

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PROSTAT VE AKCİĞER KANSERLERİNİN VMAT (VOLÜMETRİK  
AYARLI RADYOTERAPİ) VE YART (YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ) TABANLI TEDAVİLERİNDE TERMAL FOTONÖTRON  
KONTAMİNASYONUNUN İNCELENMESİ**

**Ersan YILMAZ**

**Radyoterapi Fiziği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2022**

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PROSTAT VE AKCİĞER KANSERLERİNİN VMAT (VOLÜMETRİK  
AYARLI RADYOTERAPİ) VE YART (YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ) TABANLI TEDAVİLERİNDE TERMAL FOTONÖTRON  
KONTAMİNASYONUNUN İNCELENMESİ**

**Ersan YILMAZ**

**Radyoterapi Fiziği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Tez Danışmanı  
Dr. Öğr. Üyesi Mete YEĞİNER**

**ANKARA**

**2022**

**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Prostat ve Akciğer Kanserlerinin VMAT (Volümetrik Ayarlı Radyoterapi) ve  
YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Tabanlı Tedavilerinde Termal  
Fotonötron Kontaminasyonunun İncelenmesi**

**Öğrenci: Ersan YILMAZ**

**Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mete YEĞİNER**

Bu tez çalışması 07/09/2022 tarihinde jürimiz tarafından “Radyoterapi Fiziği Yüksek Lisans Programı”nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:** *Prof. Dr. Yılmaz TEZCAN* (imza)  
*Yıldırım Beyazıt Üniversitesi*

**Tez Danışmanı:** *Dr. Öğr. Üyesi Mete YEĞİNER* (imza)  
*Hacettepe Üniversitesi*

**Üye:** *Prof. Dr. Pervin HÜR MÜZ* (imza)  
*Hacettepe Üniversitesi*

**Üye:** *Prof. Dr. Cemil KOÇAR* (imza)  
*Hacettepe Üniversitesi*

**Üye:** *Doç. Dr. Sezin YÜCE SARI* (imza)  
*Hacettepe Üniversitesi*

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN  
**Enstitü Müdürü**

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kâğıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. (1)
- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. (2)
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. (3)

07/09/2022

Ersan YILMAZ

*“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”*

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.  
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir; gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

\* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

## ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Dr. Öğr. Üyesi Mete YEĞİNER danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

*Ersan YILMAZ*

## TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sürecinde her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Mete Yeğiner'e,

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Gökhan Özyiğit'e ve Anabilim Dalında görevli saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Faruk Zorlu'ya, Prof. Dr. Ferah Yıldız'a, Prof. Dr. Mustafa Cengiz'e, Prof. Dr. Gözde Yazıcı'ya, Prof. Dr. Melis Gültekin'e, Prof. Dr. Pervin Hürmüz'e ve Doç. Dr. Sezin Yüce Sarı'ya,

Yüksek lisans eğitimim boyunca klinik tecrübelerini benimle paylaşan Ali Doğan'a, Dr. Yağız Yedekçi'ye, Dr. Fatih Biltekin'e, Bülent Ünlü'ye, Hüseyin Kıvanç'a, Talip Yolcu'ya, Demet Yıldız'a, Okan Şar'a, Mehmet Çatak'a, Gözde İmran'a, Mert Cananoğlu'na ve Melis Teke'ye,

Başarılarımı her zaman destekleyen, her türlü desteği ile yanımda olan ve daha fazlası için her koşulda özveride bulunan sevgili arkadaşım Rabia Gülaçtı'ya,

Beni bugünlere getiren, hayatım boyunca her zaman yanımda olup desteklerini esirgemeyen çok sevgili aileme ve daha adlarını yazamadığım tüm sevdiklerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**Yılmaz, E. Prostat ve Akciğer Kanserlerinin VMAT (Volümetrik Ayarlı Radyoterapi) ve YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Tabanlı Tedavilerinde Termal Fotonötron Kontaminasyonunun İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziki Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2022.** Günümüzde radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların özellikle kafa kısımlarında oluşan nötronların hedef alan dışındaki doku ve organlar için tedavi planlama sistemlerinde (TPS) hesaplanmayan bir nötron kontaminasyonuna sebep olduğu bilinmektedir. Tedavi planlama sistemlerindeki bu belirsizliği ortadan kaldırmak için klinik uygulamalar ile benzerlik ve daha doğru yaklaşımlar ile ölçümler almak için mediasten ve sağ hiler kitleli akciğer kanseri ve lenf nodu tutulumu olan prostat kanseri hedef hacimleri ve ilgili kritik organlar Rando fantom üzerinde çizilmiştir. Daha sonra RayStation TPS kullanılarak 10 MV ve 15 MV enerjilerde bu iki ayrı bölge için yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve hacimsel ayarlı ark tedavisi (VMAT) planları hazırlanmıştır. Elekta Versa HD model lineer hızlandırıcı kullanılarak ışınlamalar yapılmıştır. Fantomda akciğer bölgesi için eşdeğer mantar kalıp, prostat bölgesi için ise su eşdeğeri balmumu kalıplar kullanılarak kabarcık dedektörleri ile termal nötron ölçümü alınmıştır. Her iki tedavi bölgesinde de VMAT ve YART planlarında alan içi termal fotonötron dozlarının alan merkezinden 10 cm uzaklıktaki alan dışı dozlara göre %50-60 düzeyinde daha yüksek olduğu görülmüştür. 15 MV ile yapılan planlarda prostat bölgesinde %70-80 seviyesinde daha yüksek nötron dozu okunurken akciğer bölgesinde bu değer %50-60 olarak ölçülmüştür. Alan içi fotonötron dozları foton dozu ile karşılaştırıldığında ihmal edilebilir seviyede bulunurken, alan dışı dozlarda termal nötron dozlarının foton dozlarına oranla %1-3 bandında olduğu hesaplanmıştır. Prostat bölgesinde geniş alan ışınlamalarında özellikle gonadlarda ve böbreklerde termal nötron kaynaklı fraksiyon başına 1,2  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  doz ölçülmüştür. Sonuç olarak, yüksek nominal enerjili YART uygulamalarında özellikle alan dışı düşük doz bölgelerinde ikincil kanser riskindeki belirsizliği azaltmak için eşdeğer dozlara fotonötronların katkısı dikkate alınmalıdır.

**Anahtar Kelimeler:** Nötron Kontaminasyonu, Fotonötron, Kabarcık Dedektörü,

VMAT, YART, Akciğer Kanseri, Prostat Kanseri

## ABSTRACT

**Yılmaz, E. Investigation of Thermal Photoneutron Contamination in VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) and IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy)-Based Treatments of Prostate and Lung Cancers, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, MSc. Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2022.** It is known that linear accelerators used in radiotherapy cause neutron contamination, particularly produced in the head that is not calculated by the treatment planning systems (TPS) for tissues and organs outside the target area. In order to eliminate this uncertainty in the TPS, target volumes for prostate cancer with lymph node involvement and lung cancer with mediastinal and hilar masses and related critical organs were contoured on the Rando phantom in order to obtain measurements with more accurate approaches and similarities with clinical applications. Following, using the RayStation TPS, intensity-modulated radiotherapy (IMRT) and volumetric-modulated arc therapy (VMAT) treatment plans were prepared for these two separate regions at 10 MV and 15 MV energies. Irradiations were made using an Elekta Versa HD model linear accelerator. Thermal neutron measurements were made with bubble detectors using equivalent cork molds for the lung region and water equivalent wax molds for the prostate region in the phantom. It was observed that in-field thermal photoneutron doses were 50-60% higher than out-of-field doses 10 cm from the field center in VMAT and IMRT plans in both treatment areas. In the plans made with 15 MV, while 70-80% higher neutron dose was read in the prostate region, this value was measured as 50-60% in the lung region. While the in-field photoneutron doses were found to be negligible compared to the photon dose, the thermal neutron doses in the out-of-field doses were calculated to be in the 1-3% band compared to the photon doses. In wide-field irradiation in the prostate region, 1.2  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  dose per thermal neutron-induced fraction was measured, especially in the gonads and kidneys. In conclusion, the contribution of photoneutrons to equivalent doses should be considered in order to reduce the uncertainty in secondary cancer risk, particularly in low-dose areas out of the field, in high nominal energy IMRT applications.

**Keywords:** Neutron Contamination, Photoneutron, Bubble Detector, VMAT, IMRT, Lung Cancer, Prostate Cancer



## İÇİNDEKİLER

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xiii
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	2
2.1. Modern Radyoterapi Uygulamaları	2
2.1.1. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi	2
2.1.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi	2
2.1.3. Hacimsel Ayarlı Ark Terapisi	2
2.2. Tedavi Planlaması	3
2.3. Radyasyondan Korunma	3
2.3.1. Radyasyon Birimleri	4
2.4. Doz Dağılımı Analizi	5
2.4.1. Derin Doz Analizi	5
2.4.2. Yüzde Derin Doz (YDD)	6
2.5. Nötron, Foton ve Elektron	7
2.5.1. Nötron-Madde Etkileşimleri	7
2.5.2. Foton Madde Etkileşimleri	10
2.5.3. Elektron Madde Etkileşimleri	15
2.5.4. Elektronötron ve Fotonötron Oluşumu	16
2.5.5. Foton, Elektron ve Nötronların Rölatif Biyolojik Etkinlikleri	16
2.6. Nötron Dozimetrisi	18
2.6.1. Kabarcık Dedektörlerin Tarihçesi	18
2.6.2. Kabarcık Dedektörler ve Çalışma Prensibi	18
2.6.3. Kabarcık Dedektörlerin Kalibrasyonu	19
2.7. Lineer Hızlandırıcıda Nötron Oluşumu	20

2.8. Doku İçi Yavaş Nötron Oluşumu	20
2.9. Prostat ve Akciğer Kanseri	21
2.9.1. Prostat Kanseri	21
2.9.2. Akciğer Kanseri	22
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	25
3.1. Araç ve Gereçler	25
3.1.1. Toshiba Aquilion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	25
3.1.2. Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı	25
3.1.3. BDT Kabarcık Dedektörü	26
3.1.4. BDR-III Optik Okuyucu	27
3.1.5. RSD Alderson Rando Fantom	28
3.1.6. RayStation Tedavi Planlama Sistemi	29
3.2. Yöntem	30
3.2.1. Rando Fantomun Hazırlanması	30
3.2.2. Planların Oluşturulması	31
3.3. Rando Fantomun Işınlanması ve Kabarcık Dedektör Ölçümleri	32
3.4. Rando Fantomda Referans Ölçümleri	33
<b>4. BULGULAR</b>	35
4.1. Akciğer Bölgesi İçin Alınan Ölçüm Sonuçları	35
4.2. Prostat Bölgesi İçin Alınan Ölçüm Sonuçları	37
4.3. Çapraz Ölçümler	41
4.4. Derinliğe Bağlı Referans Ölçümler	41
4.4.1. Tiroid Bölgesi Termal Nötron Ölçümler	43
<b>5. TARTIŞMA</b>	44
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	48
<b>7. KAYNAKLAR</b>	49
<b>8. EKLER</b>	53
<b>EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni</b>	53
<b>EK-2: Akciğer, Prostat ve Boost Bölgesi İçin Alınan Ölçüm Sonuçları</b>	54
<b>EK-3: Çapraz ve Referans Derinlik Ölçüm Sonuçları</b>	60
<b>EK-4: Orijinallik Raporu Ekran Çıktısı</b>	62
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	65

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Nötronun enerjisine göre radyasyon ağırlık faktörleri	5
2.2. Farklı enerjilerin sudaki derinliğe bağlı Yüzde Derin Doz (YDD) değişimi	6
2.3. Nötronun atom çekirdeği ile etkileşime girerek elastik saçılmaya uğraması	8
2.4. Nötronun atom çekirdeği ile etkileşime girerek elastik olmayan saçılmaya uğraması	9
2.5. Bor atomunun nötron yakalaması sonucu oluşan reaksiyon	9
2.6. Foton madde etkileşimlerinin atom numarası ve foton enerjisine bağlı baskın olduğu bölgeler	11
2.7. Fotoelektrik olay	12
2.8. Compton saçılması	13
2.9. Çift oluşumu	14
2.10. Doku içerisinde farklı derinliklerde nötron spektrum grafiği	21
3.1. Toshiba Aquilion bilgisayarlı tomografi cihazı	25
3.2. Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı	26
3.3. Işınlanmış (soldaki) ve ışınlama sonrası sönmülmüştür (sağdaki) kabarcık dedektörleri	27
3.4. BDR-III optik okuyucu ve kullanıcı arayüzü	28
3.5. Alderson Rando fantom	29
3.6. Raystation tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüsü	30
3.7. Akciğer ve prostat ölçümleri için hava eşdeğeri mantar ve doku eşdeğeri balmumu bloklar kullanılarak kabarcık dedektörlerinin yerleştirilebilmesi için uygun kesitlerin hazırlanması ve konumlandırılması	31
4.1. Akciğer bölgesi için belirlenen Rando fantom kesitleri	35
4.2. Lenf nodu tutulumlu geniş alan prostat ve sadece prostat bezi bölgesi için belirlenen Rando fantomun 25. ile 33. kesitleri	37
4.3. İki farklı enerjide akciğer bölgesi için alan içi derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması	42
4.4. İki farklı enerjide prostat bölgesi için alan içi derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması	42
4.5. İki farklı enerjide akciğer bölgesi için alan kenarı derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması	43

4.6. İki farklı enerjide prostat bölgesi için alan kenarı derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması	43
---	----

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>2.1.</b> ICRP 103 no'lu raporunda radyasyon ağırlık faktörleri	4
<b>2.2.</b> Farklı radyasyon kaynaklarının LET değerleri	18
<b>2.3.</b> Farklı atomların eşik enerjisi değerleri	20
<b>3.1.</b> Alderson Rando fantomun kesitleri	29
<b>4.1.</b> Akciğer 10 MV YART tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	36
<b>4.2.</b> Akciğer 15 MV YART tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	36
<b>4.3.</b> Akciğer 10 MV VMAT tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	37
<b>4.4.</b> Akciğer 15 MV VMAT tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	37
<b>4.5.</b> Prostat + lenf nodu 10 MV YART tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	38
<b>4.6.</b> Prostat + lenf nodu 15 MV YART tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	39
<b>4.7.</b> Prostat + lenf nodu 10 MV VMAT tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	39
<b>4.8.</b> Prostat + lenf nodu 15 MV VMAT tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	39
<b>4.9.</b> Prostat bezi 10 MV YART tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	40
<b>4.10.</b> Prostat bezi 15 MV YART tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	40
<b>4.11.</b> Prostat bezi 10 MV VMAT tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	40
<b>4.12.</b> Prostat bezi 15 MV VMAT tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )	40
<b>8.1.</b> Akciğer bölgesi 10 MV VMAT ışınlama sonuçları	54
<b>8.2.</b> Akciğer bölgesi 15 MV VMAT ışınlama sonuçları	54
<b>8.3.</b> Akciğer bölgesi 10 MV YART ışınlama sonuçları	55
<b>8.4.</b> Akciğer bölgesi 15 MV YART ışınlama sonuçları	55
<b>8.5.</b> Prostat + lenf nodu 10 MV VMAT ışınlama sonuçları	56
<b>8.6.</b> Prostat + lenf nodu 15 MV VMAT ışınlama sonuçları	56

<b>8.7.</b> Prostat + lenf nodu 10 MV YART ışınlama sonuçları	57
<b>8.8.</b> Prostat + lenf nodu 15 MV YART ışınlama sonuçları	57
<b>8.9.</b> Boost bölgesi 10 MV VMAT ışınlama sonuçları	58
<b>8.10.</b> Boost bölgesi 15 MV VMAT ışınlama sonuçları	58
<b>8.11.</b> Boost bölgesi 10 MV YART ışınlama sonuçları	59
<b>8.12.</b> Boost bölgesi 15 MV YART ışınlama sonuçları	59
<b>8.13.</b> VMAT tekniği ile çapraz ölçüm sonuçları	60
<b>8.14.</b> YART tekniği ile çapraz ölçüm sonuçları	60
<b>8.15.</b> Farklı derinlikte alan kenarında ölçüm sonuçları	61

## 1. GİRİŞ

Kritik yapılar yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve hacimsel ayarlı ark tedavisinde (VMAT) önemli oranda korunmasına rağmen sonraki dönemlerde ikincil kanserlerin görülmesi, kanser oluşumunu tetikleyen başka parametrelerin olabileceğini göstermektedir (1). Literatüre göre en olası parametrelerden birinin fotonötronlar olduğu bilinmektedir.

Fotonların enerjisi arttıkça dokuya daha derin nüfuz edecekleri ve bunun sonucunda tümör hedefine daha fazla radyasyon dozunun iletileceği bilinmektedir. Bu, prostat ve akciğer kanserinin üç boyutlu konformal radyoterapisi (3B-KRT) ile gözlemlenmiş olan bir durumdur (2). Fakat bununla birlikte, foton enerjisi arttıkça iki sorun ortaya çıkmaktadır: 8 MV veya daha yüksek foton enerjileri kullanıldığında, penumbra da bir artış olmakta ve lineer hızlandırıcının kolimatöründen ikincil nötronların (fotonötron) üretimi gerçekleşmektedir (3,4).

Fotonötronlar 8 MV ve üzerinde enerjiye sahip fotonların kullanıldığı durumlarda ortaya çıkan, enerjisi 0,025 eV'den 10 MeV'e kadar ulaşabilen, yüksek radyasyon kalite faktörü nedeniyle fotonlara göre enerjisine bağlı olarak dokuda 5-20 kat fazla hasar oluşturabilen ve doku gibi hidrojen zengin bileşenler tarafından kolayca soğurulan/yavaşlayan parçacıklardır (4).

Bu çalışmada Rando fantom üzerinde kabarcık dedektörleri ile termal nötron ölçümleri alınmış ve fotonötronların prostat ve akciğerde etkisinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Ölçümler YART ve VMAT teknikleri kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada tedavi planlama sistemi (TPS) olarak Raystation (RaySearch Laboratories) kullanıldığından çıkan sonuçlar termal nötrondan kaynaklı ek doz hakkında TPS kullanıcıları için bilgi verici bir çalışma olacaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Modern Radyoterapi Uygulamaları

#### 2.1.1. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi

3B-KRT’de tedavi öncesi ve sırasında görüntüleme amaçlı X-ışını kullanılarak elde edilen bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılmaktadır. Bu görüntülerden elde edilen bilgiler hastanın anatomik bilgileri ve uygulanacak tedavinin bir simülasyonu, TPS’ye aktarılmaktadır. Bu planlama sistemlerine aktarılan görüntü verileri ve kesitleri üzerinden hastanın hedef bölge, sağlıklı dokuları ve diğer yapıları tanımlanarak hedef hacmin ve kritik yapıların aldığı dozlar kontrol edilebilmektedir. Hedef hacimdeki doz homojenitesi farklı tedavi alanları kullanılarak ayarlanabilmektedir. Bu sayede tümöre hacimce optimal doz verilerek kontrol sağlanırken kritik organlar üzerindeki yan etkiler azaltılarak hastanın yaşam kalitesi ve kür olasılığı artırılmaktadır (7).

