha geniş ve uzun labirente sahip odalarda denklem (32) daha isabetli sonuçlar verir. Haftalık nötron dozu hesabı aşağıdaki denklemlerle elde edilmektedir.

$$D_E = W \times D_N \quad (33)$$

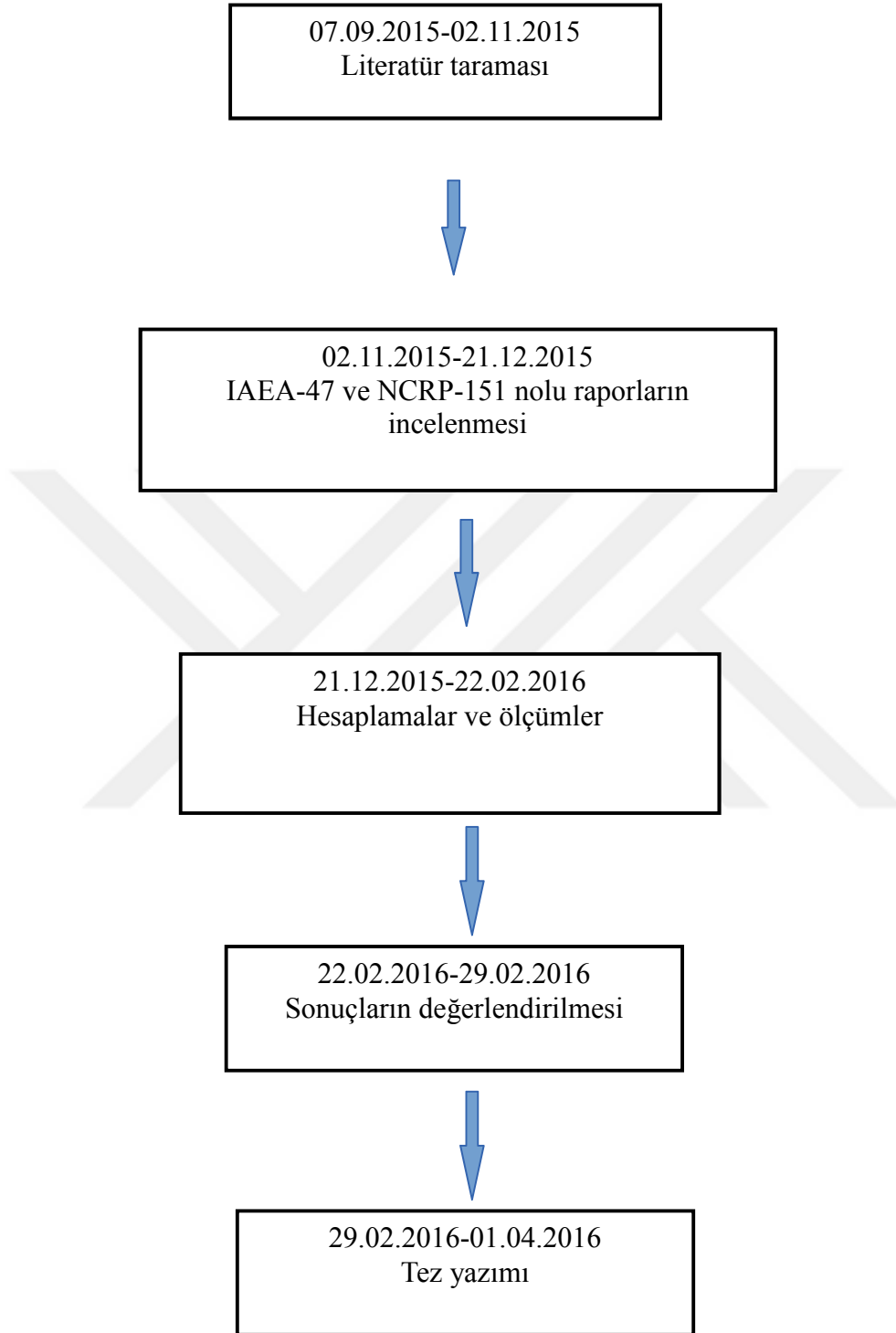
$D_E$  = haftalık nötron doz eşdeğeri (Sv/hafta)

$W$  = haftalık iş yükü ( $Gy.m^2$ )

Dış labirent girişindeki haftalık toplam doz  $D_W$  bütün bileşenlerin toplamıyla elde edilir (2).

$$D_W = D_d + D_c + D_E \quad (34)$$

### 3.7. Araştırma Planı ve Takvimi



### 3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Bu çalışmada NCRP-151 ve IAEA-47 no'lu raporlara göre yapılan teorik hesaplamalar ile Lineer Hızlandırıcı cihazların odalarında yapılan ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır.

### **3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları**

Benzer çalışmaların literatürde son derece az olması sebebiyle bir üstünlük sağlanmaktadır. Çalışmada nötron ölçümlerini yapabilmek için gerekli olan nötron dedektörü bulunamadığı için nötron ölçümleri yapılamamıştır. Bu yüzden nötronlarla ilgili olarak sadece teorik hesaplama yapılmıştır.

### **3.10. Etik Kurul Onayı**

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 14.01.2016 tarih ve 2016/02-23 karar no.'lu toplantısında “Radyoterapide Yüksek Enerjili Foton ve Nötron Işınları için Zırlama Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması” isimli araştırmanın onayı alınmıştır.

## **4. BULGULAR**

### **4.1. Primus-1 cihazının odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan hesaplamalar**

Primer ve sekonder duvarlar için hesaplamaları yaparken zırlama tasarım hedefi (P) oldukça önemli bir faktördür. P değerini belirlerken yasal doz sınırları göz önüne alınır. Kontrollü alanlar için bu sınır 0.0004 Sv/hafta iken kontrolsüz alanlar için 0.00002 Sv/hafta olarak belirlenmiştir. Bir diğer önemli faktör kullanım faktörü (U)'dür. U değeri ise primer duvarlar için 0.25 sekonder duvarlar için ise 1 olarak kabul edilmiştir. Meşguliyet faktörü (T), bariyerin arkasındaki yerin kullanım sıklığı ile ilgili bir faktördür. Bunun için tavsiye edilen değerler Tablo.4 de verilmiştir.