#### 2.1.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

3B-KRT’ye göre ileri bir radyoterapi yöntemidir. YART’ta ana ışın alanı tümörde farklı yoğunluklar oluşturularak küçük segmentlere bölünmektedir. Böylelikle hedef hacim içerisinde farklı bölgelere farklı yoğunlukta radyasyon verilerek tümörde istenilen doza çıkılmaktadır. Ayrıca hedef dokunun çevresinde sağlıklı dokular bu teknik sayesinde daha iyi korunmaktadır (7). YART tedavilerinde bilgisayarlar ve TPS algoritma kullanma güçlerinden yararlanılarak belirli optimizasyonlar ve olasılık hesaplamaları yapılmakta, bunun sonucunda doz dağılım haritası oluşturulmaktadır.

3B-KRT’ye göre YART uygulamalarında tedavinin planlama ve uygulama süreci daha uzun sürmektedir. Günümüzde gelişen teknoloji ile TPS ve algoritmalarının gelişen YART uygulamalarında kullanımı hızla artmaktadır.

#### 2.1.3. Hacimsel Ayarlı Ark Terapisi

Geleneksel radyoterapi teknikleri ile karşılaştırıldığında VMAT, normal dokuların korunması ve hedef hacme yüksek doğrulukta doz verebilme kabiliyeti ile yeni bir radyoterapi tekniğidir. VMAT ayrıca geleneksel YART’a kıyasla ışınlama



sırasında gantri dönüşü de sağladığı için daha kısa tedavi uygulama süresi gibi ek avantajlar sunabilmektedir. VMAT artık günümüzde birçok klinikte kullanılmaktadır (9).

## 2.2. Tedavi Planlaması

1950'lere kadar tedavideki doz dağılımı hesaplanamıyor ve bunun yerine tedavi zamanı manuel tutuluyor ya da ciltteki reaksiyonların seviyesine göre ayarlanıyordu. Bu işlemler sırasında radyasyonun şekil olarak düzgün ve elektron yoğunluğu homojen olan bir dokuda soğrulduğu varsayıldı. Böylelikle belirli bir derinlikte soğrulan doz değeri ileri ve geri yönde saçılan elektronlar hesaba katılmadan bulunurdu (11).

Günümüzde kullanılan TPS'ler ile hastanın 3 boyutlu BT kesitleri üzerinde doz dağılımları hesaplanmaktadır. TPS'ler farklı doz hesaplama algoritmaları ile BT kesitlerinde organların ve hedef hacmin elektron yoğunluğuna göre doz hesabı yapabilmektedir. TPS'lerin doku içinde herhangi bir noktadaki dozu belirleyebilmesi için radyasyonun doku ile etkileşmesini ve sonrasında saçılan elektronların bu ortamda soğrulmasını doğru olarak tahmin edebilmesi gerekmektedir. En etkili tahmin ise etkileşim yolunu da bilebilmesidir. (11).

## 2.3. Radyasyondan Korunma

Radyasyondan korunma temel olarak bireyleri hem içsel hem de dışsal olarak maruz kalabilecekleri radyasyon kaynaklarından korumayı hedefleyen tanımlamalardır. Bilimsel araştırmaları baz alan Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (ICRP), oluşturduğu Radyolojik Koruma Sistemi ile tüm dünyanın bu sistemdeki başlıklara uymasını tavsiye etmektedir. Ayrıca bu komite, radyasyonun insan bedenindeki yan etkilerini ve doz limitlerini de tanımlamaktadır (51).

Komite, iyonlaştırıcı radyasyon kaynakları için doz limitlerini belirlemiştir. Bu limitler içerisinde farklı enerji seviyelerindeki nötronlar da bulunmaktadır. Ayrıca nötronlardan kaynaklı oluşacak ek dozun eşdeğer doz değeri için gerekli değerleri, limitleri ve bu ek dozdan nasıl korunması gerektiği hakkında da önerilerde bulunmaktadır.

### 2.3.1. Radyasyon Birimleri

**Soğrulan Doz:** Birim kütlede maddenin depoladığı enerjidir. Birimi gray (Gy) olup malzemenin 1 kilogramında soğrulan 1 joulelik enerji miktarına karşılık gelmektedir (13).

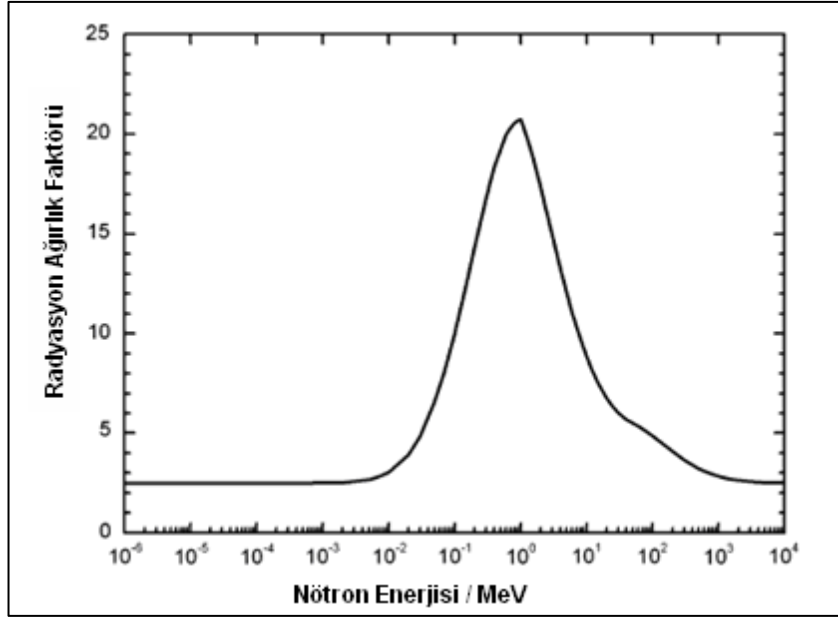
$$\text{Gy} = 1 \text{ J/kg, eski birim raddır. rad}=0,01 \text{ Gy}$$

**Eşdeğer Doz:** Farklı tip radyasyon kaynaklarından soğrulan enerjiler eşit olsa bile biyolojik etkileri benzer olmayabilir. Bu sebeple biyolojik etki sadece soğrulan doza bağlı değildir. Soğrulan dozun radyasyon tipine bağlı olarak ağırlık faktörüyle ( $W_R$ ) çarpılmasıyla doz eşdeğerliği bulunur. ICRP'nin raporunda  $W_R$  Tablo 2.1 ve farklı nötron enerjilerine karşılık gelen ağırlık faktörü Şekil 2.1'te gösterilmektedir (18).

ICRP 103 no'lu raporunda radyasyon ağırlık faktörleri (18)

**Tablo 2.1.** ICRP 103 no'lu raporunda radyasyon ağırlık faktörleri (18)

RADYASYON TÜRÜ	Ağırlık Faktörü
Foton (Tüm enerjiler)	1
Elektron ve muonlar (Tüm enerjiler)	1
Nötron	
Bilinmeyen enerjilerde	Sürekli fonksiyonlar
<10 keV	2.50
10-100 keV	10
100 keV-2 MeV	20
2 MeV-20 MeV	10
>20 MeV	5
Proton ve yüklü pilyonlar	5
Alfa parçacıkları,fisyon parçaları,ağır iyonlar	20



**Şekil 2.1.** Nötronun enerjisine göre radyasyon ağırlık faktörleri (18)

Eşdeğer doz birimi Sievert (Sv)'tir. Eşdeğer doz değeri için formül ise (13);

$$H_T = \sum W_R D_{T,R}$$

$H_T$ : Eşdeğer doz

$D_{T,R}$ : Soğrulan doz

$W_R$  : Radyasyon ağırlık faktörü

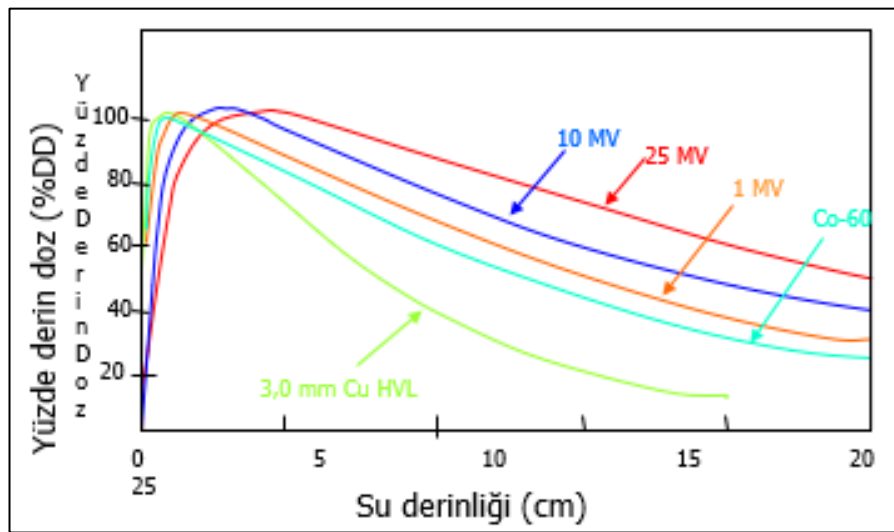
$$\text{Eşdeğer Doz} = \text{Soğrulan Doz} \times W_R$$

## 2.4. Doz Dağılımı Analizi

### 2.4.1. Derin Doz Analizi

Işın demeti madde ile etkileştikten sonra soğrulan doz derinlikle değişmektedir (Şekil 2.2). Yani radyasyon demeti hasta veya fantomda soğrılmaya başladıktan sonra absorbe doz derinlik ile değişecektir. Bu olay enerji, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan olan uzaklık, ışın alanı kolimasyonu sistemi gibi değişkenlerden etkilenmektedir.

Doz hesaplamasında yapılması gereken, radyasyon demetinin merkezi eksenini boyunca derin doz değişimini belirlemektir. Genellikle de ölçümler merkezi eksen boyunca derinlik değişimi sayesinde bulunmakta ve referans bölge radyasyon ölçümlerinin fonksiyonu olarak ifade edilmektedir. Burada doz hesaplamalarında genellikle su kullanılmaktadır. Bunun en önemli sebepleri yumuşak doku ve kasların foton veya parçacıkların enerjileriyle karşılaştıkları zaman gösterdikleri tepkilerin benzerini suyun da göstermesidir. Ayrıca su, çalışmalarda ulaşılabilecek en rahat, güvenli ve düşük maliyetli bir madde olduğundan sıkça kullanılmaktadır (7).



Şekil 2.2. Farklı enerjilerin sudaki derinliğe bağlı Yüzde Derin Doz (YDD) değişimi (1,7)

#### 2.4.2. Yüzde Derin Doz (YDD)

Yüzde derin doz, radyasyon kaynağı ile cilt mesafesinde alanın merkez eksenini boyunca suda ölçülen dozların en yüksek doz değerine oranı olarak tanımlanmaktadır. Bu ölçüm, su yerine su eşdeğeri olan başka malzemelerle de yapılabilmektedir. Ölçülen değer daha sonra en yüksek doz değerine normalize edilmektedir (şekil 2.2).

Derinlik arttıkça YDD maksimum doza ulaşmakta, bir noktadan sonra ise azalmaktadır. Dozun maksimuma ulaştığı yere kadarki bölgeye 'build-up bölgesi' adı verilmektedir. Yüksek enerjili ışın demeti yüzeye girerken yüzeyden yüksek enerjili elektronlar koparmaktadır. Bu elektronlar enerjileri bitene kadar madde içerisinde yol kat etmekte ve bu sırada etkileşimlere girmektedir. Elektronların durması için gereken

mesafe ise  $d_{maks}$ 'tır. Build-up bölgesinin ilerisinde ışın demetinin enerjisi arttıkça giriciliği ve aynı derinlikte bıraktığı doz da artmaktadır. Buna bağlı olarak YDD de artmaktadır (7).

## 2.5. Nötron, Foton ve Elektron

### 2.5.1. Nötron-Madde Etkileşimleri

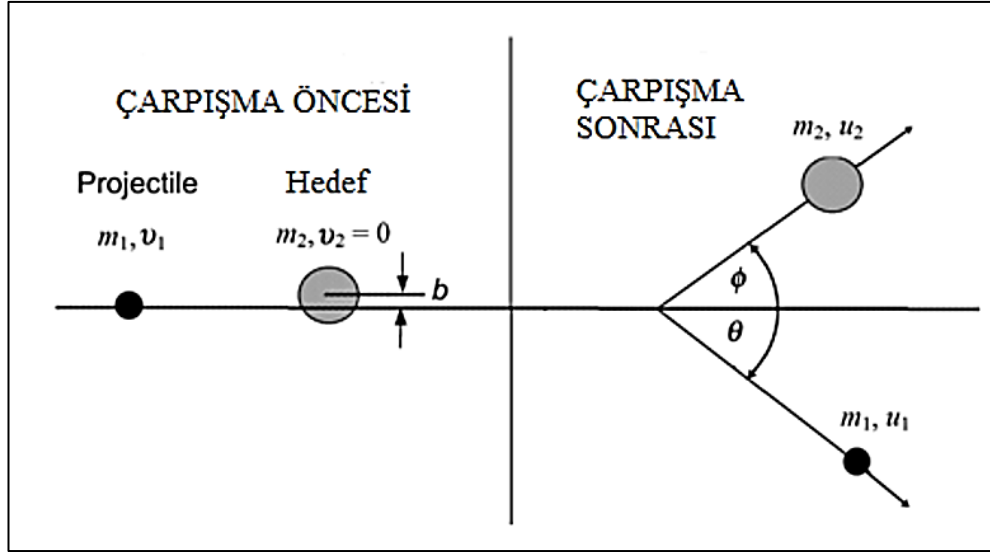
Yüksüz parçacıklar olan nötronlar etkileşime girdikleri maddelerin elektronları veya çekirdeği arasındaki Coulomb kuvvetleri ile etkileşime uğramamaktadır. Fakat diğer yüklü parçacıklar madde ile etkileşime girebilmeleri için Coulomb engelini aşmak zorundadırlar. Çekirdek ile olan etkileşimlerinde çekirdek kuvvetlerinin etkisinde kalmaktadırlar (14,15).

Nötronlar enerjilerine göre sınıflandırılırlar. Bunlar (14);

- Yüksek enerjili nötronlar:  $E > 100 \text{ MeV}$
- Hızlı nötronlar:  $10 \text{ MeV} > E > 100 \text{ keV}$
- Epitermal nötronlar:  $1.000 \text{ eV} > E > 0,5 \text{ eV}$
- Termal/Yavaş nötronlar:  $0,5 \text{ eV} > E > 0,005 \text{ eV}$
- Soğuk ve ultrasoğuk nötronlardır:  $0,005 \text{ eV} > E$

### Elastik çarpışma

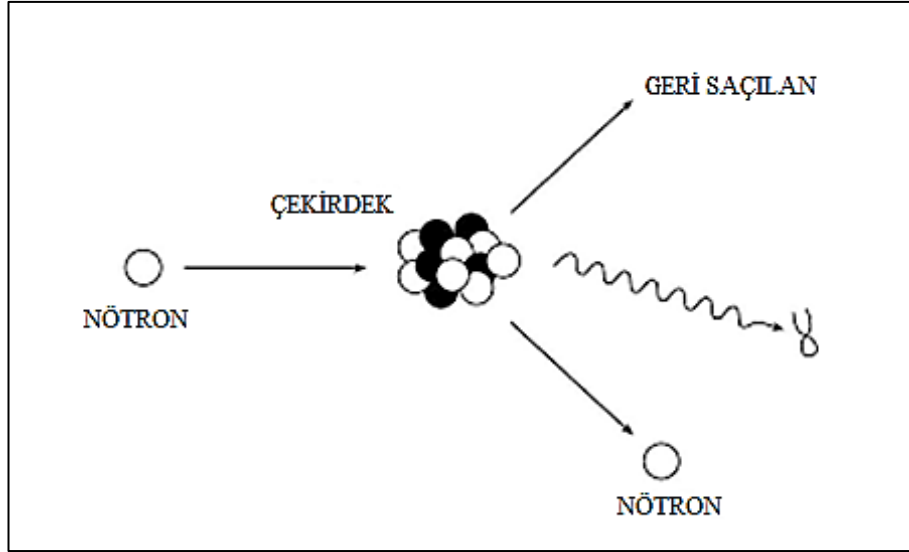
Nötronların atom çekirdeği ile olan etkileşimlerinden biri olan elastik çarpışma, nötronun bir atom çekirdeğine çarpıp daha sonra kinetik enerjisinin bir kısmını aktarıp geliş doğrultusundan farklı bir doğrultuya saparak çekirdekten uzaklaşmasıdır (Şekil 2.3). MeV seviyesine kadar olan enerjiye sahip nötronlar bu sayede enerji kaybedebilmektedir. Bu çarpışmada çekirdeğin yapısında değişiklik olmamakta ve momentum ile enerji korunmaktadır (14).



**Şekil 2.3.** Nötronun atom çekirdeği ile etkileşime girerek elastik saçılmaya uğraması (14)

### Elastik olmayan çarpışma

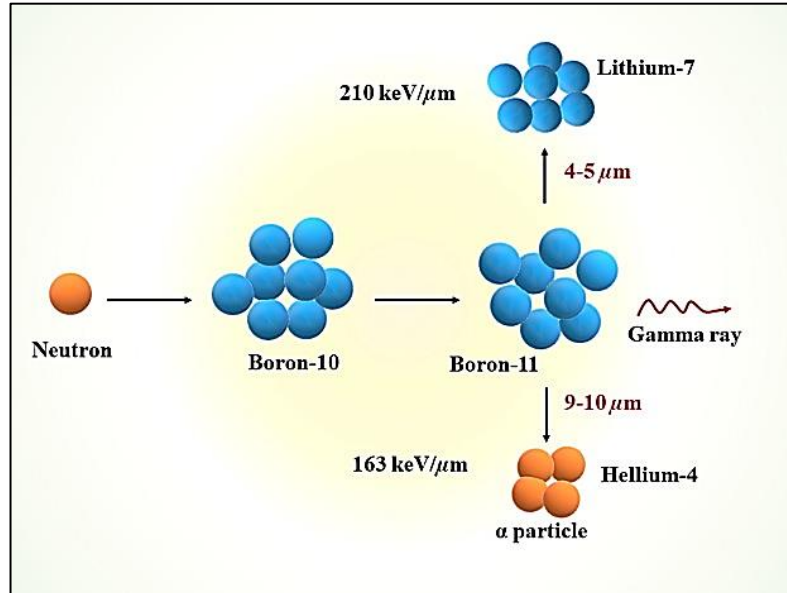
Bu çarpışmasında çekirdek ile birleşerek ve çekirdeğin fiziksel yapısını değiştirerek, sahip olduğu kinetik enerjisinin bir kısmını da çekirdeğe vererek nötron tepkimeye girmiş olur. Bu enerji transferinden dolayı çekirdeği farklı bir doğrultuda ve başlangıçtaki kinetik enerjisinden daha küçük bir enerji ile terk etmektedir (Şekil 2.4). Çekirdek ise bu etkileşimden dolayı bir gama ışını yayarak sahip olduğu fazla enerjiden kurtulmaktadır. Çekirdek temel enerji düzeyine geçmek isteyeceğinden gama ışını salınımı yapmaktadır. Bu olay 1 MeV ve daha yüksek nötron enerjilerinde gerçekleşmektedir. Çarpan nötronun sahip olduğu kinetik enerjinin bir kısmı çarptığı çekirdekten gama salınımına sebep olduğundan elastik olmayan çarpışmada momentum korunmamaktadır (14,15).