Hesaplamalardaki iş yükü, W=400 kabul edilmiştir. Sekonder duvarlar için geçiş faktörü a=0.000189 olup, alan genişliği F=1600 cm<sup>2</sup> dir.

**Tablo 6.** Primus-1 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının NCRP-151 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler

Duvar	P(Sv/hf)	W(Gy/hf)	U	T	d <sub>pri</sub>	d <sub>sca</sub>	d <sub>sec</sub>	Bp	TVL sayısı
A(pri)	0.0004	400	0.25	1	3.8	-	-	5.78E-05	4.2
B(sec)	0.0004	400	1	1	-	1	3.25	7.04E-03	2.2
C(pri)	0.00002	400	0.25	0.025	3.85	-	-	1.19E-05	4.9
D(sec)	0.0004	400	1	1	.	1	6	2.40E-02	1.6
E(pri)	0.0004	400	0.25	0,05	4	-	-	6.40E-05	4.2

**Tablo 7.** Primus-1 odasının NCRP-151 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları

Duvar	Hesaplanan duvar kalınlığı (cm)	Mevcut duvar kalınlığı (cm)
A(pri)	185	245
B(sec)	82	155
C(pri)	171	245
D(sec)	59	70
E(pri)	127	260

Hesaplamalar sonucunda Primus-1 cihazı için duvar kalınlıkları belirlenmiş ve bu değerler mevcut duvar kalınlıkları ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda mevcut duvar kalınlıklarının oldukça iyi olduğu gözlemlenmiş, hesaplanan primer ve sekonder duvar kalınlıklarının mevcut duvar kalınlıklarına göre daha iyi olduğu görülmüştür.

**Tablo 8.** Primus-1 odasında yapılan doz ölçümleri

Duvar	Ölçülen Doz ( $\mu\text{R}/\text{sa}$ )	Ölçülen Doz ( $\mu\text{Sv}/\text{hf}$ )	Doz Sınırı ( $\mu\text{Sv}/\text{hf}$ )
A(pri)	1061	346.47	400
B(sec)	850	277.57	400
C(pri)	1554	507.46	400
D(sec)	64	20.90	400
E(pri)	22	7.18	400

Hesaplamaların ardından primer ve sekonder duvarların 0.3 m arkasında ölçümler alınmıştır. Ölçümler yasal doz sınırları göz önüne alınarak incelendiğinde 5 duvarın 4'ünde sınırın aşılmadığı fakat C koduyla belirtilen primer duvarda doz sınırının aşıldığı görülmüştür. Bu duvar binanın tavan kısmında olduğundan ve o bölgede herhangi bir çalışma alanı bulunmadığından herhangi bir risk teşkil etme durumunun olmadığı düşünülmüştür.

**Tablo 9.** Primus-1 odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları

B	$Q_n$ (nötron/Gy)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$S_r$ ( $\text{m}^2$ )	K ( $\text{Sv}\cdot\text{m}^2$ )	TVD (m)	$\phi_A$	$h\phi$	$H_{cg}$ ( $\text{Sv}/\text{hf}$ )
1	8.8E+11	4.1	8.7	198.4	6.9E-16	5.4	8.76E+9	1.44E-7	5.79E-5

Primus-1 cihazı için nötron kaynaklı gama ışınlarının oluşturduğu radyasyon dozu hesaplanırken labirent içinde bir A noktası belirlenmiştir. Bu nokta kapı doğrultusu ile cihaz doğrultusunun kesiştiği noktadır. Bu hesaplama yapılırken cihaz ile bu nokta arasındaki mesafe ( $d_1$ ), kapı ile bu nokta arasındaki mesafe ( $d_2$ ), odanın yüzey alanı ( $S_r$ ) belirlenmiştir. Gerekli hesaplamalar yapıldığında haftalık eşdeğer dozun ( $H_{cg}$ ) 58 mikrosievert olması beklenmektedir.

**Tablo 10.** Primus-1 odası için NCRP-151 raporuna göre labirent kapısında nötron doz eşdeğeri hesaplamaları

$H_0$	$d_0$ (m)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$S_0$	$S_1$	$\Phi_A$	TVD (m)	$H_{n,D}$ (Sv/hf)	$H_n$ (Sv/hf)	$H_{cg}$ (Sv/hf)	$H_w$ (Sv/hf)
0.0016	1.4	4.1	8.8	7.1	8.3	8.76E+9	5.4	2.78E-6	0.0011	5.80E-5	1.17E-3

Labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları yapılırken Kersey metodu kullanılmıştır. Burada  $H_0$ ;  $d_0$  uzaklığındaki toplam nötron doz eşdeğeri (mSv/Gy) olup, belirlenen nokta ile cihaz arasındaki mesafe ( $d_1$ ), kapı ile belirlenen nokta arasındaki mesafe ( $d_2$ ), labirentin içerideki girişinin yüzey alanı ( $S_0$ ), labirentin yüzey alanı ( $S_1$ ) ve 18 MVX enerji için onuncu değer mesafesi (TVD) değerleri kullanılarak kapıdaki haftalık nötron doz eşdeğeri ( $H_n$ ) 1.1 mSv olarak bulunmuştur. Kapıdaki toplam eşdeğer doz ( $H_w$ ) ise 1.17 mSv/hf olarak hesaplanmıştır.

#### 4.2. Primus-1 cihazının odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan hesaplamalar

NCRP-151 nolu rapora göre hesaplamalarda olduğu gibi bu raporda da zırhlama tasarım faktörü(P), kullanım faktörü (U) ve meşguliyet faktörü (T) önemli parametrelerdir.