**Şekil 2.4.** Nötronun atom çekirdeği ile etkileşime girerek elastik olmayan saçılmaya uğraması (14,15)

### Nötron yakalanması

Nötron bu çarpışmada sistemi terk etmeden çarpıştığı atomun çekirdeği ile birleşebilmekte ve böylece bu atomun yeni bir izotopunu meydana getirebilmektedir. Buna örnek olarak bor atomunun nötron yakalama reaksiyonu verilebilir (Şekil 2.5).



**Şekil 2.5.** Bor atomunun nötron yakalaması sonucu oluşan reaksiyon (16)

Bu reaksiyon sonucunda, elastik olmayan çarpışmadakine benzer şekilde çekirdeğin sahip olduğu fazla enerjiyi atarak temel stabil enerji düzeyine gelmesini sağlamak için gama ışıması olmaktadır (14,16). Ayrıca reaksiyon sonucunda açığa çıkan alfa parçacığı boron-nötron yakalama tedavisinde tümör hücrelerini yok etmek için kullanılmaktadır.

### **Yüklü parçacıkların saçılması (n,p), (n,d), (n,t), (n, p) reaksiyonları**

Yüklü parçacıkların, elektriksel yüklerinden dolayı çekirdekten uzaklaşmaları için Coulomb potansiyel duvarını aşmaları gerektiğinden bu tip reaksiyonlar en çok hafif çekirdekler ve hızlı nötronlar arasında gerçekleşmektedir (15,16).

### **Fisyon (Bölünme)**

Atom çekirdeğinin tepkimesi sonucunda ikiye bölünmesi olayıdır. Fisyon sonucunda 200 MeV dolayında bir enerji açığa çıkmaktadır. Ayrıca bölünme sonucunda meydana gelen parçacıkların hızları yaklaşık  $10^9$  cm/sn kadardır (14).

### **2.5.2. Foton Madde Etkileşimleri**

Foton ve madde arasında beş ana etkileşim türü mevcuttur (7). Bu etkileşimler:

- A. Klasik saçılma (Koherent saçılma)
- B. Fotoelektrik olay
- C. Compton saçılması
- D. Çift oluşum
- E. Fotodisintegrasyondur (fotoayırışma)

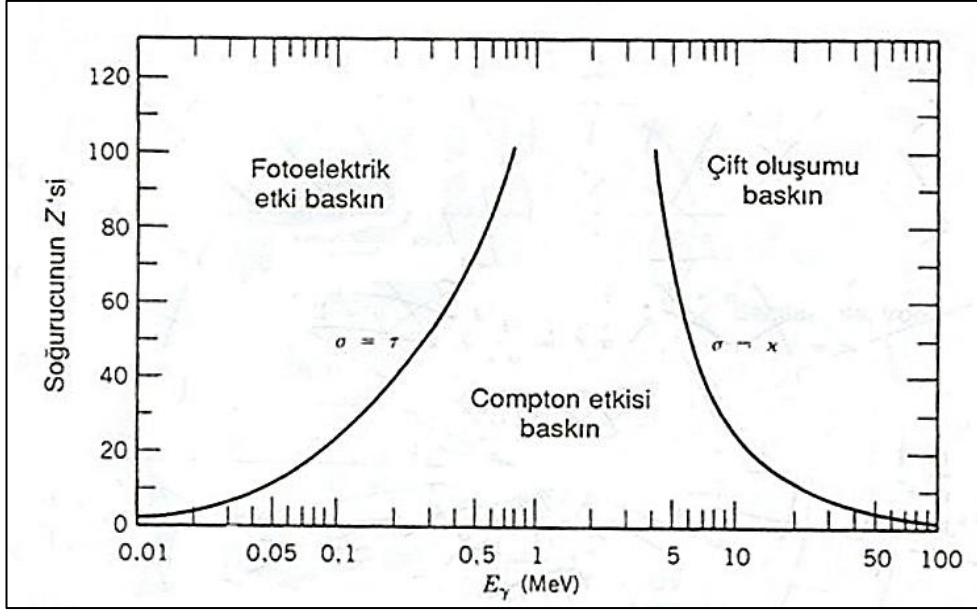
Bu beş etkileşmeden üçü temel foton madde etkileşimleridir (7). Bunlar;

- Fotoelektrik olay
- Compton saçılması
- Çift oluşumdur.



Bu etkileşimlerin su ortamında baskın oldukları enerji aralıkları Şekil 2.6'da gösterildiği gibi;

- Fotoelektrik olay 0,01 MeV-0,025 MeV
- Compton saçılması 0,025 MeV- 25 MeV
- Çift oluşum 1,02 MeV'den daha yüksek enerjilerdir (17).



Şekil 2.6. Foton madde etkileşimlerinin atom numarası ve foton enerjisine bağlı baskın olduğu bölgeler (17)

### Koherent Saçılma

10 keV'in altındaki düşük enerjili fotonlar madde ile iki tip koherent saçılıma girerler. Bunlar Rayleigh saçılması ve Thomson saçılmasıdır. Rayleigh'de tüm elektronlarla, Thomson ise bir elektron ile olmaktadır. Koherent saçılmada gelen foton hedef atomu uyarmakta ve elektronları düşük enerjisinden dolayı sadece titreşime uğratmaktadır. Titreşen elektronlar stabil hale geçmek için fazla enerjilerini benzer dalga boyu ve enerjideki foton olarak vermektedir. Bu saçılma sonucunda herhangi bir enerji transferi veya iyonlaşma gözlenmemekte, sadece radyasyonun yönü değişmektedir (7, 18).

### Fotoelektrik Olay

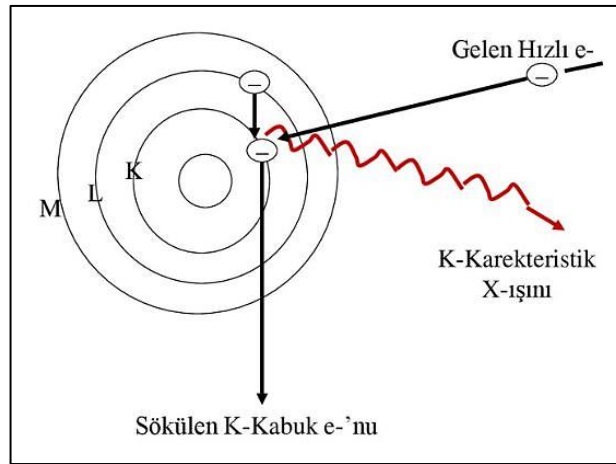
Fotoelektrikte, atomun iç yörünge elektronları ile foton etkileşime girmekte ve gelen enerjinin tamamı elektrona transfer edilerek kaybolmakta ve yörüngeden bir elektron fırlatmaktadır. Bu fırlatılana fotoelektron denilir (Şekil 2.7). Koparılan elektronun enerjisi ise  $h\nu - E_B$ 'dir (7).

$$E_i = E_b + E_{KE}$$

$E_i = h\nu$ : başlangıç foton enerjisi

$E_B$ : elektronun bağlanma enerjisi

$E_{KE}$ : fotoelektronun kinetik enerjisi

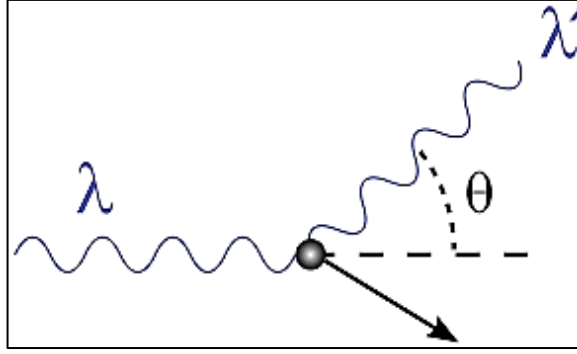


Şekil 2.7. Fotoelektrik olay (7)

Fotoelektrik olayda fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden yüksektir. Ayrıca atom numarasının küpü ile de doğru orantılı olarak gerçekleşir (7).

### Compton Saçılması

Bu olayda, foton atomun dış yörünge elektronu ile etkileşime girerek elektronu yörüngesinden belirli bir  $\theta$  açısı ile fırlatmaktadır. Fırlatılan elektrona Compton elektronu adı verilmektedir. Başlangıç fotonu ise  $\Phi$  açısı kadar saptırılmakta ve başka bir yöne saçılarak hareketine devam etmektedir (7) (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Compton saçılması (7)

Saçılan foton, yüksek enerjisinden de dolayı başka etkileşmelere de neden olabilmektedir. Matematiksel olarak bu etkileşimde enerji transferi şöyle ifade edilebilmektedir;

$$E_i = E_s + E_b + E_{KE}$$

$E_i$ : Gelen radyasyonun foton enerjisi,

$E_s$ : Saçılan fotonun enerjisi,

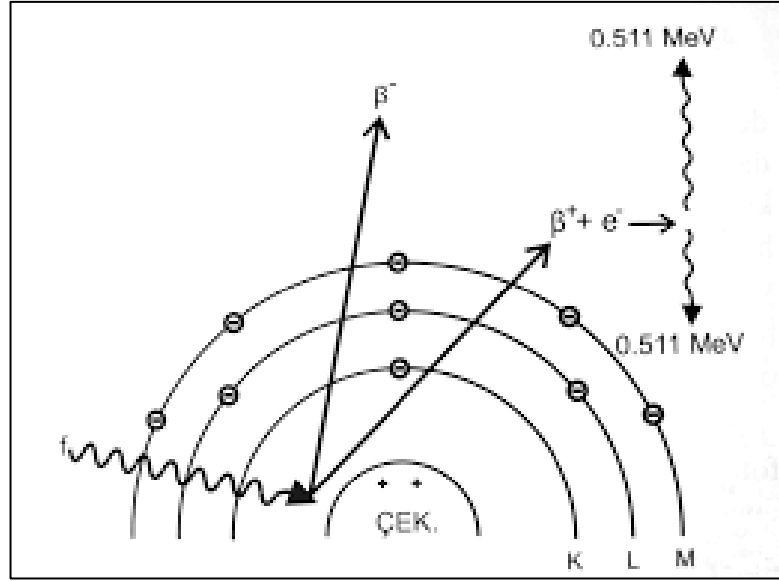
$E_b$ : Elektronun bağlanma enerjisi,

$E_{KE}$ : Fırlatılan elektronun kazandığı kinetik enerji

Compton saçılması atom numarasına bağlı değildir. Bu etkileşim, hedefin yoğunluğu (gram başına elektron sayısı) ve gelen fotonun enerjisi ile ilişkilidir. Foton enerjisi arttıkça Compton saçılması ihtimali azalmaktadır (7).

### Çift Oluşumu

Çift oluşu olayında foton, atom çekirdeği ile etkileşime girerek biri negatif, diğeri pozitif iki parçacık oluşturmaktadır (Şekil 2.9). Elektronla aynı kütlede ve pozitif yüklü olan bu parçacığa pozitron adı verilmektedir (7).



Şekil 2.9. Çift oluşumu (7)

Başlangıç foton enerjisinin minimum 1,02 MeV olması gerekmektedir. Einstein'ın kütle ve enerji eşitliğine ( $E=mc^2$ ) göre enerji, kütleye dönüşmektedir. Burada oluşan elektron diğer etkileşimlerdeki gibi diğer atomlarda iyonlaşmaya neden olmaktadır. Oluşan pozitron ise elektronun yaptığı gibi iyonizasyon, uyarılma ve Bremsstrahlung etkileşimlerini yaparak enerjisini kaybetmektedir. Enerjisi azaldıkça hızı da azalan pozitron, çevresindeki serbest elektronlardan biri ile karşılaşırsa zıt yüklü olduklarından birbirlerini sönmülmendirmektedir. Bu olaya annihilasyon (yok olma) adı verilmektedir. Bu sönmülmene sonucunda ters yönde, enerjileri 0,51 MeV olan iki gama ışını oluşmaktadır (7).

Bu olay zaten parçacıkların meydana gelişlerindeki olayın tam tersidir. Burada yine Einstein'ın kütle-enerji eşitliğine bağlı olarak parçacıkların kütleleri enerjiye dönüşmüştür. Çift oluşumunun olma olasılığı ise Z atom numarasına bağlı olup atom numarası ile birlikte artmaktadır (7).

### Fotodisintegrasyon (Fotoayırışma)

Bu etkileşim, foton ve atomun çekirdeğinin etkileşimidir. 8-10 MeV'den daha yüksek enerjili fotonlar atomun çekirdeğini parçalayarak atom altı parçacıkların oluşmasına yol açmaktadır. Genellikle de çekirdekten nötronların yayınlanmasına neden olmaktadır (6, 12).

### 2.5.3. Elektron Madde Etkileşimleri

Elektronlar inelastik çarpışma yapmakta ve madde ile çarpışma ve ışına etkileşimine girmektedir.

#### Çarpışmayla Enerji Kaybı

Elektronlarda iyonizasyon ve uyarılma ile enerji kaybı meydana gelmektedir (7,17).

#### İyonizasyon

Temel atom iyonlaşma mantığına benzer olan iyonizasyon olayında, gelen elektron enerjisi yörünge elektronunun bağlanma enerjisinden daha yüksek ise o elektron bulunduğu yörüngenin dışına fırlatılmaktadır. Böylece atom iyonizasyonu gerçekleşmektedir. Ayrıca ayrılan elektron 100 eV'den daha fazla enerjide ise bu elektron kendisi de çarpışmalarla iyonizasyon veya uyarılmalara sebep olabilmektedir. Bu tip elektronlar *ikincil elektron* veya *delta ışını* olarak adlandırılmaktadır (7).

#### Uyarılma

Gelen elektron bağlanma enerjisinden küçükse, bu elektron bir üst enerji seviyesine geçmekte ve atom sadece uyarılmaktadır. Gaz ortamında uyarılmışsa atom fazla enerjisini elektromanyetik ışına yaparak vermekte ve temel enerji seviyesine bu ışına sayesinde geri dönmektedir. Fakat ortam gaz değilse, atom ışına yapamayıp temel enerji seviyesine geçebilmek için etrafına ısı enerjisi yaymaktadır. Bunun için birkaç eV'lik enerjiye ihtiyacı vardır ve enerji kaybı gelen elektron için çok küçüktür (7).

#### Bremsstrahlung olayı

Eğer bir elektron atom çekirdeğinin çok yakınından geçerse oluşan Coulomb kuvvetinin etkisiyle hızı frenlenmekte, ayrıca yönü ve doğrultusu da değişerek uzaklaşmaktadır. Bu sırada elektromanyetik ışın yayarak enerji kaybetmektedir. Yayıdığı bu elektromanyetik ışımaya *Bremsstrahlung (frenleme ışını)* adı verilmektedir. Elektronun atoma yaklaşma mesafesi yarıçaptan küçükse bu tür

etkileşme olasılığı daha yüksek olacaktır. Bu olay X-ışınları üretiminin temelini oluşturmaktadır. Bremsstrahlung olayından sonra matematiksel olarak oluşan X-ışınlarının enerjisi ( $h\nu$ ) gelen elektronun enerjisinden fazla olamaz. Olayda kaybedilen enerji, gelen elektronun enerjisine ve ortamın atom numarasına bağlıdır.

Eğer elektron K kabuğundaki bir elektronla etkileşirse bu olay sonucunda karakteristik X-ışını salınmaktadır ancak bu tür bir etkileşimin olma olasılığı düşüktür. Düşük enerjilerde Bremsstrahlung gerçekleşme ihtimali çok azdır. Ancak yüksek enerjilerde bu olayın gerçekleşme ihtimali, çarpışma olayının görülme ihtimalinden daha fazladır. Sonuç olarak Bremsstrahlung olayı elektromanyetik ışının oluşması ile gelen elektronun açısının değişmesi ile sonuçlanmaktadır.

Küçük atom numarasına sahip su ve doku gibi ortamlarda elektronlar genellikle iyonizasyon ile enerji kaybetmektedir. Buna karşın kurşun gibi yüksek atom numarası olan maddelerde Bremsstrahlung daha fazla görülmektedir (7,17).

#### **2.5.4. Elektronötron ve Fotonötron Oluşumu**

Yüksek enerjili foton ve elektronların kullanımı sırasında lineer hızlandırıcılarda özellikle gantry kısmında bulunan ağır metallere dolaylı elektronötron ( $e, e'n$ ) ve fotonötron ( $\gamma, n$ ) etkileşimleri meydana gelebilmektedir. Bu etkileşimlerin sonucunda da elektronötronlar ve fotonötronlar ortaya çıkmaktadır.

Burada elektronötron etkileşiminin gerçekleşme olasılığı daha düşüktür. Çünkü cihazda üretilen elektronlar özellikle hedefe ve diğer kısımlara çok fazla çarpmadan cihazdan elektron olarak çıktıkları için etkileşim ihtimalleri de fotonötrona göre daha az olmaktadır. Bu nedenle çoğu zaman yüksek enerjili elektronlardan kaynaklı nötron kontaminasyonu ihmal edilebilir düzeydedir. Fotonötron etkileşimi ise temel olarak özellikle yüksek enerjili fotonun etkileştiği malzemenin yapısına ve etkileşime giren fotonun enerjisine göre değişiklik göstermektedir (18).

#### **2.5.5. Foton, Elektron ve Nötronların Rölatif Biyolojik Etkinlikleri**

Radyasyonun tipine ve enerjisine bağlı olarak iyonlaştırıcı bir radyasyonun canlılara hasar verme büyüklüğü ölçülebilmektedir. Bu nedenle farklı tip radyasyonun

canlılar üzerindeki etkileri de farklılık göstermektedir (18). Bu duruma rölatif biyolojik etkinlik (RBE) adı verilmektedir. RBE'nin tanımı sağ kalan hücre sayısının Co-60 dozu ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon dozuna oranıdır.