Hesaplamalardaki iş yükü,  $W=400$  kabul edilmiştir. Sekonder duvarlar için geçiş faktörü  $a=0.000375$  olup, alan genişliği  $F=1600 \text{ cm}^2$  dir.  $SAD=1$

**Tablo 11.** Primus-1 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının IAEA-47 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler

Duvar	P(Sv/hf)	W(Gy/hf)	U	T	$d_{pri}$	$d_{sca}$	$d_{sec}$	Bp	TVL sayısı
A(pri)	0.0004	400	0.25	1	3.8	-	-	9.2E-05	4.0
B(sec)	0.0004	400	1	1	-	1	3.25	7.04E-03	2.2
C(pri)	0.00002	400	0.25	0.25	3.85	-	-	1.88E-05	4.7
D(sec)	0.0004	400	1	1	.	1	6	2.40E-02	1.6
E(pri)	0.0004	400	0.25	1	4	-	-	1.0E-04	4.0

**Tablo 12.** Primus-1 odasının IAEA-47 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları

Duvar	Hesaplanan duvar kalınlığı (cm)	Mevcut duvar kalınlığı (cm)
A(pri)	180	245
B(sec)	96	155
C(pri)	211	245
D(sec)	73	70
E(pri)	178	260

Hesaplamalar sonucunda bulunan değerler mevcut duvar kalınlıklarıyla karşılaştırılmıştır. Mevcut duvar kalınlıkları olması gerekenden daha iyi olarak gözlemlenmiştir, ancak sekonder duvarlardan olan D duvarında mevcut duvar kalınlığının hesaplanan değerden 3cm az olduğu görülmüştür.

**Tablo 13.** Primus-1 odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları

$Q_n$ (nötron/Gy)	$d_2$ (m)	d(m)	S (m <sup>2</sup> )	$\Phi_d$	$\Phi_{sc}$	$\Phi_{th}$	$\Phi = \Phi_{d+} \Phi_{sc+} \Phi_{th}$
8.8E+11	8.7	4.2	198.4	4.03E+9	2.40E+10	5.59E+9	3.36E+10
$\Phi_A=8.73E+09$		$D\phi=1.93E-07$			$D_c=7.72E-05$		

Primus-1 cihazı için nötron kaynaklı gama dozu IAEA-47 nolu rapora göre hesaplanırken nötron akısı  $\phi_A$  oldukça önemli bir parametredir. Çünkü nötron kaynaklı gama ışınlarına ya da nötron doz eşdeğerine nötron akısı ile geçiş yapmak mümkündür. Sonuçta nötron kaynaklı gama dozunun haftalık doz eşdeğeri ( $D_c$ ) 77 mikrosievert bulunmuştur.

**Tablo 14.** Primus-1 odası için IAEA-47 raporuna göre labirent kapısında nötron doz eşdeğeri hesaplamaları

$H_1$	$d_0$ (m)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$A_r$	$S_1$	$\Phi_A$	TVD (m)	$D_n$ (Sv/hf)	$D_e$ (Sv/hf)	$D_c$ (Sv/hf)	$D_w$ (Sv/hf)
2.33	1.4	4.1	8.8	7.1	8.3	8.73E+9	5.4	2.04E-6	8.2E-4	7.73E-5	8.93E-4

Tablo.14 de verilen  $H_1$  değeri NCRP raporundaki  $H_0$ , ile  $A_r$  değeri  $S_0$  değeri ile aynı değerlerdir. Haftalık nötron doz eşdeğeri ( $D_e$ ) 0.82 mSv ve kapıdaki toplam eşdeğer doz ( $D_w$ ) 0.89 mSv/hf olarak hesaplanmıştır.

#### 4.3. Primus-2 cihazının odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan hesaplamalar

Hesaplamalardaki iş yükü,  $W=400$  kabul edilmiştir. Sekonder duvarlar için geçiş faktörü  $a=0.000189$  olup, alan genişliği  $F=1600 \text{ cm}^2$  dir. Duvarlarda baritli beton kullanıldığından TVL değeri baritli betona göre seçilmiştir (18). Ayrıca 18 MVX enerji ve 400 MU seçilmiştir

**Tablo 15.** Primus-2 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının NCRP-151 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler

Duvar	P(Sv/hf)	W(Gy/hf)	U	T	$d_{pri}$	$d_{sca}$	$d_{sec}$	Bp	TVL sayısı
A(pri)	0.0004	400	0.21	1	3.22	-	-	4.94E-05	4.3
B(sec)	0.0004	400	0.31	1	-	1	4.05	2.17E-02	1.7
C(pri)	0.00002	400	0.21	0.025	4.07	-	-	1.58E-04	3.8
D(sec)	0.0004	400	0.31	1	.	1	7.3	7.04E-02	1.2
E(pri)	0.0004	400	0.26	0.05	2	-	-	3.08E-04	3.5

**Tablo 16.** Primus-2 odasının NCRP-151 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları

Duvar	Hesaplanan duvar kalınlığı (cm)	Mevcut duvar kalınlığı (cm)
A(pri)	106	140
B(sec)	41	140
C(pri)	94	180
D(sec)	29	50
E(pri)	85	120

Primus-2 cihazı için hesaplanan primer ve sekonder duvar kalınlıkları mevcut duvar kalınlıklarıyla karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda mevcut duvar kalınlıklarının yeterli

olduğu görülmüş olumsuz bir durumla karşılaşılmamıştır.

**Tablo 17.** Primus-2 odasında yapılan doz ölçümleri

Duvar	Ölçülen Doz ( $\mu\text{R}/\text{sa}$ )	Ölçülen Doz ( $\mu\text{Sv}/\text{hf}$ )	Doz Sınırı ( $\mu\text{Sv}/\text{hf}$ )
A(pri)	740	241.65	400
B(sec)	73	23.84	400
C(pri)	260	84.90	20
D(sec)	73	23.84	400
E(pri)	34	11.10	400

Primus-2 cihazı için primer ve sekonder duvarların 0.3m ardında yapılan ölçümler doğrultusunda yasal doz sınırının primer duvarlardan olan C duvarında aşıldığı görülmüştür. Diğer duvarlarda olumsuz bir durumla karşılaşılmamıştır.

**Tablo 18.** Primus-2 odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları

B	$Q_n$ (nötron/Gy)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$S_r$ ( $\text{m}^2$ )	K ( $\text{Sv}\cdot\text{m}^2$ )	TVD (m)	$\phi_A$	$h\phi$	$H_{cg}$ ( $\text{Sv}/\text{hf}$ )
1	8.8E+11	5.3	7.2	153.3	6.9E-16	5.4	8.62E+9	2.76E-7	1.10E-4

**Tablo 19.** Primus-2 odası için NCRP-151 raporuna göre labirent kapısında nötron doz eşdeğeri hesaplamaları

$H_0$	$d_0$ (m)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$S_0$	$S_1$	$\Phi_A$	TVD (m)	$H_{n,D}$ ( $\text{Sv}/\text{hf}$ )	$H_n$ ( $\text{Sv}/\text{hf}$ )	$H_{cg}$ ( $\text{Sv}/\text{hf}$ )	$H_w$ ( $\text{Sv}/\text{hf}$ )
0.0016	1.4	5.3	7.2	7.1	8.4	8.62E+9	5.4	3.50E-6	0.0014	1.10E-4	1.51E-3

Primus-2 cihazı için nötron kaynaklı gama dozu ve labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları yapılırken Primus-1 cihazında kullanılan parametreler kullanılmış ve aynı şekilde hesaplanmıştır. Nötron kaynaklı gama dozu ( $H_{cg}$ ) 0.11 mSv/hf ve nötron doz eşdeğeri ( $H_n$ ) 1.4 mSv/hf olarak hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalara göre kapıdaki toplam eşdeğer dozun haftalık değeri ( $H_w$ ) ise 1.51 mSv olması beklenmektedir.

#### 4.4. Primus-2 cihazının odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan hesaplamalar

Hesaplamalardaki iş yükü,  $W=400$  kabul edilmiştir. Sekonder duvarlar için geçiş faktörü  $a=0.000375$  olup, alan genişliği  $F=1600 \text{ cm}^2$  dir.  $SAD=1$  Ayrıca 18 MVX enerji ve 400 MU seçilmiştir.

**Tablo 20.** Primus-2 odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının IAEA-47 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler

Duvar	P(Sv/hf)	W(Gy/hf)	U	T	$d_{pri}$	$d_{sca}$	$d_{sec}$	Bp	TVL sayısı
A(pri)	0.0004	400	0.25	1	3.22	-	-	7.12E-05	4.2
B(sec)	0.0004	400	1	1	-	1	4.05	1.09E-02	1.9
C(pri)	0.00002	400	0.25	0.25	4.07	-	-	2.05E-05	4.7
D(sec)	0.0004	400	1	1	.	1	7.3	3.55E-02	1.5
E(pri)	0.0004	400	0.25	1	2	-	-	3.60E-05	4.4

**Tablo 21.** Primus-2 odasının IAEA-47 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları

Duvar	Hesaplanan duvar kalınlığı (cm)	Mevcut duvar kalınlığı (cm)
A(pri)	105	140
B(sec)	50	140
C(pri)	119	180
D(sec)	37	50
E(pri)	112	120

Hesaplanan duvar kalınlıkları mevcut duvar kalınlıkları ile karşılaştırıldığında primer ve sekonder duvarların hesaplanan duvar kalınlıklarından daha iyi olduğu görülmüştür.

**Tablo 22.** Primus-2 odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları

$Q_n$ (nötron/Gy)	$d_2$ (m)	d(m)	S (m <sup>2</sup> )	$\Phi_d$	$\Phi_{sc}$	$\Phi_{th}$	$\Phi = \Phi_{d+} \Phi_{sc+} \Phi_{th}$
8.8E+11	7.2	5.3	153.3	2.49E+9	3.10E+10	7.23E+9	4.07E+10

$\Phi_A=8.58E+09$	$D\phi =3.37E-07$	$D_c=1.35E-04$
-------------------	-------------------	----------------

**Tablo 23.** Primus-2 odası için IAEA-47 raporuna göre labirent kapısında nötron doz eşdeğeri hesaplamaları

$H_1$	$d_0$ (m)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$A_r$	$S_1$	$\Phi_A$	TVD (m)	$D_n$ (Sv/hf)	$D_e$ (Sv/hf)	$D_c$ (Sv/hf)	$D_w$ (Sv/hf)
2.33	1.4	5.3	7.2	7.13	8.37	8.58E+9	5.4	2.6E-06	1.03E-3	1.35E-04	1.16E-03

Primus-2 cihazı için yapılan nötron kaynaklı gama ışınlarının oluşturduğu doz ( $D_c$ ) 0.135 mSv/hf ve labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri ( $D_e$ ) 1.03 mSv/hf olarak hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalara göre kapıdaki toplam eşdeğer dozun haftalık değeri ( $D_w$ ) ise 1.16 mSv olarak beklenmektedir.

#### 4.5. Truebeam STx cihazının odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan hesaplamalar

Hesaplamalardaki iş yükü,  $W=400$  kabul edilmiştir. Sekonder duvarlar için geçiş faktörü  $a=0.000189$  olup, alan genişliği  $F=400 \text{ cm}^2$ 'dir. Duvarlarda baritli beton kullanıldığından TVL değeri baritli betona göre seçilmiştir (18). 15 MVX enerji ve 600 MU seçilmiştir.

**Tablo 24.** Truebeam STx odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının NCRP-151 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler

Duvar	P(Sv/hf)	W(Gy/hf)	U	T	$d_{pri}$	$d_{sca}$	$d_{sec}$	Bp	TVL sayısı
A(pri)	0.0004	400	0.25	1	3.4	-	-	5.5E-05	4.3
B(sec)	0.0004	400	1	0.5	-	1	3.61	1.4E-01	1.9
C(pri)	0.00002	400	0.25	0.025	3.81	-	-	1.4E-04	3.9
D(sec)	0.0004	400	1	0.5	.	1	6.28	4.2E-01	1.4
E(pri)	0.0004	400	0.25	0.05	1.8	-	-	2.5E-04	3.6

**Tablo 25.** Truebeam STx odasının NCRP-151 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları

Duvar	Hesaplanan duvar kalınlığı (cm)	Mevcut duvar kalınlığı (cm)
A(pri)	100	150
B(sec)	44	140
C(pri)	91	180
D(sec)	33	60
E(pri)	83	120

Tablo.25 te de görüldüğü gibi hesaplanan duvar kalınlıkları mevcut duvar kalınlıklarıyla karşılaştırıldığında olumsuz bir durumla karşılaşılmemiştir.