Nötron radyasyonunun değerlendirilmesi için ana kriterler hücre ölümü, kromozom çalışmaları ve hayvan deneylerinin sonucu olan RBE verileridir (18). Nötron RBE'si de nötron enerjisine bağlı olup, radyasyondan korunmada dikkat edilmesi gereken önemli bir bileşeni oluşturmaktadır. ICRP raporlarına göre düşük enerjili nötronlar daha büyük boyutlu bir skalada etkileşime girdiğinden, nötron dozunun çok daha yüksek foton bileşenlerini oluşturmuştur. Bu nedenle, fareler gibi küçük reseptörlerde elde edilen sonuçları insanlara uyarlamaya çalışırken dikkat edilmelidir (18).

Radyasyonun biyolojik maddeye hasar vermesi, o radyasyonun madde ile etkileşiminin ölçüsüne bağlıdır. Radyasyonun ilerlediği yol boyunca birim uzaklık başına aktarabildiği enerjiye lineer enerji transferi (LET) denilmektedir. Bu değer, radyasyonun yükü ve hızı ile bağlantılıdır ve keV/ $\mu$ m birimi ile kullanılır. Eğer bir radyasyonun yükü artıp hızı azalırsa LET değeri de artmaktadır. Örneğin ağır yüklü parçacıklar gama, X-ışınına göre madde içinde daha kısa mesafede daha fazla enerji kaybetmektedir. Bundan dolayı nötronlar birim mesafede daha fazla enerji bırakmaktadır. Bıraktıkları bu yüksek enerji nedeniyle X-ışınları ve elektronlara göre hasar etkisi ve DNA zincirlerinde kırıklar oluşturma olasılığı daha fazladır (18). Farklı tip radyasyon kaynaklarının farklı enerjilerde oluşturdukları LET değerleri Tablo 2.2'de verilmiştir (18).

**Tablo 2.2.** Farklı radyasyon kaynaklarının LET değerleri (18)

<b>RADYASYON TÜRÜ</b>	<b>LET (keV/<math>\mu</math>m)</b>
Co-60 Gama radyasyonu	0,3
250 kVp- X ışını	2
10 MeV proton	4,7
150 MeV proton	0,5
14 MeV nötron	12
2.5 MeV alfa parçacığı	166
2 GeV Fe atomu	1000

## **2.6. Nötron Dozimetrisi**

### **2.6.1. Kabarcık Dedektörlerin Tarihçesi**

Hali hazırda var olan hasar-iz (damage-track) dedektörleri üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda, 1 MeV altındaki nötron ölçümleri için yanıt hassasiyetini geliştirmek amacı ile yapılan çalışmalar sırasında kabarcık dedektörler geliştirilmiştir. Bu, aynı zamanda nötronların çevrelerine potansiyel radyasyon riski oluşturmalarına da sebep olmaktadır. Bu riskten dolayı mutlaka güvenlik açısından nötron dozlarının ölçülmesi gerekmektedir (19).

Günümüzde firma olarak BTI (Bubble Technologies Industries, Chalk River, Canada)'dır. Bu firma, kabarcık dedektörleri kullanıcının ölçüm aralığına ve hassasiyetine göre 2,7 bubble/ $\mu$ Sv duyarlılık aralığı ve termal enerji seviyeleri ile 200 keV–15 MeV nötron enerji aralığında üretebilmektedir. Çalışma sıcaklığı ise 20°C ve 37°C aralığındadır (19).

### **2.6.2. Kabarcık Dedektörler ve Çalışma Prensibi**

Saydam jel veya polietilen malzemenin içerisine freon-12 mikrodamlacıklarının dağıtılması ile kabarcık dedektörler elde edilmektedir. Eğer bu mikrodamlacıklar herhangi bir radyasyon ile etkileşmezse termodinamik olarak kararlı olup bu yarı kararlı durumda aylarca kalabilmektedir. Mikrodamlacıklar bir nötron



parçacığı ile etkileşime girdiklerinde buharlaşarak polietilen malzeme içerisinde kimyasal reaksiyonlar sonucu alfa ve beta gibi salınımlar sayesinde kabarcıklar oluşturmaktadır. Oluşan gaz kabarcıklarının sayısından nötrondan kaynaklı eşdeğer doz miktarı anlık olarak ölçülebilmektedir. Dedektör sertifikasında ve dedektörlerin üzerinde her bir dedektörün kalibrasyon değerleri bubble/mrem ve bubble/ $\mu$ Sv olarak yazılmaktadır (20).

Kabarcık dedektörlerin avantajları şu şekilde sıralanabilmektedir (20):

- Ölçüm yapılan hacminin küçük olması, kullanışlı ve kaliteli ölçüm alınmasını sağlar.
- Elektron ve fotonların enerjileri dedektör içerisindeki sıvı ile kimyasal tepkime için gerekli eşik enerji değerinin altında olduğundan elektron ve foton demetlerinden etkilenmez. Böylece saf nötron ölçümü alınır.
- Ölçüm alındıktan sonra basınç pistonu kullanılarak tekrar tekrar kullanılabilir.
- Firmanın ürettiği optik okuyucu kullanılarak anlık okuma sağlanabilir.
- Nötron ölçümlerinde doz hızı ve enerjiden bağımsız olarak ölçüm yapma olanağı sağlar.

En önemli dezavantajları ise şunlardır (20):

- İyon odaları gibi çok uzun ölçüm zamanlarına sahip değildir. Aylar içerisinde fonksiyonlarını kaybedebilir.
- Kullanım süresinin kısa olması nedeniyle tekrar alınıp kullanılacağından pahalı bir dozimetrik sistemdir.
- Sıcaklık artışı ile sıvıda ölçüm dışı baloncuklar oluşabilir ve bu da çalışmaları yanıltabilir.

### **2.6.3. Kabarcık Dedektörlerin Kalibrasyonu**

Kabarcık dedektörlerin kalibrasyonları üretici firma BTI (Bubble Technology Industries) tarafından yapılmaktadır. Firma bu dedektörlerin kalibrasyonunu 20°C sıcaklıkta, Am-Be nötron kaynağı kullanılarak yapmaktadır. Bu kalibrasyon işlemlerinin amacı, dedektörün uluslararası standartlara uygunluğunu test etmektir. Bu

sebeple dedektör üzerinde çeşitli ölçümler yapılmaktadır. Bu ölçümlerde dedektörlerin sıcaklık bağımlılığını belirlemek amacı ile 20-37°C sıcaklık aralığında ölçümler alınarak farklı sıcaklık değerlerinde dedektörün yanıtı kontrol edilmekte ve farklı sıcaklık değerlerinde ölçülen değerler kalibrasyon yapılan sıcaklık değerine normalize edilmektedir. Daha sonra sıcaklık düzeltmesi için farklı sıcaklık değerinde kalibrasyon eğrisi oluşturulmaktadır (19). Kullanıcılar da bu kalibrasyon eğrisi sayesinde çalışma ortamlarının sıcaklıklarına dikkat ederek daha kesin sonuçlara ulaşmayı hedeflemektedir.

### 2.7. Lineer Hızlandırıcıda Nötron Oluşumu

Lineer hızlandırıcılarda hızlandırılan elektronların enerjisinin cihazın kolimatör kısmındaki birincil kolimatörlerde bulunan malzemelerle çarpışması sonucunda nötron oluşturabilmesi için malzemeyi oluşturan atomların eşik değerlerinin üzerinde olması gerekmektedir (41). Tablo 2.3'te görüldüğü gibi atomların belirli bir enerji eşik değeri üzerindeki etkileşimleri sonucunda nötron oluşumu gözlenmektedir.

**Tablo 2.3.** Farklı atomların eşik enerjisi değerleri (41)

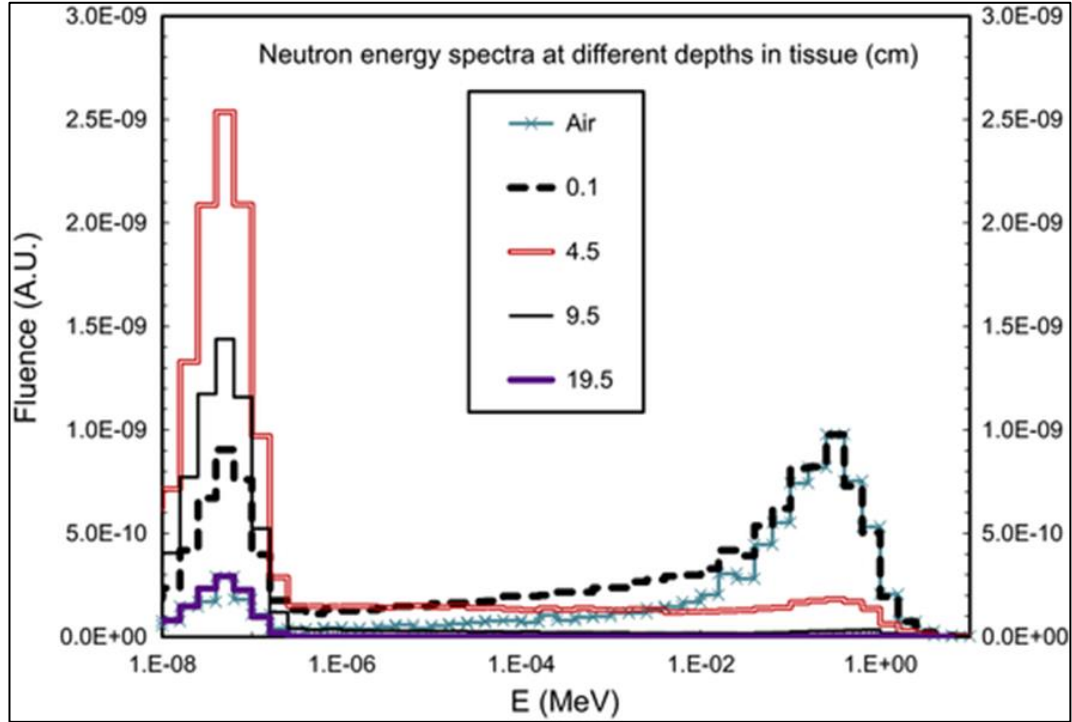
İzotop	Eşik Enerjisi Değerleri (MeV)
C-12 (Karbon)	18,72
O-16 (Oksijen)	15,66
Fe-56 (Demir)	11,2
W-184 (Tungsten)	7,41
Pb-208 (Kurşun)	7,37

Özellikle tungsten ve kurşun, medikal hızlandırıcıların kolimatör kısmında ağırlıklı kullanılan malzemeler oldukları için önem arz etmektedir. Yani nötron kaynağı özellikle bu atomlardan oluşan malzemelerden olduğu için bu malzemelerin kullanım miktarları kolimatör tasarımlarında önemli bir tasarım kriteri olmaktadır.

### 2.8. Doku İçi Yavaş Nötron Oluşumu

Dokudaki derinliğin bir fonksiyonu olarak 18 MV foton ışınından nötron spektrumundaki varyasyonlar birçok çalışmada incelenmiştir (40,41,42). Şekil 2.10'da dikkat çekici bir şekilde, dozu biriktiren hızlı nötron zirvesi derinlikle keskin bir

şekilde azalırken, genellikle dedektörde sinyal biriktirmekten sorumlu olan termal nötron zirvesi derinliğe çok farklı bir bağımlılık göstermekte olup 4,5 cm derinlikten 19,5 cm derinliğe kadar hala belirgin olarak mevcuttur (41). Yani yüzeyde hızlı nötron biterken termal nötron varlığı doku içerisinde devam etmektedir.



Şekil 2.10. Doku içerisinde farklı derinliklerde nötron spektrum grafiği (41)

Vücut içinde tümörün yerleştiği derinlik arttıkça hızlı nötronlar vücuttaki hidrojen atomlarının bolluğundan dolayı termal nötronlara hızlı bir şekilde dönüşmektedir. Ayrıca tüm nötron grafiklerinde dikkat etmemiz gereken konu, nötron etkileşimlerinde iletilen enerjinin nötronun kinetik enerjisine değil, nötron akısına yani birim alandan geçme olayına bağlı olmasıdır.

## 2.9. Prostat ve Akciğer Kanseri

### 2.9.1. Prostat Kanseri

Prostat kanseri erkeklerde en sık görülen kanserdir. Genellikle ileri yaşta görülmektedir. Yakın akrabalarında prostat kanseri olan kişiler için risk daha yüksektir (21,22,23). Prostat kanseri T evresi, Gleason skoru (GS) ve tanıdaki prostat spesifik

antijen (PSA) düzeyine göre üç risk grubuna ayrılmaktadır. Düşük ve orta riskli hastalığın tedavisinde cerrahi ve radyoterapinin etkinliği benzer iken, yüksek riskli hastalıkta tercih edilmesi gereken tedavi radyoterapidir. Yine orta ve yüksek riskli hastalarda hormon terapi de tedaviye eklenmektedir.

Prostat kanserinin radyoterapisinde risk grubuna göre değişmekle birlikte prostat, seminal veziküller ve lenf nodları hedef yapılar olup mesane, rektum, femur başları, ince bağırsaklar, sakral pleksus ve penil bulb ise kritik organlardır (24,25,26).

### **2.9.2. Akciğer Kanseri**

Akciğer kanseri dünya genelinde en yüksek ölüm oranına sahip kanserdir (30). Akciğer kanseri küçük hücreli (KHAK) ve küçük hücreli dışı (KHDAK) olarak ikiye ayrılmaktadır. Tanıda ve evrelemede hastanın öyküsü, fizik muayenesi, toraks BT ile ileri evrelerde pozitron emisyon tomografi (PET)-BT ve beyin manyetik rezonans (MR) gibi görüntüleme tetkiklerine başvurulmaktadır. Evresine ve alt tipine göre tedavide cerrahi, kemoterapi ve radyoterapi tek tek ve birlikte kullanılmaktadır.

Akciğer kanseri radyoterapisinde hedef yapılar akciğerdeki kitle +/- mediastinal ve/veya hiler lenf nodlarıdır. Kritik organlar ise kalp, akciğerler, özefagus ve spinal korddur.

Kritik yapılar yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve hacimsel ayarlı ark tedavisinde (VMAT) önemli oranda korunmasına rağmen sonraki dönemlerde ikincil kanserlerin görülmesi, kanser oluşumunu tetikleyen başka parametrelerin olabileceğini göstermektedir (1). Literatüre göre en olası parametrelerden birinin fotonötronlar olduğu bilinmektedir.

Fotonların enerjisi arttıkça dokuya daha derin nüfuz edecekleri ve bunun sonucunda tümör hedefine daha fazla radyasyon dozunun iletileceği bilinmektedir. Bu, prostat ve akciğer kanserinin üç boyutlu konformal radyoterapisi (3B-KRT) ile gözlemlenmiş olan bir durumdur (2). Fakat bununla birlikte, foton enerjisi arttıkça iki sorun ortaya çıkmaktadır: 8 MV veya daha yüksek foton enerjileri kullanıldığında, penumbra bir artış olmakta ve lineer hızlandırıcının kolimatöründen ikincil nötronların (fotonötron) üretimi gerçekleşmektedir (3,4).

Fotonötronlar 8 MV ve üzerinde enerjiye sahip fotonların kullanıldığı durumlarda ortaya çıkan, enerjisi 0,025 eV'den 10 MeV'e kadar ulaşabilen, yüksek radyasyon kalite faktörü nedeniyle fotonlara göre enerjisine bağlı olarak dokuda 5-20 kat fazla hasar oluşturabilen ve doku gibi hidrojenden zengin bileşenler tarafından kolayca soğurulan/yavaşlayan parçacıklardır (4).

Bu çalışmada Rando fantom üzerinde kabarcık dedektörleri ile termal nötron ölçümleri alınmış ve fotonötronların prostat ve akciğerde etkisinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Ölçümler YART ve VMAT teknikleri kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada tedavi planlama sistemi (TPS) olarak Raystation (RaySearch Laboratories) kullanıldığından çıkan sonuçlar termal nötrondan kaynaklı ek doz hakkında TPS kullanıcıları için bilgi verici bir çalışma olacaktır.

Kritik yapılar yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve hacimsel ayarlı ark tedavisinde (VMAT) önemli oranda korunmasına rağmen sonraki dönemlerde ikincil kanserlerin görülmesi, kanser oluşumunu tetikleyen başka parametrelerin olabileceğini göstermektedir (1). Literatüre göre en olası parametrelerden birinin fotonötronlar olduğu bilinmektedir.

Fotonların enerjisi arttıkça dokuya daha derin nüfuz edecekleri ve bunun sonucunda tümör hedefine daha fazla radyasyon dozunun iletileceği bilinmektedir. Bu, prostat ve akciğer kanserinin üç boyutlu konformal radyoterapisi (3B-KRT) ile gözlemlenmiş olan bir durumdur (2). Fakat bununla birlikte, foton enerjisi arttıkça iki sorun ortaya çıkmaktadır: 8 MV veya daha yüksek foton enerjileri kullanıldığında, penumbra da bir artış olmakta ve lineer hızlandırıcının kolimatöründen ikincil nötronların (fotonötron) üretimi gerçekleşmektedir (3,4).

Fotonötronlar 8 MV ve üzerinde enerjiye sahip fotonların kullanıldığı durumlarda ortaya çıkan, enerjisi 0,025 eV'den 10 MeV'e kadar ulaşabilen, yüksek radyasyon kalite faktörü nedeniyle fotonlara göre enerjisine bağlı olarak dokuda 5-20 kat fazla hasar oluşturabilen ve doku gibi hidrojenden zengin bileşenler tarafından kolayca soğurulan/yavaşlayan parçacıklardır (4).

Bu alışmada Rando fantom üzerinde kabarcık dedektörleri ile termal nötron ölçümleri alınmış ve fotonötronların prostat ve akciğerde etkisinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Ölçümler YART ve VMAT teknikleri kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada tedavi planlama sistemi (TPS) olarak Raystation (RaySearch Laboratories) kullanıldığından çıkan sonuçlar termal nötrondan kaynaklı ek doz hakkında TPS kullanıcıları için bilgi verici bir çalışma olacaktır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Araç ve Gereçler

##### 3.1.1. Toshiba Aquilion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Aquilion 32 sıra tarama verisine sahip çok kesitli bir BT cihazıdır. Cihazın jeneratörünün 80, 100, 120 ve 135 kVp voltaj seçenekleri ve 10 ile 500 mA arasında değişebilen akım özellikleri ile 0,5, 0,6, 0,75, 1 ve 1,5 saniye aralıklarla 360° görüntüleme yeteneği bulunmaktadır. En fazla tarama genişliği 180 cm olup 0,5, 1, 2, 3, 5, 8 ve 10 mm kesit kalınlığında görüntüler alabilmektedir. Cihazda oluşan görüntüler DICOM formatı ile TPS'ye aktarılmaktadır (34) (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Toshiba Aquilion bilgisayarlı tomografi cihazı

##### 3.1.2. Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı

Radyoterapide çok fazla kullanılan bir cihaz olan Elekta Versa HD lineer hızlandırıcısının 6 MV, 10 MV, 15 MV ve 6 MV FFF foton enerjileri ile 80 çift ve merkezindeki belirli sayıda 0,5 cm kalınlığında ÇYK seti bulunmaktadır. 100 cm SSD'de 0,5x0,5 cm<sup>2</sup> ve 40x40 cm<sup>2</sup> boyutlarında alan açma aralığına sahiptir. Cihaz

360° gantri dönüşüne, 360° kolimatör ve 180° tedavi masası dönüşü özelliklerine sahiptir.