**Tablo 26.** Truebeam STx odasında yapılan doz ölçümleri

Duvar	Ölçülen Doz ( $\mu\text{R}/\text{sa}$ )	Ölçülen Doz ( $\mu\text{Sv}/\text{hf}$ )	Doz Sınırı ( $\mu\text{Sv}/\text{hf}$ )
A(pri)	800	261.24	400
B(sec)	83	27.10	400
C(pri)	1420	463.70	20
D(sec)	660	215.52	400
E(pri)	40	13.06	400

Primer ve sekonder duvarların arkasında yapılan ölçümler doğrultusunda yasal doz sınırlarının sadece C ile belirtilen primer duvarda aşıldığı görülmüştür. Bu duvarın arkasında çalışma alanı bulunmadığından veya riskli bir bölge bulunmadığından sorun teşkil etmemektedir.

**Tablo 27.** Truebeam STx odası için NCRP-151 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları

B	$Q_n$ (nötron/Gy)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$S_r$ ( $\text{m}^2$ )	K ( $\text{Sv}.\text{m}^2$ )	TVD (m)	$\Phi_A$	$h\phi$	$H_{cg}$ ( $\text{Sv}/\text{hf}$ )
1	8.8E+11	6.2	7.92	122.9	6.9E-16	5.4	9.46E+9	2.23E-7	8.92E-5

**Tablo 28.** Truebeam STx odası için NCRP-151 raporuna göre labirent kapısında nötron doz eşdeğeri hesaplamaları

$H_0$	$d_0$ (m)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$S_0$	$S_1$	$\Phi_A$	TVD (m)	$H_{n,D}$ (Sv/hf)	$H_n$ (Sv/hf)	$H_{cg}$ (Sv/hf)	$H_w$ (Sv/hf)
0.0016	1.4	6.2	7.92	7.75	7.13	9.46E+9	5.4	2.34E-6	0.00094	8.92E-5	1.03E-3

Truebeam STx cihazı için nötron kaynaklı gama dozu ve labirent kapısındaki nötron doz eşdeğeri hesaplamaları yapıldığında, nötron kaynaklı gama dozu ( $H_{cg}$ ) 0.09 mSv/hf ve nötron doz eşdeğeri ( $H_n$ ) 0.9 mSv/hf olması beklenmektedir. Kapıdaki toplam eşdeğer dozun haftalık değeri ( $H_w$ ) ise 1.03 mSv olarak hesaplanmıştır.

#### 4.6. Truebeam STx cihazının odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan hesaplamalar

Hesaplamalardaki iş yükü,  $W=400$  kabul edilmiştir. Sekonder duvarlar için geçiş faktörü  $a=0.000375$  olup, alan genişliği  $F=1600 \text{ cm}^2$  dir.  $SAD=1$  15 MVX enerji ve 600 MU seçilmiştir.

**Tablo 29.** Truebeam STx odasının primer ve sekonder duvar kalınlıklarının IAEA-47 raporuna göre hesaplanması için gerekli parametreler

Duvar	P(Sv/hf)	W(Gy/hf)	U	T	$d_{pri}$	$d_{sca}$	$d_{sec}$	Bp	TVL sayısı
A(pri)	0.00004	400	0.25	1	3.4	-	-	7.74E-05	4.11
B(sec)	0.00004	400	1	1	-	1	3.61	8.69E-03	2.06
C(pri)	0.000002	400	0.25	0.25	3.81	-	-	1.85E-05	4.73
D(sec)	0.00004	400	1	1	.	1	6.28	26.2E-03	1.58
E(pri)	0.00004	400	0.25	1	1.8	-	-	3.14E-05	4.50

**Tablo 30.** Trubeam STx odasının IAEA-47 raporuna göre hesaplanan ve mevcut duvar kalınlıkları

Duvar	Hesaplanan duvar kalınlığı (cm)	Mevcut duvar kalınlığı (cm)
A(pri)	104	150
B(sec)	52	140
C(pri)	120	180
D(sec)	40	60
E(pri)	114	120

Truebeam STx cihazının odası için yapılan primer ve sekonder duvar kalınlıkları hesabına göre mevcut duvar kalınlıklarının oldukça iyi olduğu görülmüştür.

IAEA-47 nolu rapora göre yapılan değerlendirmelerde Tablo.26 da verilen ölçüm sonuçları kullanılmıştır.

**Tablo 31.** Truebeam STx odası için IAEA-47 raporuna göre yapılan nötron kaynaklı gama ve nötron hesaplamaları

$Q_n$ (nötron/Gy)	$d_2$ (m)	$d$ (m)	$S$ (m <sup>2</sup> )	$\Phi_d$	$\Phi_{sc}$	$\Phi_{th}$	$\Phi = \Phi_{d+} \Phi_{sc+} \Phi_{th}$
8.8E+11	7.92	6.2	122.89	1.04E+09	2.20E+10	5.13E+9	2.81E+10
$\Phi_A=5.35E+09$		$D\phi =1.61E-07$			$D_c =6.44E-05$		

**Tablo 32.** Trubeam STx odası için IAEA-47 raporuna göre labirent kapısında nötron doz eşdeğeri hesaplamaları

$H_1$	$d_0$ (m)	$d_1$ (m)	$d_2$ (m)	$A_r$	$S_1$	$\Phi_A$	TVD (m)	$D_n$ (Sv/hf)	$D_e$ (Sv/hf)	$D_c$ (Sv/hf)	$D_w$ (Sv/hf)
2.33	1.4	6.2	7.92	7.75	7.13	5.35E+9	5.4	1.72E-6	6.87E-4	6.44E-5	7.51E-4

Truebeam STx cihazının odası için nötron kaynaklı gama ışınlarının oluşturduğu doz ( $D_c$ ) 0.064 mSv/hf ve nötron doz eşdeğeri ( $D_e$ ) 0.687 mSv/hf olarak hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalara göre kapıdaki toplam eşdeğer dozun haftalık değerinin ( $D_w$ ) 0.751 mSv olması beklenmektedir.