Her ne kadar bu çalışmada cihazın görüntüleme sistemi kullanılmamışsa da bu cihazda tüm yapıları görüntüleyebilmek için hasta konumlandırmasında X-ışını hacim görüntüleme (*X-ray Volume Imaging, XVI*) sistemi kullanılmaktadır. Bu sistem sayesinde 3 boyutlu görüntüler elde edilmekte ve bu görüntüler sayesinde hedef hacim veya sağlıklı doku hareketlerinden kaynaklanabilecek riskler azaltılmaya çalışılmaktadır. Cihazın YART ve VMAT plan bilgilerinin tamamı MOSAIQ® adlı uygulama ile TPS'den cihaza aktarılmakta ve kaydedilmektedir (35) (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı

### 3.1.3. BDT Kabarcık Dedektörü

BD-PND kabarcık dedektörler nükleer santrallerde, araştırma laboratuvarlarında ve medikal uygulamalarda nötron doz ölçümleri için tasarlanmış dedektörlerdir. Bu dedektörler saf nötron ölçümü alabilmeleri için 25 MV'nin altındaki foton ve elektron enerjilerine duyarsızdır. Bu sayede farklı radyasyon kaynaklarının bulunduğu alanlarda nötron ölçümü için ideal bir sistemdir. Dedektör sıkıştırma mekanizması dahil fiziksel olarak 145 mm uzunluğunda ve 19 mm çapındadır. Kabarcık okuması yapılan duyarlı hacmi ise 46 mm x 16 mm boyutlarına sahiptir. Termal nötron duyarlılığı kullanıcının isteğine bağlı olarak 33-25 buble/mrem arasında değişmektedir. Bu dedektörler sıcaklığa karşı çok duyarlı olduklarından



alışmalar sırasında yanlış ölçüm almamak ve sağlıklı bir şekilde muhafaza edebilmek için optimum ortam sıcaklığı 20-37°C arasında olmalıdır. Bu sıcaklık değerleri arasında dedektörün duyarlılığı otomatik olarak ayarlanmaktadır.

BDT kabarcık dedektörlerin duyarlılığı ICRP'nin 60 no'lu raporunda nötron dedektörleri için belirtilen kriterlerin üstündedir. Dedektörün en önemli avantajları anlık görsel okuma sağlaması, yüksek duyarlılık ve küçük boyuta sahip olması olup bu özellikleri sayesinde nötron çalışmaları için uygundur (35) (şekil 3.3).



**şekil 3.3.** Işınlanmış (soldaki) ve ışınlama sonrası sönümlendirilmiş (sağdaki) kabarcık dedektörleri

#### 3.1.4. BDR-III Optik Okuyucu

Dedektörde alınan okumaları yapan bu cihaz, Bubble Technology Industries tarafından üretilmektedir. Okuyucu BD-PND, BDS ve BDT tipi kabarcık dedektörler ile alınan ölçümlerin hızlı ve doğru bir şekilde analiz edilmesini sağlamaktadır. Ayrıca bu okuyucu, dedektörün seri numarasını, duyarlılığını ve kullanıcı bilgilerini girerek dedektöre ait ölçüm verilerinin arşivlenmesi olanağını sağlamaktadır. BDR-III

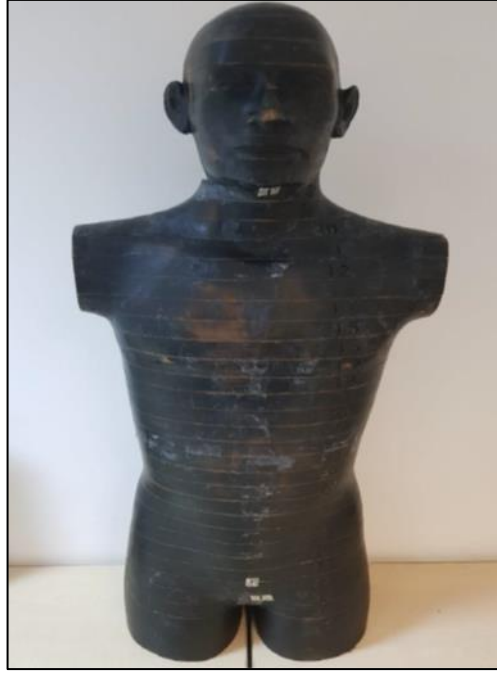
45x25,5x13 cm<sup>3</sup> boyutlarındadır. Sistem 768x494 piksel CCD kamera ve 12,5 mm'lik lense sahip olup görüntü işlemcisi PCI bus short card'dır (35) (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. BDR-III optik okuyucu ve kullanıcı arayüzü

### 3.1.5. RSD Alderson Rando Fantom

Yumuşak doku ve soğurma özellikleri bakımından insan dokusu ile aynı olan Rando fantom, şekil olarak da insan vücut şekli ile aynı özelliğindedir. Fantomdaki yumuşak doku, kemik ve akciğerler insan dokusuyla benzer özelliğindedir. Yumuşak dokular sentetik maddeden üretilmiş olup maddenin atom numarası 7,30, yoğunluğu ise 0,985 g/cm<sup>3</sup>'tür. Akciğerler sentetik köpükten oluşmaktadır ve yoğunluğu 0.33 g/cm<sup>3</sup>'tür. Kemikler ise insan kemikleridir. Fantom her bir kesitinin kalınlıkları 2,5 cm olan 35 yatay kesite sahiptir. Tüm kesitlerde termoluminans dozimetre (TLD) gibi dedektörlerin yerleştirilebileceği delikler bulunmaktadır (36) (Şekil 3.5).



**Şekil 3.5.** Alderson Rando fantom

Rando fantomda bulunan 35 ayrı kesit belirli vücut kesimlerine denk gelmektedir. Aralıklara göre denk gelinen yerler Tablo 3.1’de verilmiştir.

**Tablo 3.1.** Alderson Rando fantomun kesitleri

<b>Fantom Kesit Aralığı</b>	<b>Bulunduğu Bölge</b>
3 – 4	Baş
9 – 10	Boyun
11 – 12	Omuz
13 – 20	Toraks
20 – 30	Abdomen
31 – 32	Pelvis

### **3.1.6. RayStation Tedavi Planlama Sistemi**

RayStation etkin ve güvenilir bir tedavi planlama sistemidir. Birçok görüntüleme veri sistemlerini DICOM formatında işleyerek alabilmektedir. Bu görüntülerden elde ettiği verileri kullanarak tedavi planları için doz hesaplamaları ve plan değerlendirme işlemlerini yapabilmektedir. Sistemin kullandığı algoritma

Collapsed Cone algoritmasıdır. Temel olarak bu algoritma önemli bir hesaplama avantajı sunmaktadır. İleri ve geri yöndeki her türlü foton ve elektronların madde ile etkileşimlerini hesaba katarak gerçeğe çok yakın doz dağılım haritasını sunmaktadır. TPS konvansiyonel ileri yönlü planlamanın yanı sıra YART ve VMAT tekniklerine uygun olarak ters yönlü planlama da yapabilmektedir (37) (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Raystation tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüsü

## 3.2. Yöntem

### 3.2.1. Rando Fantomun Hazırlanması

Ölçümler başlamadan önce Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda kullanılmakta olan Toshiba Aquilion BT Cihazı ile Rando fantomun tomografisi çekilerek veriler TPS sistemine aktarıldı.

#### Kabarcık dedektörleri için fantom kesitlerinin hazırlanması

Rando fantom kesitlerinde kabarcık dedektörlerinin yerleştirilebileceği uygun boşluklar bulunmadığından akciğer ölçümleri için hava eşdeğeri mantar bloklardan, prostat ölçümü için ise doku eşdeğeri balmumu bloklardan 5 cm kalınlıkta her iki bölge için kesitler hazırlandı. Akciğer bölgesi için Rando fantomun 14. ve 15. kesitlerine denk gelecek şekilde 5 cm kalınlığında mantar bir blok şekillendirildi. Bu kesit üzerine kabarcık dedektörlerinin yerleştirilebileceği 10 cm aralıklarla 2 cm çaplı üç adet delik

açıldı. Prostat bölgesi için ise Rando fantomun 26. ve 27. kesitlerine denk gelecek şekilde 5 cm kalınlığındaki balmumu blok kullanılarak doku eşdeğeri kesit hazırlandı. Mantar kesitte olduğu gibi bu kesit üzerinde de üç adet delik açılarak kesit termal nötron ölçümü için hazır hale getirildi (Şekil 3.7). Ayrıca Rando fantom tüm kesitleriyle tedavi masasında hasta konumlandırılıyor gibi tedavi odasında bulunan lazer ve SDD yardımı ile konumlandırıldı.



**Şekil 3.7.** Akciğer ve prostat ölçümleri için hava eşdeğeri mantar ve doku eşdeğeri balmumu bloklar kullanılarak kabarcık dedektörlerinin yerleştirilebilmesi için uygun kesitlerin hazırlanması ve konumlandırılması

### 3.2.2. Planların Oluşturulması

Raystation'da Rando fantomun BT'si üzerine insan vücudundaki tüm organlar bir hekim tarafından kontrol edilerek görüntüler planlamaya hazır hale getirildi. Hem prostat hem de akciğer tümörleri için TPS'de ayrı ayrı planlar hazırlandı.

Akciğer tedavi planları için üç erkek hastada PTV hacimleri değerlendirilerek fantom BT görüntüsü üzerine mediasten yerleşimli ve sağ hiler tutulumlu, 237,97 cc hacimli ve yaklaşık 8 cm uzunluğunda PTV çizildi. Daha sonra fantomdaki bu hedef hacme toplamda 60 Gy doz reçete edilerek 181°'den 179°'ye ve 179°'den 181°'ye iki tam ark kullanılarak akciğer için aynı doz ve ark açılarındaki 10 MV ve 15 MV nominal

foton enerjileri kullanılarak iki ayrı VMAT planı oluşturuldu. Planlar için reçete dozunun en az %95'inin hedef hacimde bulunmasına, kalp ve toplam akciğerin eşik dozları (kalp için  $D_{ort} < 5$  Gy ve  $V_{30Gy} < 3$  ve toplam akciğer için  $D_{ort} < 20$  Gy,  $V_{20Gy} < 30$ ) geçmemesine dikkat edildi. VMAT planları tamamlandıktan sonra aynı hedef hacim için YART planları hazırlandı.  $190^\circ$ ,  $230^\circ$ ,  $270^\circ$ ,  $310^\circ$  ve  $350^\circ$  gantri açılı beş alan kullanılarak dinamik ÇYK yöntemi ile planlar yapıldı. VMAT planlarında olduğu gibi hedef hacmi saran doz yüzdesine ve kritik organların alabilecekleri maksimum doz sınırlamalarına dikkat edilerek 10 MV ve 15 MV için iki ayrı YART planları hazırlandı.

Prostat tedavi planlarında üç erkek hastada PTV hacimleri incelenerek fantom BT görüntüsü üzerinden 16 cm uzunluğunda, lenf nodu tutulumu olan, hacmi 707,34 cc olan bit PTV, sadece prostat bezi için ise 6 cm uzunluğunda ve 153,19 cc hacimli PTV çizildi. Fantomdaki bu hedef hacimlere önce prostat bezi ve lenf nodu tutulumu olan hacme 46 Gy, daha sonra sadece prostat bezine 30 Gy ek doz verilerek toplamda 76 Gy doz reçete edildi. VMAT planları gantri rotasyonu  $181^\circ$ 'den  $179^\circ$ 'ye ve  $179^\circ$ 'den  $181^\circ$ 'ye olarak şekilde iki tam ark ve  $30^\circ$  kolimatör açısı ile hazırlandı. Reçete edilen dozun en az %95'inin hedef hacmi sarmasına, mesane ve rektumun eşik dozları geçmemesine dikkat edildi. Rektum için  $V_{50Gy} < 15$ ,  $V_{65Gy} < 25$  ve  $V_{70Gy} < 20$ , mesane için ise  $V_{65Gy} < 50$  ve  $V_{70Gy} < 35$  eşik doz değerlerine dikkat edildi. Prostat için iki farklı foton enerjisinde VMAT planları hazırlandıktan sonra aynı hedef hacim için YART planları da yapıldı. VMAT planlarında olduğu gibi doz kriterlerine dikkat edilerek 10 MV ve 15 MV foton enerjileri için  $0^\circ$ ,  $51^\circ$ ,  $102^\circ$ ,  $153^\circ$ ,  $204^\circ$ ,  $256^\circ$  ve  $304^\circ$  gantri açılı 7 alanlı YART planları hazırlandı.

### **3.3. Rando Fantomun Işınlanması ve Kabarcık Dedektör Ölçümleri**

#### **Akciğer ışınlamaları**

Tedavi planları Raystation TPS sisteminde hazırlandıktan sonra MOSAIQ® sistemi ile cihaza aktarılarak ışınlamaya hazır hale getirildi. Akciğer ışınlaması için Rando fantomun 14. ve 15. kesitleri çıkarılarak yerine hazırlanmış olduğumuz 5 cm kalınlığında mantar kesit konuldu. Üç adet kabarcık dedektörü bu mantar kesitte hazırlanan boşluklara yerleştirildi. Fantom üzerinde üç farklı seviyede akciğer için

termal nötron ölçümü yapıldı. İlk olarak mantar kesit alan içi seviye olan 14 ve 15 numaralı kesitlerin yerine yerleştirildi. Bu ölçümden sonra ışınlanan kabarcık dedektörleri sayım için ayrılırken mantar kesit içine yeni dedektörler yerleştirilerek 14 ve 15 numaralı kesitlere kaydırılarak birinci alan dışı ölçüm alındı. Aynı işlem tekrarlanarak mantar kesit 18 ve 19 numaralı kesitlere kaydırılarak ikinci alan dışı ölçüm alınarak ölçümler tamamlandı. 10 MV ve 15 MV nominal foton enerjileri kullanılarak hazırlanmış VMAT ve YART tedavi planları için bu işlemler tekrar edildi. Ölçümler aynı plan için iki defa tekrarlandı. Akciğer bölgesi için kritik organlar olan kalp ve akciğerlerin hacimsel eşik doz değerlerine bakıldı.

### **Prostat ışınlamaları**

Kritik organ olarak rektum ve mesane, ayrıca alan dışı olarak böbrekler incelendi. Alan içi 26 ve 27. kesitlere balmumu kalıbı konularak tedavi masasında Rando fantomun konumlandırması ayarlandı. Bu bölge için alan içi 26 ve 27. kesitlerde ilk ölçüm yapıldı. Bu seviyede lenfatikli prostat ışınlaması yapıldı, ardından yalnızca prostata ek olarak 30 Gy doz reçete edildi. Işınlamada Rando fantomun sadece 27. kesiti alan içi alınarak VMAT planı 10 ve 15 MV için ayrı ayrı uygulandı. Daha sonra merkezi aynı kalacak şekilde fantomun 28 ve 29. kesitlerine balmumu yerleştirilerek ilk alan dışı nötron doz ölçümü alındı. Dedektörleri tekrar değiştirdikten sonra ikinci alan dışı bölge olan 30 ve 31. kesitlere balmumu kaydırılarak ölçümler yapıldı. Bu ölçümler de 10 MV ve 15 MV enerjilerinde tekrarlandı. YART ve VMAT teknikleri için ölçümler dedektör belirsizliğini azaltmak için iki defa tekrarlanarak yapıldı.

### **3.4. Rando Fantomda Referans Ölçümleri**

Çalışmamızda nötron ölçümlerinde referans olması için ve derinliğe bağlı nötron değişimini gözlemleyebilmek için de ölçümler yapıldı. Özellikle farklı derinlikte nötron değişimini ölçmek için katı-su fantomu kullanıldı ve hazırladığımız mantar ve balmumu kalıplar kullanılarak derinlik ölçümleri yapıldı.

Öncelikle, akciğer ışınlamasında Rando fantom kullanıldığında TPS'de hesaplanan SSD değerine ve MU değerlerine benzer değerler referans alındı. Daha

sonra yüzeyde SSD 90 cm iken kabarcık dedektör referans nokta olan 10 cm'de ve yaklaşık olarak ortalama bir vücutta çıkış noktasına denk gelen 28 cm derinlikte olacak şekilde dedektörün orta noktası ölçüm konumu ayarlandı. Bu referans ölçüm hem 10 MV hem de 15 MV'de 10x10 cm<sup>2</sup> alan açılarak yapıldı. Sonrasında alan dışı referans ölçümü için mantar kalıp içindeki dedektörlerin uç kısımları 10x10 cm<sup>2</sup> açılan alan kenarına konumlandırıldı. SSD 90 cm iken kabarcık dedektör 10 cm ve 28 cm derinlikte olacak şekilde ölçümler alındı. 10 MV ve 15 MV ışınlar ile alan kenarı ölçümleri tekrarlandı.

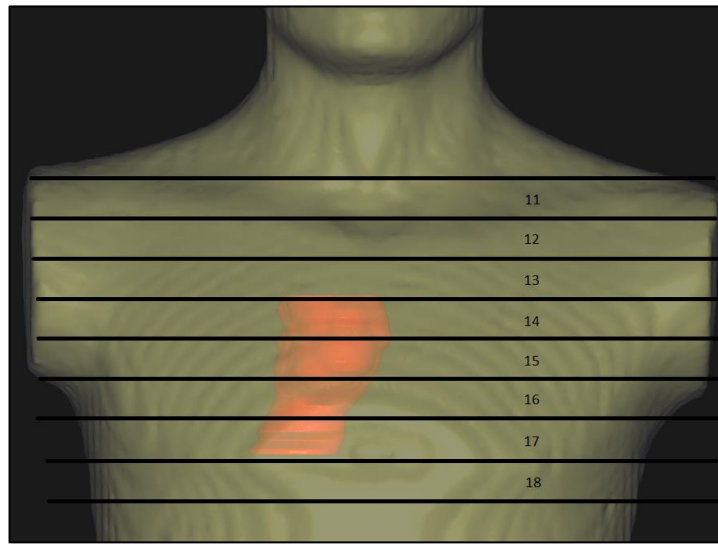
Prostat bölgesi referans ışınlamalarında ise alan içi ölçümü balmumları kullanılarak 10x10 cm<sup>2</sup> alanın merkezine dedektörün orta noktası yerleştirilerek yapıldı. Burada SSD 90 cm iken kabarcık dedektörün 10 cm ve 28 cm derinlikte ölçümleri alındı. 10 MV ve 15 MV enerjiler bu ölçümlerde sırasıyla kullanıldı. Alan içi referans ölçümler tamamlandıktan sonra alan dışı ölçümleri almak için balmumu içindeki dedektörün uç kısmı 10x10 cm<sup>2</sup> açılan alanın kenarına kaydırıldı. Yine aynı şekilde 10 MV ve 15 MV enerjide ölçümler alındı. SSD 90 cm iken kabarcık dedektörler 10 cm ve 28 cm derinlikte ölçüldü.