## **5. TARTIŞMA**

Radyasyonun olumsuz etkilerine alınabilecek en önemli tedbirlerden biri zırhlamadır. Kanser tedavisinde kullanılan cihazların gelişmesi tesislerin zırhlanması ve bu tesislerde çalışanlar ile halkın alacağı dozun kabul edilebilir seviyede tutulabilmesi adına düzenlemeler yapılması gerekmektedir.

Zırhlama hesapları yapılırken birçok faktör göz önünde bulundurularak ayrıntılı bir şekilde incelenerek yapılmalıdır. Primer ve sekonder ışına maruz kalan duvarlar belirlenerek bu duvarların arkasında nasıl bir yaşam alanı olduğu, hangi amaçla kullanıldığı, bu alanlar için yasal sınırların ne olduğu, cihazın tipi, kullanılan enerji, zırhlamada kullanılacak materyalin yoğunluğuna kadar oldukça fazla etken söz konusudur.

Literatür incelendiğinde, ALARA ilkesi gereğince lineer hızlandırıcı cihazların bulunduğu oda zırhlamalarının uygunluğu konusunda yapılan çalışmaların oldukça az olduğu görülmektedir. Radyoterapi alanında cihaz odalarına uygulanan zırhlamanın temel amacı, çalışanların ve halkın maruz kaldığı radyasyonu mümkün olan en düşük seviyede tutmaktır.

NCRP-151 no'lu rapor dikkate alınarak Electa Synergy cihazında beton ve kurşun malzemeleri ile gerçekleştirilen bir zırhlama çalışmasında 18 MV'lik ve 6 MV'lik x ışınları için cihaz odasının zırhlaması incelenmiştir. Çalışmada, 18 MV x ışınları için iş yükü belirlenmiş, aynı soğurulan doz değerinde 6 MV x ışınları kullanıldığında daha fazla hasta alınması beklenmiştir. Hesaplamalar sonucunda cihaz odasının zırhlamasının uygunluğu konusunda, odanın duvar kalınlık değerlerinin hesaplamalar sonucunda bulunan değerlerden daha iyi durumda olduğu ve oda dışında Geiger-Müller radyasyon ölçüm cihazıyla elde edilen ölçüm sonuçlarının kabul edilebilir sınırlarda olduğu ifade edilmiştir.

Başka bir çalışmada, IAEA-47 ve NCRP-151 no'lu rapor doğrultusunda tipik bir radyoterapi odası MCNPX Monte Carlo kodu kullanılarak modellenmiş, farklı gantri açılarında hem nötron hem nötron kaynaklı gama değerleri elde edilmiştir. Çalışmada, farklı gantri açılarında nötron ve nötron kaynaklı gama doz değerlerinin farklılık gösterdiği ifade edilmiş ve bu nedenle cihaz odalarının duvar kalınlıkları belirlenirken zırhlama konusundaki tartışmalara gantri açısının etkilerinin de eklenmesi gerektiği vurgulanmıştır (19).

Yaptığımız çalışmada radyoterapideki yüksek enerjili lineer hızlandırıcı cihazların foton ve nötron zırhlamalarının, NCRP-151 ve IAEA-47 nolu raporlar kullanılarak hesaplama yöntemlerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Ayrıca fotonlar için ölçümler alınarak duvar kalınlıkları ile ölçümler arasındaki uyum incelenmiştir. Hesaplamalarda iki adet Siemens

Primus cihazları ve bir adet Varian Truebeam STx cihazının bulunduğu odalar incelenmiştir. Primus cihazlarında 18 MVX enerji, Truebeam STx cihazında ise 15 MVX enerji kullanılmıştır.

NCRP-151 nolu rapor ile IAEA-47 nolu raporu karşılaştırdığımızda hesaplamalarda kullanılan bazı farklı parametreler görülmektedir. Duvar kalınlığı hesaplamaları yapılırken primer duvarlar için geçiş faktörünü hesaplarken IAEA-47 nolu raporda NCRP-151 nolu rapordan farklı olarak SAD değeri kullanılmıştır. Bunun sebebi IAEA'in ilk saçılma ortamı olarak hasta vücudunu baz almasıdır. İki rapor arasındaki önemli farklardan biri de duvar kalınlığını belirlerken yapılan hesaplamadır. NCRP'de IAEA den farklı olarak  $TVL_e$  (denge TVL) parametresi görülmektedir.  $TVL_e$  kullanmanın önemi, ilk TVL den sonra ışının kalitesi değişeceğinden sonraki TVL değerlerinin de ona göre değişmesidir. TVL değerinin her defasında değişmesini düşünerek  $TVL_e$  değeri kullanılmaktadır. IAEA'de TVL değeri sabit alınmıştır. Bu teorik olarak doğru olmasa da pratikte daha korumacı bir yaklaşımdır. Çünkü ışının duvar içerisindeki farklı derinliklerdeki miktarı hep yüzeydeki gibi kabul edilir.

Sekonder duvar kalınlıkları hesabında iki rapor arasında ki farklılık saçılma faktörünün değeridir. IAEA saçılma faktörünü 2.5 cm derinlikte ve maksimum olarak iki farklı şekilde ele almış ve maksimum saçılma faktörünü  $3.75 \times 10^{-4}$  olarak belirlemiştir. Bu değer NCRP de  $1.89 \times 10^{-4}$  olarak görülmektedir.