## 4. BULGULAR

### 4.1. Akciğer Bölgesi İçin Alınan Ölçüm Sonuçları

Rando fantom, lineer hızlandırıcı cihazının tedavi masasına SSD 87 cm ayarlanarak ve lazer konumlandırması ile yerleştirildi. Daha sonra mantar kalıba dedektörler Şekil 3.7’de gösterildiği şekilde yerleştirilerek üç farklı kesit seviyesinde ölçümler alındı (Şekil 4.1). BDR-III optik okuyucusuna ait belirsizliği düşürmek için ışınlanan dedektörlerin üç farklı yönde okumaları yapıldı (Ek 2, Tablo 8.1-4).



**Şekil 4.1.** Akciğer bölgesi için belirlenen Rando fantom kesitleri

Alınan ölçümler sonucunda alan içi termal nötron dozları akciğer bölgesi için alan dışına göre yüksek olduğu bulundu. Ayrıca akciğer bölgesinde 10 MV’de VMAT planının YART planına oranla yaklaşık %50 daha fazla, 15 MV’de ise yaklaşık %61 daha fazla termal nötron oluşturduğu ölçüldü. 15 MV VMAT ve YART tedavi teknikleri kendi içinde incelendiğinde 10 MV’ye oranla VMAT’ta %50, YART tekniğinde ise yaklaşık %60 daha fazla termal nötron okunmasına neden oldu. Akciğer bölgesi için planlama sistemine bakıldığı zaman VMAT planlarında 10 MV ışınlamada yaklaşık 1 fraksiyonda 270 MU kullanılırken 15 MV ışınlamada ise 304 MU kullanıldı. YART planlarında bu değer 10 MV’de 1 fraksiyonda 180 MU ve 15 MV’de ise 184 MU olarak hesaplandı. Ayrıca 10 MV VMAT ile akciğer ışınlamasında birinci alan dışı bölgesinde olan kalp için tedavi sonunda ortalama foton dozu 0,8

cGy/MU ve 15 MV VMAT ışınlamasında ise 0,95 cGy/MU olarak okundu. 10 MV ve 15 MV YART ışınlamalarında ise iki enerjide de yaklaşık 0,7 cGy/MU okundu.

Kalpdeki tüm hacimde MU başına ortalama foton dozu ile termal nötronun kalpte okunan değeri oranlandığında 10 MV VMAT planında %2,21 ve 15 MV VMAT planında ise %2,82 oranında termal nötronların fotona ek doz yüklediği ölçüldü. 10 MV ve 15 MV YART planlarında ise bu değer %1,75 ölçüldü. Uygulanan bir VMAT planında tedavi sonucunda alan dışı termal nötronlar yaklaşık 164,5  $\mu$ Sv iken YART planında bu değer 75,6  $\mu$ Sv olarak hesaplandı.

Akciğer bölgesi YART ışınlamalarında 10 MV enerjide hastanın sağ akciğer tarafından gelen ışın açılarından dolayı sağ tarafta ortalama nötron ölçüm 0,13  $\mu$ Sv/MU seviyesinde iken sol akciğer tarafında bu değer 0,10  $\mu$ Sv/MU ölçüldü. 15 MV için ise hastanın sağ tarafındaki dedektörlerdeki ortalama okuma değeri 0,21  $\mu$ Sv/MU iken sol taraf okumaları ise ortalama 0,18  $\mu$ Sv/MU ölçüldü. Bu değerlere göre hastanın sağ tarafından alan girişleri olduğundan nötron değerleri daha fazla okundu.

**Tablo 4.1.** Akciğer 10 MV YART tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu$ Sv/MU)

	-10cm lateral	Vücut orta hat	+10 cm lateral
<b>Seviye I</b>	0,13±0,02	0,20±0,10	0,11±0,02
<b>Seviye II</b>	0,12±0,01	0,16±0,05	0,09±0,05
<b>Seviye III</b>	0,13±0,08	0,15±0,10	0,10±0,06

\*Seviye I: Kesit 16 ve 17, Seviye II: Kesit 18 ve 19, Seviye III: Kesit 20 ve 21

**Tablo 4.2.** Akciğer 15 MV YART tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu$ Sv/MU)

	-10cm lateral	Vücut orta hat	+10 cm lateral
<b>Seviye I</b>	0,26±0,12	0,39±0,12	0,24±0,15
<b>Seviye II</b>	0,21±0,10	0,27±0,10	0,18±0,12
<b>Seviye III</b>	0,16±0,06	0,20±0,06	0,12±0,04

\*Seviye I: Kesit 16 ve 17, Seviye II: Kesit 18 ve 19, Seviye III: Kesit 20 ve 21

**Tablo 4.3.** Akciğer 10 MV VMAT tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	-10cm lateral	Vücut orta hat	+10 cm lateral
<b>Seviye I</b>	0,22±0,08	0,29±0,10	0,20±0,12
<b>Seviye II</b>	0,20±0,15	0,23±0,10	0,19±0,05
<b>Seviye III</b>	0,20±0,13	0,23±0,05	0,13±0,07

\*Seviye I: Kesit 16 ve 17, Seviye II: Kesit 18 ve 19, Seviye III: Kesit 20 ve 21

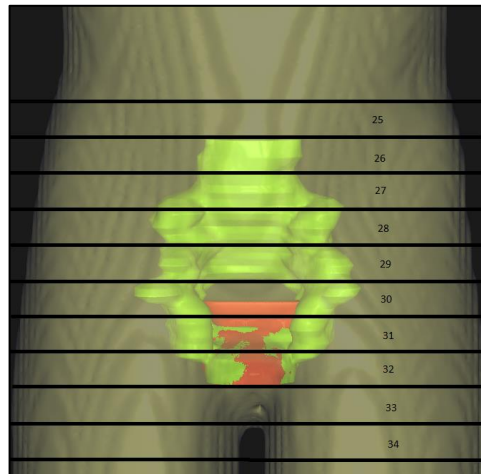
**Tablo 4.4.** Akciğer 15 MV VMAT tedavileri için okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	-10cm lateral	Vücut orta hat	+10 cm lateral
<b>Seviye I</b>	0,27±0,12	0,41±0,10	0,26±0,12
<b>Seviye II</b>	0,26±0,10	0,28±0,08	0,20±0,10
<b>Seviye III</b>	0,24±0,06	0,25±0,15	0,18±0,18

\*Seviye I: Kesit 16 ve 17, Seviye II: Kesit 18 ve 19, Seviye III: Kesit 20 ve 21

#### 4.2. Prostat Bölgesi İçin Alınan Ölçüm Sonuçları

Prostat bölgesi için doku eşdeğeri balmumu fantom 26. ve 27. kesitlere yerleştirildi. Daha sonra Rando fantomun konumlandırılması lazerlere göre yapılarak ışınlamaya geçildi. Dedektörler ışınlandıktan sonra optik okuyucudan veriler alınarak kaydedildi (Şekil 4.2).



**Şekil 4.2.** Lenf nodu tutulumlu geniş alan prostat ve sadece prostat bezi bölgesi için belirlenen Rando fantomun 25. ile 33. kesitleri

Prostat ve lenf nodu tutulumu olan bu bölgeye 46 Gy uygulandı. 10 MV ve 15 MV ışınlamalar hem VMAT hem de YART tekniklerinde ayrı ayrı uygulanıp  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  düzeyinde termal nötron kontaminasyonları ölçüldü (Ek 3, Tablo 8.5-8). Ayrıca prostat bölgesi için tedavi planlama sistemine göre VMAT için 1 fraksiyonda 10 MV’de 280 MU okunurken 15 MV’de 231 MU okundu. YART planlarında ise 1 fraksiyonda 10 MV’de 450 MU, 15 MV’de 410 MU okundu.

Alınan okumalar sonucunda alan içi termal nötron dozlarının prostat bölgesi için alan dışına göre yüksek olduğu ölçüldü. Ayrıca prostat bölgesinde 10 MV’de YART planlarının VMAT planlarına oranla yaklaşık %57 daha fazla, 15 MV’de ise yaklaşık %66 daha fazla termal nötron oluşturduğu ölçüldü. 15 MV VMAT ve YART tedavi teknikleri kendi içinde incelendiğinde 10 MV’ye oranla VMAT’ta %67,5, YART tekniğinde ise yaklaşık %83,2 daha fazla termal nötron okumaya neden olduğu görüldü. Tablo 4.5’teki değerler MU başına ölçülen  $\mu\text{Sv}$  cinsinden nötronlardır. Uygulanan bir VMAT planında tedavi sonucunda alan dışı termal nötronlar yaklaşık 104  $\mu\text{Sv}$  iken YART planında bu değer 304  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplandı. Ayrıca 10 MV VMAT ile prostat ışınlamasında birinci alan dışı bölgesinde olan böbrekler için tedavi sonunda ortalama foton dozu 0,4 cGy/MU, 15 MV VMAT ışınlamasında ise 0,52 cGy /MU olarak okundu. 10 MV ve 15 MV YART ışınlamalarında ise iki enerjide de yaklaşık 0,88 cGy/MU okundu. Böbreklerdeki MU başına foton dozu ile termal nötronun okunan değeri oranlandığında 10 MV VMAT planında %1,51, 15 MV VMAT planında ise %1,93 oranında termal nötronların fotona ek doz yüklediği ölçüldü. 10 MV ve 15 MV YART planlarında ise bu değer %2,55 ölçüldü.

**Tablo 4.5.** Prostat + lenf nodu 10 MV YART tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	-10cm lateral	Vücut orta hat	+10 cm lateral
<b>Seviye I</b>	0,15±0,01	0,18±0,10	0,14±0,10
<b>Seviye II</b>	0,12±0,08	0,15±0,04	0,13±0,10
<b>Seviye III</b>	0,11±0,05	0,10±0,01	0,09±0,01

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

**Tablo 4.6.** Prostat + lenf nodu 15 MV YART tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	<b>-10cm lateral</b>	<b>Vücut orta hat</b>	<b>+10 cm lateral</b>
<b>Seviye I</b>	0,21±0,03	0,20±0,05	0,19±0,10
<b>Seviye II</b>	0,20±0,10	0,18±0,07	0,14±0,02
<b>Seviye III</b>	0,14±0,02	0,18±0,05	0,12±0,02

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

**Tablo 4.7.** Prostat + lenf nodu 10 MV VMAT tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	<b>-10cm lateral</b>	<b>Vücut orta hat</b>	<b>+10 cm lateral</b>
<b>Seviye I</b>	0,12±0,01	0,15±0,07	0,08±0,05
<b>Seviye II</b>	0,09±0,02	0,11±0,05	0,07±0,03
<b>Seviye III</b>	0,08±0,01	0,11±0,08	0,07±0,02

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

**Tablo 4.8.** Prostat + lenf nodu 15 MV VMAT tedavileri için geniş alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	<b>-10cm lateral</b>	<b>Vücut orta hat</b>	<b>+10 cm lateral</b>
<b>Seviye I</b>	0,12±0,04	0,15±0,07	0,12±0,01
<b>Seviye II</b>	0,11±0,05	0,14±0,07	0,10±0,02
<b>Seviye III</b>	0,09±0,03	0,12±0,02	0,07±0,02

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

### **YART ve VMAT boost karşılaştırılması**

Prostat kanseri ışınlanmasında yalnızca prostat bezine 30 Gy ek doz verildi. Bu ek ışınlamada daha küçük alan ışınlandığından ve javların ve liflerin konumları geniş alan planından farklı olduğundan nötron değerleri de farklı ölçüldü. Tüm ölçümler bu farklı mekanik konum etkisini daha iyi gözlemleyebilmek için ayrı olarak kaydedildi (Ek 4, Tablo 8.9-12).

Boost ışınlama daha dar bir alan ışınlaması olduğu için hem akciğer ışınlanmasına hem de prostat + lenf nodu ışınlanmasına kıyasla daha az termal nötron okundu. Ayrıca prostat + lenf nodu ışınlamada olduğu gibi sadece prostat bölgesi ışınlamada da YART tekniğini VMAT tekniğine kıyasla daha fazla termal nötron

kontaminasyonuna neden olduğu görüldü. Yüksek enerjide ise diğer ışınlamalarda olduğu gibi düşük enerjiye kıyasla daha fazla nötron oluştuğu ölçüldü.

**Tablo 4.9.** Prostat bezi 10 MV YART tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	<b>-10cm lateral</b>	<b>Vücut orta hat</b>	<b>+10 cm lateral</b>
<b>Seviye I</b>	0,12±0,05	0,16±0,05	0,12±0,08
<b>Seviye II</b>	0,10±0,03	0,14±0,07	0,11±0,02
<b>Seviye III</b>	0,10±0,06	0,11±0,04	0,08±0,05

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

**Tablo 4.10.** Prostat bezi 15 MV YART tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	<b>-10cm lateral</b>	<b>Vücut orta hat</b>	<b>+10 cm lateral</b>
<b>Seviye I</b>	0,13±0,01	0,17±0,10	0,14±0,02
<b>Seviye II</b>	0,11±0,08	0,15±0,04	0,14±0,07
<b>Seviye III</b>	0,11±0,05	0,10±0,04	0,03±0,01

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

**Tablo 4.11.** Prostat bezi 10 MV VMAT tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	<b>-10cm lateral</b>	<b>Vücut orta hat</b>	<b>+10 cm lateral</b>
<b>Seviye I</b>	0,08±0,01	0,12±0,03	0,04±0,01
<b>Seviye II</b>	0,07±0,02	0,09±0,05	0,04±0,02
<b>Seviye III</b>	0,07±0,06	0,10±0,04	0,03±0,01

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

**Tablo 4.12.** Prostat bezi 15 MV VMAT tedavileri için boost alanda okunan ortalama doz değerleri ( $\mu\text{Sv}/\text{MU}$ )

	<b>-10cm lateral</b>	<b>Vücut orta hat</b>	<b>+10 cm lateral</b>
<b>Seviye I</b>	0,09±0,04	0,14±0,07	0,10±0,05
<b>Seviye II</b>	0,08±0,05	0,11±0,04	0,07±0,02
<b>Seviye III</b>	0,08±0,05	0,10±0,02	0,06±0,08

\*Seviye I: Kesit 26 ve 27, Seviye II: Kesit 28 ve 29, Seviye III: Kesit 30 ve 31

### 4.3. Çapraz Ölçümler

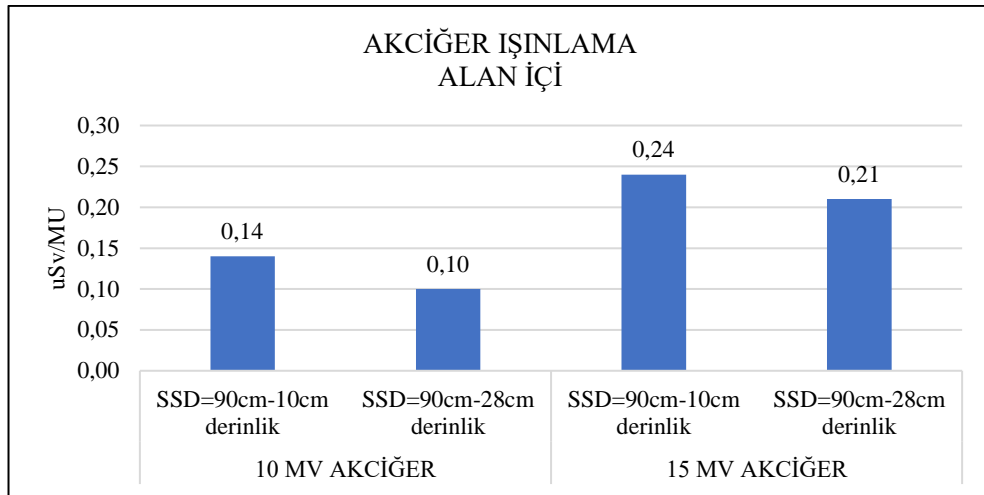
Bu aşamada akciğer ışınlamalarında prostat bölgesinin, prostat ışınlamalarında ise akciğer bölgesinin maruz kaldığı termal nötron ölçümleri alındı. Böylece daha uzak bölgelerde termal nötron etkisi incelenmeye çalışıldı. 10 MV nominal foton enerjisi için tedavi alanından uzak bölgelerdeki termal nötron kontaminasyonu test edildi. Prostat bölgesinde yapılan ölçümlerde VMAT ve YART teknikleri için sırasıyla 0,025  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  ve 0,024  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  ortalama değerleri okundu. Akciğer bölgesinde ise VMAT ve YART teknikleri için 0,042  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  ve 0,043  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  değerlerine ulaşıldı. Detaylı sonuçlar Tablo 8.13-14'te listelenmiştir.

### 4.4. Derinliğe Bağlı Referans Ölçümler

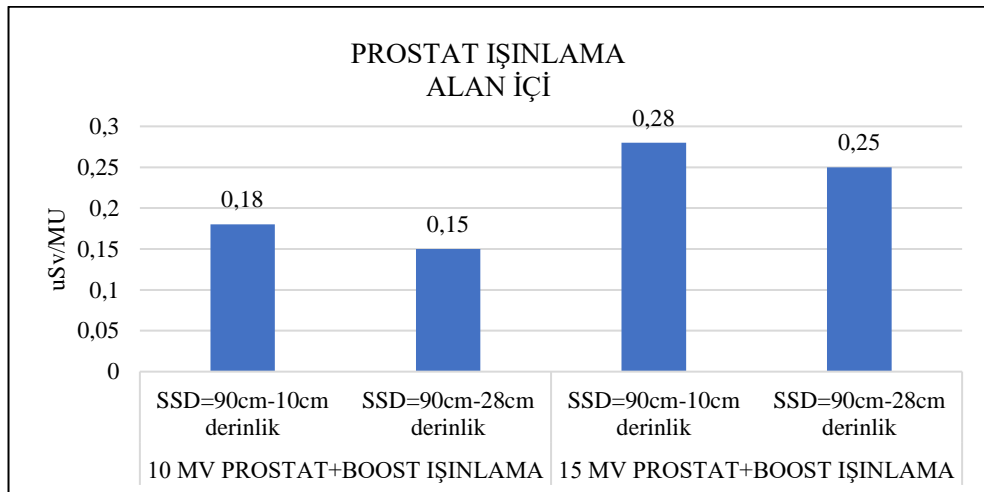
Önceki ölçümlerde alan dışında uzaklığa bağlı nötron kontaminasyonundaki düşüş net bir şekilde gözlemlenirken çalışmanın bu bölümde derinliğe bağlı referans ölçümler alındı (Ek 6, Tablo 8.15). İlk tedavilerden bağımsız olarak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan açılarak akciğer ve prostat ışınlamalarındaki referans değerler kullanıldı. Lateral yöne bağlı nötron kontaminasyonuna ek olarak farklı derinliklerde ölçümler de alındı. Katı-su fantomu ve mantar kalıp kullanılarak iki farklı enerji için 150 MU ve 175 MU ışın verildi. Balmumu ve katı-su fantomu kullanılan düzenekte ise 10 MV ve 15 MV için sırasıyla 175 MU ve 200 MU verildi.