Labirente belirlenen bir A noktası için nötron kaynaklı gama ışınlarının oluşturduğu doz hesaplanırken NCRP-151 nolu rapor 22 farklı lineer hızlandırıcı cihaz için ölçümler olarak ortalama bir K sabiti elde etmiştir ve değeri  $6.9 \times 10^{-16}$  olarak belirlenmiştir. Bu sabit A noktasındaki nötron kaynaklı gama ışınlarının oluşturduğu dozun toplam nötron akısına oranı ile elde edilmiştir. IAEA-47 nolu raporda ise bu değer McGinley(17)'in yaptığı çalışma sonrasında elde ettiği katsayı ( $5.7 \times 10^{-16}$ ) kullanılmıştır. Nötron dozunu hesaplarken iki rapor da Kersey'in metodunu ele almıştır fakat bazı farklı parametreler kullanmışlardır. NCRP izomerkezden  $d_0$  (1.41m) uzaklıkta nötron doz eşdeğeri için  $H_0$  katsayısını kullanırken IAEA izomerkezden 1 m uzaklıktaki nötron doz eşdeğeri için  $H_1$  katsayısını kullanmıştır. Burada NCRP saçılan ve termal ışınlarında katkısını da hesaba kattığı için kaynağa olan uzaklığı 1.41m olarak belirlemiştir.

Primus 1 cihazının odasında bulunan C(primer duvar) duvarında her iki hesaplama yöntemine göre duvar kalınlığı açısından uygun sonuçlar elde edilmesine rağmen Tablo.8'de de ifade edildiği gibi yapılan ölçümlerde yasal doz sınırının aşıldığı görülmektedir. Bu durum

hem duvarın arkasında bulunan bölgede çalışma alanı bulunmaması hem de rutinde kullanılan değerlere göre yüksek değerler (40x40 alan boyutu, 400 MU ve 18 MVX enerji) seçilmesinden dolayı risk teşkil eden bir durum olmadığı düşünülmüştür. Duvar kalınlıklarının uygun olduğu halde C(primer duvar) duvarı için ölçülen dozun yüksek olması ise zırhlamada kullanılan materyal ile açıklanabilir. Kullanılan betonun yoğunluğunun buna sebep olabileceği düşünülmüştür.

Primus 2 cihazının odasında bulunan ve C ile belirtilen primer duvar hem NCRP-151 hem de IAEA-47 nolu raporlara göre hesaplandığında duvar kalınlığı değerleri mevcut değere göre iyi olmasına rağmen doz sınırında aşılma gözlemlenmiştir(Tablo.17). Bu durum hesaplanırken cihazın aralıksız ışınlama yaptığı varsayılmıştır. Böyle bir durum normal koşullarda mümkün olmadığı için ve duvarın arkasında herhangi bir çalışma bölgesi bulunmadığından risk belirten bir unsurun olmadığı düşünülmüştür. Primus 1 cihazı için yapılan değerlendirme bu cihaz için de geçerli olacaktır. Yani duvar kalınlığı yeterli olduğu halde doz sınırının aşılması zırhlama materyalinin yeterli yoğunlukta olmaması ile açıklanabilir.

Truebeam STx cihazı için yapılan hesaplamalar ve ölçümler değerlendirildiğinde duvar kalınlıklarının her iki rapora göre de uygun sonuçlar verdiği fakat C ile belirtilen primer duvarda ölçülen dozun yasal doz sınırını fazlasıyla aştığı görülmüştür. Bu duvar Primus 2 cihazının odasında bulunan C duvarıyla aynı hizada olduğu için sebeplerinin de benzer olabileceği düşünülmüştür. Duvar kalınlığının mevcut değerle kıyaslandığında çok iyi olması zırhlamanın yeterli olduğu anlamına gelmemektedir. Yeterli zırhlama yapılmıştır kararını verebilmek için pek çok faktörü göz önünde bulundurmak gerekir. Zırhlama tasarım faktörü, kullanım faktörü, meşguliyet faktörü duvarın arkasında bulunan çalışma alanı olup olmadığı gibi faktörler bütünüyle değerlendirilip karar verilmelidir. Dolayısıyla bu duvarın arkasında bir çalışma bulunmadığından ve ölçümlerin ortalama değerlerin üzerinde değerler seçilerek yapılmasından dolayı olumsuz bir durum olduğu söylenemez. Ayrıca bu duvarda kullanılan zırhlama materyalinin yoğunluğunun da olması gerekenden daha az olduğu söylenebilir.

NCRP-151 ve IAEA-47 nolu raporlar birbirleri ile kıyaslandığında IAEA-47 nolu raporun mevcut değerlere göre daha yakın değerler verdiği görülmektedir. Kapıdaki toplam eşdeğer dozun hesaplanmasında iki rapor arasında yaklaşık %25  $\pm$ 2' lik bir fark gözlemlenmiştir. NCRP'ye göre hasta hesaba katılmamaktadır ve ışınların duvarlardan saçılıp kapıya gittiği düşünülerek hesaplama yapılmaktadır. Fakat IAEA ise ilk saçılma ortamı olarak

hasta vücudunu ele almaktadır. Bu yüzden kapıdaki toplam eşdeğer doz için IAEA daha iyi bir yaklaşım sunmaktadır.



## **6. SONUÇ VE ÖNERİLER**

Çalışma sonucunda cihazların bulunduğu odalardaki duvar kalınlıkları hem NCRP-151 nolu rapora göre hem de IAEA-47 nolu rapora göre hesaplanan değerlerden daha iyi olduğu görülmüştür. İki raporda da birbirine benzer sonuçların ortaya çıkması cihazların bulunduğu odaların zırhlamasının yeterli seviyede olduğunu göstermektedir. Ölçümler sonucunda ise bazı duvarlarda belirtilen yasal doz sınırının aşıldığı görülmüştür. Fakat bu duvarların arkasında bulunan alanların herhangi bir çalışma alanı olmadığı göz önüne alındığında risk teşkil eden bir durumun bulunmadığı belirtilmiştir.

Lineer hızlandırıcı odalarına uygulanan zırhlamanın yeterli seviyede olması sızıntı olasılığının en aza indirgenmesini sağlamaktadır. Çalışanlar ve halk için korunmanın mümkün olan en yüksek düzeyde sağlanabilmesi açısından yüksek enerjinin kullanıldığı radyoterapi alanındaki tüm cihaz odalarında NCRP-151, IAEA-47 no'lu raporların dikkate alınması ve bu alanda yapılan çalışmaların artırılması gerekmektedir.

## **7. KAYNAKLAR**

1. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. NCRP Report No.151, 2005.
2. International Atomic Energy Agency (IAEA) .Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. Safety Reports Series No.47 Vienna,2006
3. Çatak MN. Doğrusal İvmelendirici Cihazlarının NCRP-151 Raporuna Göre Zırhlanması. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.Yüksek Lisans Tezi,2012.
4. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK). Dozimetrik Niceliklere İlişkin Kılavuz. RSGD-KLV-001, 2015
5. Khan, F. M. The Physics of Radiation Therapy. 5th edition. Minnesota, LIPPINCOTT WILLIAMS&WILKINS,2014.P.97-129,348-369.
6. Kildea J. An evaluation of NCRP report 151 radiation shielding design for radiotherapy facilities, and a feasibility study for 6 MV open-door treatments in an existing high-energy radiation therapy bunker. McGill University Medical Physics Unit, Master Thesis,2010.
7. [http://www.tumrad.net/FileUpload/ds58732/File/radyasyon\\_guvenligi\\_yonetmeligi.doc](http://www.tumrad.net/FileUpload/ds58732/File/radyasyon_guvenligi_yonetmeligi.doc)  
c Erişim Tarihi: 04.05.2016
8. KASE K.R., MAO X.S., NELSON W.R., LIU J.C., KLECK J.H. and ELSALIM M. (1998). “Neutron fluence and energy spectra around theVarian Clinac 2100C/2300C medical accelerator,” Health Phys. 74(1), 38–47.
9. MAO X.S., KASE K.R., LIU J.C., NELSON W.R., KLECK J.H. and JOHNSEN S. (1997). “Neutron sources in the Varian Clinac2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code,” HealthPhys. 72(4), 524–529.

10. KERSEY R.W., Estimation of neutron and gamma radiation doses in the entrance maze of SL 75-20 linear accelerator treatment rooms, *Medicamundi* 24 (1979) 151–155.
11. McGINLEY P.H., BUTKER E.K., Evaluation of neutron dose equivalent at the maze entrance of medical accelerator treatment rooms, *Med. Phys.* 18 (1991), 279–281.
12. <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-11997-3239-469.pdf> Erişim Tarihi: 17.04.2016
13. McCALL R.C., Neutron yield of medical electron accelerators, Rep. SLACPUB-4480, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA (1987).
14. McCALL R.C., McGINLEY P.H., HUFFMAN K., Room scattered neutrons, *Med. Phys.* 26 (1999) 206–207.
15. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Neutron contamination from medical electron accelerators, Rep. 79, Washington, DC (1984).
16. McGINLEY P.H., *Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities*, Medical Physics Publishing, Madison, WI (2002).
17. WU R.K., McGINLEY P.H., Neutron and capture gamma along the mazes of linear accelerator vaults, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 4 (2003) 162–171.
18. <http://www.slideshare.net/nrochre/barite-concrete-primary-barriers> Erişim Tarihi: 03.05.2016
19. Ghiasi H. , Mesbahi A. , Gantry Orientation Effect on the Neutron and Capture Gamma Ray Dose Equivalent at the Maze Entrance Door in Radiation Therapy. *Nuclear Technology & Radiation Protection*. 2012;27(1):70-74

## EK 1: ÖZGEÇMİŞ

Doğum Yılı:	15.11.1987
Yazışma Adresi :	Kazım dirik mahallesi, Kurtuluş caddesi(220/1 sokak) Akalın apt.No:50 D:7 Bornova-İzmir
Telefon :	05554989310
Faks :	-
e-posta :	<a href="mailto:mustafa_tnts@hotmail.com">mustafa_tnts@hotmail.com</a> , <a href="mailto:mustafa.tnts@gmail.com">mustafa.tnts@gmail.com</a>

## EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
T.C.	Ege Üniversitesi	Fen	Fizik	2.48	2012
T.C.	Dokuz Eylül Üniv.	Sağlık Bilimleri	Medikal Fizik Y.L.	Özel Öğrenci	2012-2013
T.C.	Dokuz Eylül Üniv.	Sağlık Bilimleri	Medikal Fizik Y.L.		2016

## AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
D.E.Ü. Hastanesi	T.C.	İzmir	Nükleer Tıp ABD	stajyer	2013(Şubat-Mayıs)
D.E.Ü. Hastanesi	T.C.	İzmir	Radyoloji ABD	stajyer	2013(Mayıs)-2014 (Mart)
D.E.Ü. Hastanesi	T.C.	İzmir	Radyasyon Onkolojisi ABD	stajyer	2015(Ağustos)-2016(haziran).

## UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

## DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı		
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı		
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı		
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı	Tamamlanan	Devam Eden
	Yüksek Lisans	

	<b>Doktora</b>		
	<b>Uzmanlık</b>		
<b>Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)</b>			

### ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
<input type="checkbox"/>			

### YAYINLARI

#### SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler


#### Diğer dergilerde yayınlanan makaleler


#### Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayımlar

Tintaş M, Yurt A, Yüksel R, "Dijital Röntgende Atık Analiz Programları",XIV Ulusal Medikal Fizik Kongresi, ANTALYA, Kasım 2013
M. Tintaş, Z. Karagüler, A. Mesbahi, F. Akman ‘Radyoterapide Yüksek Enerjili Işınlr İçin Foton ve Nötron Zırlama Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması pilot çalışma’, 1. Ulusal Radyasyondan Korunma Kongresi, 19-21 Kasım 2015,Ankara

## EK 2: ETİK KURUL ONAYI

### DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BASVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	2455-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/> AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Radyoterapide Yüksek Enerjili Foton ve Nötron Işınları için Zehirlama Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADU/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Fadime AKMAN Radyasyon Onkolojisi A.D
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2016/02-23	Tarih:14.01.2016
	Prof.Dr.Fadime AKMAN'ın sorumlusu olduğu "Radyoterapide Yüksek Enerjili Foton ve Nötron Işımları için Zararlı Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
<b>ETİK KURUL ÜYELERİ</b>		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Seving ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÖTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Şeyda SERENİNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D.	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D.	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Uzm.Dr.Ahmet Can BILGIN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D.	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	