Akciğer bölgesinin simülasyonu için katı-su fantomları ile dedektörün içine yerleştirilen mantar kalıp kullanıldı. Alan içi ışınlamada 10 cm derinlikte 15 MV enerjinin 10 MV'ye kıyasla yaklaşık %60 daha fazla termal nötron oluşturduğu ölçüldü. 28 cm derinlikte 15 MV'nin yaklaşık %47 daha fazla nötron oluşturduğu görüldü. Derinlikle termal nötron değişimine bakıldığında hem alan içinde hem de alan kenarında derinlik arttıkça termal nötronların azaldığı gözlemlendi (Şekil 4.4-5).

Alan kenarından alan içine göre yaklaşık %38 oranında daha az termal nötron ölçümü yapıldı. Bu değer mantar ve balmumu kalıplar kullanılan iki deney düzeneginde de benzer bulundu.



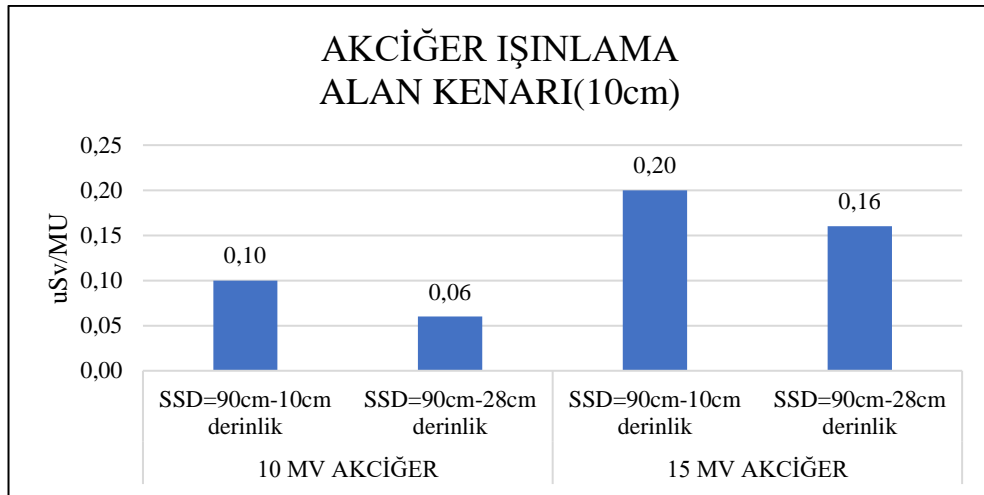
**Şekil 4.3.** İki farklı enerjide akciğer bölgesi için alan içi derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması



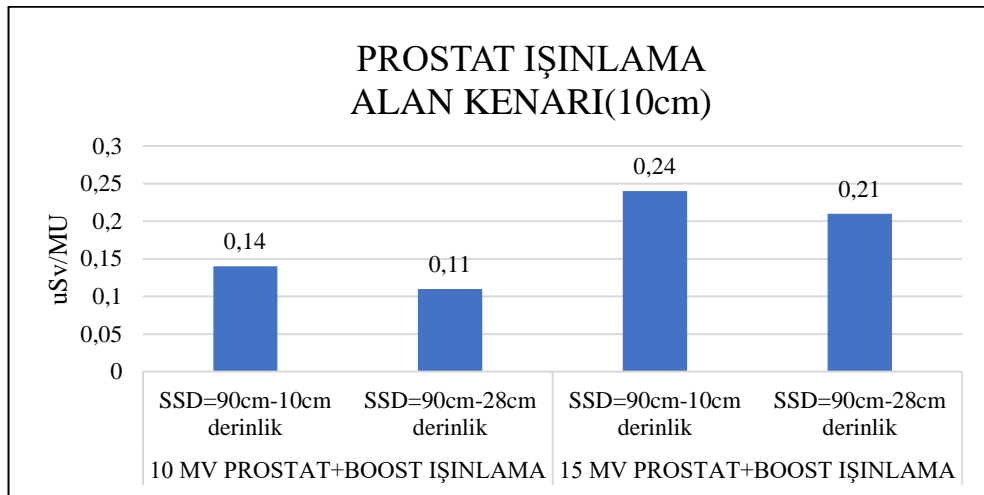
**Şekil 4.4.** İki farklı enerjide prostat bölgesi için alan içi derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması

10x10 cm<sup>2</sup>'lik alanın alan kenarında itibaren 10 cm uzaklıkta alınan ölçümler alan kenarında alınan referans ölçümler olarak adlandırıldı ve bu ölçümler de aynı şekilde farklı SSD değerlerinde alındı (Şekil 4.6-7).





**Şekil 4.5.** İki farklı enerjide akciğer bölgesi için alan kenarı derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması



**Şekil 4.6.** İki farklı enerjide prostat bölgesi için alan kenarı derinliğe bağlı termal nötron doz karşılaştırılması

#### 4.4.1. Tiroid Bölgesi Termal Nötron Ölçümler

Akciğer bölgesinde yapılan ışınlamalarda Rando fantomun baş-boyun kısmında 9. ve 10. kesitlerde, nötrona karşı hassas olan ve ikincil kanser riskinin yüksek olduğu bilinen tiroid bezlerinin maruz kaldığı termal nötron değerlerini belirlemek için de ölçümler alındı (50). Ölçümler 10x10 cm<sup>2</sup> alan açılarak SSD 90 cm'e ayarlanıp 10 cm derinlikte yapıldı ve ortalama 0,09 µSv/MU değeri okundu. Baş-boyun bölgesi kalınlık olarak çok ince ve tiroid bezleri de görece küçük yapılar olduğundan derinliğe bağlı ölçüm karşılaştırması yapılmadı.

## 5. TARTIŞMA

Literatürde radyoterapi sırasında ortaya çıkan fotonötron kontaminasyonu üzerine yapılan çalışmaların genelinde farklı medikal lineer hızlandırıcılarda açık hava nötron dozu ölçümleri alınmıştır. Ayrıca katı-su fantomunda kabarcık dedektörler ve polikarbonat filmler kullanılarak ölçümler de yapılmıştır. Çalışmaların bazılarında ise Monte Carlo simülasyonlarından faydalanılarak farklı setup şartlarında nötron doz hesaplamaları gerçekleştirilmiştir (6, 20, 38, 39, 40). Çalışmamızda akciğer ve prostat bölgeleri için VMAT ve YART tedavileri Rando fantom üzerinde ışınlanarak termal nötron ölçümleri alınmış ve reçete edilen doza etkisi incelenmiştir. Bu çalışma, bilgimiz dahilinde bu açıdan literatüre katkıda bulunan ilk çalışmadır.

Nötronların ana kaynağı, lineer hızlandırıcının kafasında ve hastanın vücudunda meydana gelen fotonükleer reaksiyonlardır. Belirli bir enerji eşiğine ulaşıldığında fotonötronlar oluşabilmektedir (3). Tedavi cihazının kafasında oluşan bu fotonötronların büyük çoğunluğu hızlı nötronlardır. Fakat bu nötronlar yumuşak dokuya giriş yaptıktan sonra enerjilerini doku ile yaptıkları etkileşimlerle kaybetmeye başlayıp termal nötrona dönüşmektedir (41). Çalışmamızda doku içinde oluşan termal nötronların reçete dozuna katkısı incelenmiştir.

AAPM TG 158 no'lu rapora göre yapılan incelemelerde bir Varian lineer hızlandırıcısında üç farklı x-ışını enerjisi için masa düzlemi boyunca ışın izomerkezinden 40 cm'e kadar nötron kontaminasyonu ölçülmüştür (41). Kry ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre nötron üretimi, foton enerji spektrumundaki değişiklik nedeniyle hızlandırıcı modellerine ve cinsine bağlıdır. Varian hızlandırıcılar, aynı nominal ışın enerjisinde daha yüksek ortalama foton enerjisine sahip olduklarından, Siemens veya Elekta hızlandırıcılarının yaklaşık iki katı kadar nötron üretir. Cihazların kafa kısmında oluşan nötronlar dağılmış olacağından, tedavi alanının boyutu nötron dozunu da etkileyebilmektedir. Bu nedenle nötron spektrumu ve nötron akışı eksen dışı mesafeden, SSD'den veya alan boyutundan önemli ölçüde etkilenmemektedir (42). Ayrıca Kry ve arkadaşlarının ölçümlerindeki hızlı ve termal nötron değerlerine göre, çalışmamızdaki termal nötronlarda literatüre uyumlu olarak nötron YDD eşdeğeri, dokuda santimetre başına penetrasyon üstel olarak azalmakta olup bu değer yaklaşık %7,5 bulunmuştur.

Howell ve ark. çalışmasına göre nötronlar ortam ile etkileşime başladıklarında, hızla termalleşmekte ve bu nedenle artan derinlikle doz eşdeğerinde keskin bir düşüş göstermektedir. Çalışmalarında 1 cm ile 25 cm arasında değişen derinliklerde ölçümler alınmış ve nötron spektrumu  $2.5 \times 10^{-9}$ 'dan  $5 \times 10^{-10}$ 'a kadar değişmiştir (43). Çalışmamızda da bu bilgiyi destekleyici yönde farklı derinliklerde alınan termal nötron ölçümleri keskin doz düşüşünü desteklemektedir. Bu düşüş dokuda santimetre başına yaklaşık %7,5 kadar olmaktadır. Çalışmamızda 10 cm ve 15 cm derinliklerde alınan ölçümlerde halen termal nötron ölçülmesi bu literatür bilgisini desteklemektedir.

Genel olarak foton kaynaklı cihazlar, istenmeyen üç nötron kaynağına neden olmaktadır: (a) hastada tedavi ışını aldıktan sonra tedavi alanının dışına saçılan, (b) tedavi alanının dışında hastaya çarpan hızlandırıcının kafasından saçılan ve (c) hızlandırıcının kafa korumasından geçen nötronlar. Eğer alan kenarında nötron kaynaklı doz ölçümü var ise bunun baskın kaynağı cihaz kafa saçılımları ve hasta saçılımıdır (3,4). Fakat alan kenarından uzak mesafelerde (~20 cm'den fazla), hasta ve kolimatör saçılımları nedeniyle enerji spektrumu tedavi alanının dışında içeriye göre daha yumuşaktır. Bu enerji spektrumu tedavi alanı parametrelerine, ışın modülasyonuna ve ışın enerjisine bağlıdır. Yaptığımız bu çalışmada da alan dışında uzaklık arttıkça okunan termal nötron değeri literatüre uyumlu bir şekilde azalma göstermiş ve alan içi nötron değerlerine kıyasla alan dışında artan uzaklıkla ters orantılı olarak termal nötron değerleri azalmıştır. Özellikle bu değer 15 MV'de yaklaşık %75'lik bir azalma göstermektedir.

Stovall ve arkadaşlarının çalışmasında nötronun alan kenarına olan mesafesinin tedavi alanı dışında oluşan foton dozuna eklenen en önemli sebeplerden biri olduğu vurgulanmıştır (45). Foton doz gradyentinin yüksek doz değişim bölgelerinde (%50 izodoz çizgisi olarak tanımlanmaktadır), plan optimizasyonundaki küçük bir fark, hastada bir noktaya iletilen mutlak dozu önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Bu nedenle hastalarda gözlenen ikincil kanserlerin büyük bir kısmının bu yüksek doz değişim bölgelerinde yani alan kenarlarında olduğu düşünülmektedir (46). Çalışmamızda ikincil kanser riski hesabı yapılmamış fakat alan dışı nötron dozları uzaklığa bağlı olarak hem akciğer hem de prostat ışınlamalarında

foton başına nötron doz oranı yaklaşık %2 olarak hesaplanmıştır. ICRP 103 no'lu raporda da kanser riski hesapları yapılmış ve raporda efektif doz artışı ölçülmüştür.

Tedavilerde büyük alan ışınlamaları alan dışında daha fazla nötron saçılımına neden olmaktadır (46). Yaptığımız çalışmada da mediasten bölgesi akciğer ışınlaması sırasında hedef hacim 152 cc iken, lenf nodu tutulumlu prostat kanseri hedef ve boostta 857 cc ölçülmüştür. Bu yüzden de prostat ışınlaması tüm tedavi sonucunda oluşan nötron kontaminasyonu akciğer ışınlanmasına kıyasla yaklaşık her iki enerjide de %28 daha fazla bulunmuştur. Ancak Stovall ve ark. çalışmalarına göre alan kenarından daha da uzaklaştıkça tedavi alan boyutu bağımlılığı azalmaktadır. Aynı şekilde çalışmamızda bulunan ikinci alan dışı bölgeler daha uzak bölgeleri temsil etmekte olup buradaki ölçümler alan kenarındaki ölçümlerden yaklaşık %20 daha düşük çıkmıştır. Çünkü bu bölgede gantride oluşan nötronlar etkin olmaktadır (45).

Ruben ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmalara göre YART ve VMAT gibi tedaviler için tedavi alanı dışındaki doz, ışın modülasyonuna, yani verilen MU değerine bağlıdır (47). Burada ışınların cihazda iletimleri sırasında kullandığı MU sayısı arttıkça daha fazla gantriden nötron kaçağı oluşacak ve daha fazla kolimatör saçılması olacağından nötron kontaminasyonu artacaktır. Bu olay, çalışmamızda farklı MU ışınlamalarıyla incelenmiş ve artan MU ile daha fazla kabarcık dedektörde termal nötron okunduğu görülmüştür.

Zanini ve arkadaşlarının çalışmalarına göre, tedavide uygulanan fotonun nominal enerji değerinin nötron kontaminasyonuna etkisi incelendiğinde ~10 MV ve üzeri enerjilerde hızlandırıcının başındaki nötron oluşumu önemli ölçüde artmaktadır (43,49). Çalışmamızda 10 MV ile 15 MV gibi kliniklerde sıklıkla kullanılan foton enerjilerinin termal fotonötron değerleri ölçülmüş, bunun sonucunda 15 MV ile yapılan tüm planların 10 MV'ye göre ortalama %25 daha fazla termal nötron kontaminasyonuna sebep olduğu gözlemlenmiştir.

Yine Howell ve ark. çalışmasında fotonötronların cihaz kafasındaki temel üretim yerlerinin öncelikle birincil kolimatör ve daha az ölçüde hedef ve düzleştirici filtre olduğu raporlanmıştır. Çalışmada ÇYK/jav konumları açık ve kapalı olarak incelenmiş ve ÇYK/jav kombinasyonlarının cihazdaki fotonötron çıkış etkisi

raporlanmıştır (43). İkincil kolimatör blokları ve ÇYK kurşun içeriklerinden dolayı bir nötron kaynağı olabilmektedir. Çalışmamızda ise akciğer VMAT planlarının nötron kontaminasyon dozunun YART planlarına göre daha yüksek çıkmasının en önemli sebebi bu olarak açıklanabilir. Çünkü VMAT tekniği ile iletim sırasında daha fazla ÇYK hareketi gözlenmekte ve TPS'den alınan bilgiye göre VMAT planının YART planına göre 25 segment daha fazla oluşturduğu gözlenmektedir. Bu da tedavi süresinin uzamasına ve total MU'nun artmasına neden olduğundan nötron oluşumu miktarı da artmaktadır. Prostat planlarında ise YART planlarının oluşturduğu nötron, VMAT planlarına göre %20 daha fazladır. Akciğer ve prostat ışınlamalarında ayrıca MU değerleri de bu termal nötron farkına neden olmaktadır. Bu, foton ile gantri ve kolimatördeki malzemelerin daha fazla etkileşimine ve daha fazla nötron oluşumuna neden olmaktadır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Akciğer bölgesinde, VMAT ve YART teknikleriyle oluşturulan tedavi planlarında alan içinde tedavi eşmerkezinden 10 cm uzaklıktaki alan dışına göre 10 MV ve 15 MV nominal foton enerjileri için %50-60 düzeyinde daha fazla termal fotonötron dozu okunmuştur. Seçilen nominal enerji bağımlılığı açısından bakıldığında, 15 MV'de 10 MV'ye göre VMAT tekniğinde %50 daha fazla termal nötron ölçülürken YART tekniğinde bu değer %60 düzeyinde gözlemlenmiştir. Alan içi reçetelenmiş foton dozu ile termal nötron dozları karşılaştırıldığında ihmal edilebilir bulunurken alan dışında foton dozuna oranla eşdeğer olarak %2-3 düzeyinde nötron dozu ölçülmüştür. Bu değerler yüksek enerjili tedavilerde düşük doz bölgesinde ikincil kanser riski hesaplamasında belirsizlik olarak karşımıza çıkmaktadır.

Prostat + lenf nodu bölgesinde, VMAT ve YART tekniği kullanılarak 15 MV ile hazırlanan planlarda 10 MV'ye göre sırasıyla yaklaşık olarak %70 ve %80 oranlarında daha yüksek termal fotonötron dozu ölçülmüştür. Alan dışı düşük doz bölgelerinde ise foton dozuna göre VMAT planlarında %1,5-2 bandında, YART tedavilerinde ise %2,5 seviyesinde termal nötron dozu ölçülmüştür. Alan eşmerkezinden 10 cm uzaklıktaki alan dışı okumalarda geniş hacimli ışınlamalarda sadece prostat bezi ışınlamalara göre ortalama %30 seviyesinde ek termal nötron dozu ölçülmüştür. Alan boyutuna bağlı olarak alan dışı nötron dozlarında artış gözlemlenmiştir.

Günümüzde kliniklerde kullanılmakta olan TPS'ler, nötron kontaminasyonundan kaynaklı dozları foton dozlarına ekleyerek hedef veya alan dışındaki kümülatif doz bilgisini verememektedir. Her ne kadar çalışmamızda  $\mu\text{Sv}/\text{MU}$  düzeylerinde termal nötron kaynaklı doz okunmuş olsa da bu dozlar özellikle hedeften uzak alanlarda veya kritik organ dozlarında ikincil kanser riski nedenleri arasında gösterilmektedir. Bu sebeple TPS'deki bu eksiklik göz önüne alınarak planlama yapılmalıdır. Özellikle günümüzde kanser hastalarının sağkalım sürelerinin uzaması ile ikincil kanser riskine daha da dikkat edilmesi gerekmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Expósito R, Sánchez B, Terrón A, Domingo C, Gómez F, Sánchez F. Neutron contamination in radiotherapy: estimation of second cancers based on measurements in 1377 patients. *Radiother Oncol*. 2013 May;107(2):234-41.
2. Laughlin S, Mohan R, Kutcher J. The potential and limitations of the inverse radiotherapy technique. *Int J Radiat Oncol*, volume 32, issue 3, p232-248, september 01, 1994.
3. NCRP Report No. 79, Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators. September, 2015.
4. Howell M, Ferenci S, Hertel E, Fullerton D. Measurements of secondary neutron dose from 15 MV and 18 MV IMRT. *Med Phys*. 2005.
5. Eric J, Amato J, Giaccia A. *Radiobiology for Radiobiologist*. Wolters Kluwer; 2019.
6. Vanhavere F, Huyskens D, Struelens L. Peripheral Neutron and Gamma Doses in Radiotherapy with an 18 MV Linear Accelerator. *Radiation Protection Dosimetry*; April 2014.
7. Gibbons P, Khan M. *Khan's the physics of radiation therapy*. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2014
8. Halperin C, Perez A, Luther B. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 5th edition. Lippincott Williams & Wilkins; 2018.
9. Teoh M, Clarck C, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. *The British Journal of Radiology*. 2011; 84(1007): 967-996.
10. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report 83. *J ICRU* 2010;10:1-106
11. Güngör S, Ceylan C. TPS Algoritmalarının Küçük Alan İçin Geçerliliği. *MedFiz@Online* Eylül 2016.
12. Mayles P, Nahum A, Rosenwald C, ed. *Radyoterapi Fiziği El Kitabı: Teori ve Uygulama*. New York: Taylor ve Francis. P. 722; 2007.
13. The International Commission on Radiological Protection (ICRP). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, 2007.
14. Smith F. *A Primer In Applied Radiation Physics* Copyright 8 2000 by World Scientific Publishing Co. Re. Ltd, 2000.
15. Herman C. *Introduction to Health Physics, Third Edition*. McGraw-Hill, 2009.
16. Brunckhorst E. *Experimental investigations of the neutron contamination in high-energy photon fields at medical linear accelerators*. Hamburg, 2009.
17. Podgorsak B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna, Austria: IAEA, 2005

18. Beyzadeoglu M, Ozyigit G, Ebruli C. Basic Radiation Oncology, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010.
19. Ing H. Neutron Measurement Using Bubble Detector. Terrestrial and Spaces, Rad. Measurement 33, 275-286, 2011.
20. Bourgois L, Delacroix D, Ostrowsky A. Use of Bubble Detectors to Measure Neutron Contamination of a Medical Accelerator Photon Beam. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 74, No. 4, pp. 239-246, 1997.
21. American Cancer Society. About Prostate Cancer; 2017.
22. Yuri P, Rochadi S, Danarto R. A Device for Predicting Prostate Cancer Risk: A Logistic Regression. J Pros Canc, 1(111), 1-5; 2016.
23. Yazıcı A. Prostat Kanseri Tedavisinde Konformal ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara; 2011.
24. Küçükulu M. Prostat Kanseri için Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi ile Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya; 2012.
25. Taşkın Y. Vezikula Seminalisteki Epitelyal Atipide Virüslerin Rolü. Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji ABD., Uzmanlık Tezi, Elâziğ; 2008.
26. Zorba P. Radyoterapi Alan Bireylerin Uyku Kalitesi ve Yorgunluk Düzeyi Arasındaki İlişkinin Belirlenmesi. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek lisans tezi, Kayseri; 2012.
27. Geinitz H, Roach M. Radiotherapy in Prostate Cancer: Innovative Techniques and Current Controversies. Springer, Berlin; 2015.
28. Cantürk A. Endometrium, serviks ve larinks kanserlerinin yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde doz homojenite indeksinin kantitatif olarak değerlendirilmesi ve homojenite indeks değerlerinin karşılaştırılması. BAUN Fen Bil. Enst. Dergisi, 19(3) Özel Sayı, 135-140; 2017.
29. Zaytoun O, Jones J. Prostate cancer detection after a negative prostate biopsy: lessons learnt in the Cleveland Clinic experience. International Journal of Urology, 18(8), 557-568; 2017.
30. PDQ® Adult Treatment Editorial Board. PDQ Non-Small Cell Lung Cancer Treatment. Bethesda, MD: National Cancer Institute, 2019.
31. Beyzadeoğlu M, Ebruli C. Temel Radyasyon Onkolojisi, İstanbul, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, 1. Baskı; 2018.
32. Rami R, Bolejack V, Giroux J. International Association for the Study of Lung Cancer Staging and Prognostic Factors Committee, Advisory Board Members and Participating Institutions. The IASLC Lung Cancer Staging Project: the new database to inform the 8th edition of the TNM classification of lung cancer, J Thorac Oncol, Vol. 9, pp.1618-1624; 2014.
33. Clifford C, Wang T, Marinetti T. Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy, LWW, 3. Edition; 2013.




34. Toshiba Corporation. User Manual of Aquilion LB [Brochure]. Japan: Toshiba Medical; 2012.
35. BDR-IIITM User Manual. Bubble Technology Industries Inc. Chalk River, Canada; 2010.
36. Radiology Support Devices, Inc. Alderson Rando phantom [Brochure]. USA: Radiology Support Devices; 2006.
37. RaySearch Laboratories. Raystation Treatment Planning System [Brochure]. Sweden: Raysearch Laboratories; 2019.
38. Lin J, Liu W, Lin C. Investigation of photoneutron dose equivalent from high-energy photons in radiotherapy, *Applied Radiation and Isotopes* 65 599-604; 2007.
39. Kim S, Park H, Koo C, Kwon W, Lee S, Cho S. Evaluation of the Photoneutron Field Produced in a Medical Linear Accelerator. *Rad. Prot. Dos.* Vol. 123, No. 3, pp. 323-328; 2007.
40. Awotwi-Pratt B, Spyrou M. Measurement of Photoneutron in the Output of 15 MV Varian Clinac 2100C LINAC Using Bubble Detectors, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, Vol. 271, No. 3, pp. 679-684; 2004.
41. Kry S, Bryan B, Rebecca M, Howell L, Dauer D, Followill E, Klein H, Paganetti B, Wang C, Shie X, George X. AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy, 2017.
42. Kry S, Salehpour M, Followill S, et al. Out-of-field photon, and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005.
43. Kry S, Howell M, Salehpour M, Followill S. Neutron spectra and dose equivalents calculated in tissue for high-energy radiation therapy. *Med Phys.* 2009.
44. Kase R, Svensson K, Wolbarst B, Marks A. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010.
45. Stovall M, Blackwell R, Cundiff J, et al. Fetal dose from radiotherapy with photon beams: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 36. *Med Phys.* 1995.
46. Diallo I, Haddy N, Adjadj E, et al. Frequency distribution of second solid cancer locations in relation to the irradiated volume among 115 patients treated for childhood cancer. *Int J Radiat Oncol.* 2009.
47. Ruben D, Lancaster M, Jones P, Smith L. A comparison of out-of-field dose and its constituent components for intensity-modulated radiation therapy versus conformal radiation therapy: implications for carcinogenesis. *Int J Radiat Oncol.* 2011.
48. Joosten A, Bochud F, Baechler S, Levi F, Mirimanoff O, Moeckli R. Variability of a peripheral dose among various linac geometries for second cancer risk assessment. *Phys Med Biol.* 2011.

49. Zanini A, Durisi E, Fasolo F, et al. Neutron spectra in a tissue equivalent phantom during photon radiotherapy treatment by LINACs. *Radiat Prot Dosimetry*. 2004.
50. Maes A, Weltens C, Flamen P, Lambin P, Bogaerts R, Liu X, Baetens J, Hermans R, Van den Bogaert W. Preservation of parotid function with uncomplicated conformal radiotherapy. *Radiother Oncol*. 2002 May;63(2):203-11. PMID: 12063010.
51. IAEA Safety Glossary - draft; 2016.

## 8. EKLER

## EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni

 <p style="text-align: center;"><b>T.C.</b> <b>HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ</b> Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu</p>	
Sayı :	
Konu :	<b>ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU</b>
<b>Toplantı Tarihi</b>	: 16 MART 2021 SALI
<b>Toplantı No</b>	: 2021/06
<b>Proje No</b>	: GO 21/342 (Değerlendirme Tarihi: 16.03.2021)
<b>Karar No</b>	: 2021/06-56
<p>Üniversitemiz Kanser Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Mete YEĞİNER'in sorumlu araştırmacı olduğu, Ersan YILMAZ'ın yüksek lisans tezi olan, GO 21/342 kayıt numaralı, "<i>Prostat ve Akciğer Kanserlerinin VMAT ve YART Tabanlı Tedavilerinde Termal Fotonötron Kontaminasyonunun İncelenmesi</i>" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 01 Ocak 2010-10 Mart 2021 tarihleri arasındaki arşiv kayıtlarının 17 Mart 2021 -17 Mart 2022 tarihleri arasında geçerli olmak üzere incelenmesi etik açıdan <b>uygun bulunmuştur</b>. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.</p>	
1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Başkan) 7. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR
2. Prof. Dr. G. Burça AYDIN	(Üye) 8. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTİK
3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye) 9. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ (Üye)
4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye) 10. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR (Üye)
5. Doç. Dr. H. Tuna Çak ESEN	(Üye) 11. Av. Serap MORALIOĞLU (Üye)
6. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)

## EK-2: Akciğer, Prostat ve Boost Bölgesi İçin Alınan Ölçüm Sonuçları

Akciğer, prostat ve boost bölgesinde VMAT ve YART teknikleri ile iki farklı enerjide nötron kontaminasyonu mrem düzeyinde ölçülmüştür. Ölçüm değerleri Tablo 8.1-12’de verilmiştir.

**Tablo 8.1.** Akciğer bölgesi 10 MV VMAT ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	270	155	162	130	149.0	4.81	55.2	0.02	0.20
BDT_25	31	2.8	270	157	132	157	148.7	4.80	53.1	0.02	0.20
BDT_24	33	3	270	158	163	140	153.7	4.66	51.2	0.02	0.19
BDT_27	25	2.2	270					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_06	27	2.4	270					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	270					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	270	127	133	120	126.7	5.51	63.3	0.02	0.23
BDT_17	22	2	270	159	152	157	156.0	7.09	78.0	0.03	0.29
BDT_26	23	2	270	168	187	190	181.7	7.90	90.8	0.03	0.34
BDT_33	25	2.2	270	149	138	132	139.7	5.59	63.5	0.02	0.24
BDT_31	31	2.8	270	124	126	121	123.7	3.99	44.2	0.01	0.16
BDT_07	22	2	270	124	112	122	119.3	5.42	59.7	0.02	0.22
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	270	148	155	146	149.7	4.83	55.4	0.02	0.21
BDT_25	31	2.8	270	165	150	139	151.3	4.88	54.0	0.02	0.20
BDT_24	33	3	270	145	188	170	167.7	5.08	55.9	0.02	0.21
BDT_27	25	2.2	270					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_06	27	2.4	270					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	270					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	270	145	143	140	142.7	6.20	71.3	0.02	0.26
BDT_17	22	2	270	150	149	143	147.3	6.70	73.7	0.02	0.27
BDT_26	23	2	270	150	166	162	159.3	6.93	79.7	0.03	0.30
BDT_33	25	2.2	270	155	153	149	152.3	6.09	69.2	0.02	0.26
BDT_31	31	2.8	270	135	120	138	131.0	4.23	46.8	0.02	0.17
BDT_07	22	2	270	113	120	128	120.3	5.47	60.2	0.02	0.22

**Tablo 8.2.** Akciğer bölgesi 15 MV VMAT ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	304					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_25	31	2.8	304	200	210	180	196.7	6.34	70.2	0.02	0.23
BDT_24	33	3	304	209	216	224	216.3	6.56	72.1	0.02	0.24
BDT_27	25	2.2	304	163	169	182	171.3	6.85	77.9	0.02	0.26
BDT_06	27	2.4	304					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	304					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	304	159	148	170	159.0	6.91	79.5	0.02	0.26
BDT_17	22	2	304	200	190	180	190.0	8.64	95.0	0.03	0.31
BDT_26	23	2	304	157	181	175	171.0	7.43	85.5	0.02	0.28
BDT_33	25	2.2	304	169	145	167	160.3	6.41	72.9	0.02	0.24
BDT_31	31	2.8	304	206	199	207	204.0	6.58	72.9	0.02	0.24
BDT_07	22	2	304	154	162	184	166.7	7.58	83.3	0.02	0.27
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	304					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_25	31	2.8	304	189	188	186	187.7	6.05	67.0	0.02	0.22
BDT_24	33	3	304	200	198	205	201.0	6.09	67.0	0.02	0.22
BDT_27	25	2.2	304	160	185	180	175.0	7.00	79.5	0.02	0.26
BDT_06	27	2.4	304					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	304					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	304	178	176	169	174.3	7.58	87.2	0.02	0.29
BDT_17	22	2	304	210	202	195	202.3	9.20	101.2	0.03	0.33
BDT_26	23	2	304	168	180	173	173.7	7.55	86.8	0.02	0.29
BDT_33	25	2.2	304	176	188	170	178.0	7.12	80.9	0.02	0.27
BDT_31	31	2.8	304	205	189	194	196.0	6.32	70.0	0.02	0.23
BDT_07	22	2	304	165	160	173	166.0	7.55	83.0	0.02	0.27

**Tablo 8.3.** Akciğer bölgesi 10 MV YART ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	180	65	62	67	64.7	2.09	24.0	0.01	0.13
BDT_25	31	2.8	180	57	55	39	50.3	1.62	18.0	0.01	0.10
BDT_24	33	3	180	66	86	66	72.7	2.20	24.2	0.01	0.13
BDT_27	25	2.2	180	52	60	54	55.3	2.21	25.2	0.01	0.14
BDT_06	27	2.4	180					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	180					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	180	38	40	48	42.0	1.83	21.0	0.01	0.12
BDT_17	22	2	180					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	180	56	61	56	57.7	2.51	28.8	0.01	0.16
BDT_33	25	2.2	180	78	74	80	77.3	3.09	35.2	0.02	0.20
BDT_31	31	2.8	180	72	72	70	71.3	2.30	25.5	0.01	0.14
BDT_07	22	2	180	49	42	51	47.3	2.15	23.7	0.01	0.13
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	180	46	52	55	51.0	1.65	18.9	0.01	0.10
BDT_25	31	2.8	180	52	59	55	55.3	1.78	19.8	0.01	0.11
BDT_24	33	3	180	62	66	60	62.7	1.90	20.9	0.01	0.12
BDT_27	25	2.2	180	58	60	54	57.3	2.29	26.1	0.01	0.14
BDT_06	27	2.4	180					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	180					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	180	54	48	40	47.3	2.06	23.7	0.01	0.13
BDT_17	22	2	180					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	180	50	55	46	50.3	2.19	25.2	0.01	0.14
BDT_33	25	2.2	180	68	61	55	61.3	2.45	27.9	0.01	0.15
BDT_31	31	2.8	180	85	75	69	76.3	2.46	27.3	0.01	0.15
BDT_07	22	2	180	57	55	46	52.7	2.39	26.3	0.01	0.15

**Tablo 8.4.** Akciğer bölgesi 15 MV YART ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	184	90	93	100	94.3	3.04	34.9	0.02	0.19
BDT_25	31	2.8	184	151	146	122	139.7	4.51	49.9	0.02	0.27
BDT_24	33	3	184	145	150	143	146.0	4.42	48.7	0.02	0.26
BDT_27	25	2.2	184	168	150	154	157.3	6.29	71.5	0.03	0.39
BDT_06	27	2.4	184					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	184					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	184	38	51	51	46.7	2.03	23.3	0.01	0.13
BDT_17	22	2	184					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	184	74	86	71	77.0	3.35	38.5	0.02	0.21
BDT_33	25	2.2	184	65	70	62	65.7	2.63	29.8	0.01	0.16
BDT_31	31	2.8	184	133	127	142	134.0	4.32	47.9	0.02	0.26
BDT_07	22	2	184	67	70	54	63.7	2.89	31.8	0.02	0.17
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	184	121	112	109	114.0	3.68	42.2	0.02	0.23
BDT_25	31	2.8	184	115	119	114	116.0	3.74	41.4	0.02	0.23
BDT_24	33	3	184	136	150	146	144.0	4.36	48.0	0.02	0.26
BDT_27	25	2.2	184	154	159	153	155.3	6.21	70.6	0.03	0.38
BDT_06	27	2.4	184					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	184					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	184	52	51	55	52.7	2.29	26.3	0.01	0.14
BDT_17	22	2	184					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	184	80	84	86	83.3	3.62	41.7	0.02	0.23
BDT_33	25	2.2	184	65	75	66	68.7	2.75	31.2	0.01	0.17
BDT_31	31	2.8	184	120	130	114	121.3	3.91	43.3	0.02	0.24
BDT_07	22	2	184	78	85	73	78.7	3.58	39.3	0.02	0.21

**Tablo 8.5.** Prostat + lenf nodu 10 MV VMAT ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	280					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_25	31	2.8	280	120	90	90	100.0	3.23	35.7	0.01	0.13
BDT_24	33	3	280	142	165	141	149.3	4.53	49.8	0.02	0.18
BDT_27	25	2.2	280	131	125	121	125.7	5.03	57.1	0.02	0.20
BDT_06	27	2.4	280					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	280					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	280	107	110	120	112.3	4.88	56.2	0.02	0.20
BDT_17	22	2	280	80	85	75	80.0	3.64	40.0	0.01	0.14
BDT_26	23	2	280	93	114	92	99.7	4.33	49.8	0.02	0.18
BDT_33	25	2.2	280	80	90	88	86.0	3.44	39.1	0.01	0.14
BDT_31	31	2.8	280	100	90	95	95.0	3.06	33.9	0.01	0.12
BDT_07	22	2	280	120	110	116	115.3	5.24	57.7	0.02	0.21
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	280					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_25	31	2.8	280	112	120	110	114.0	3.68	40.7	0.01	0.15
BDT_24	33	3	280	140	155	152	149.0	4.52	49.7	0.02	0.18
BDT_27	25	2.2	280	130	120	120	123.3	4.93	56.1	0.02	0.20
BDT_06	27	2.4	280					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	280					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	280	110	120	100	110.0	4.78	55.0	0.02	0.20
BDT_17	22	2	280	90	98	88	92.0	4.18	46.0	0.01	0.16
BDT_26	23	2	280	94	102	106	100.7	4.38	50.3	0.02	0.18
BDT_33	25	2.2	280	90	86	94	90.0	3.60	40.9	0.01	0.15
BDT_31	31	2.8	280	110	121	100	110.3	3.56	39.4	0.01	0.14
BDT_07	22	2	280	127	116	113	118.7	5.39	59.3	0.02	0.21

**Tablo 8.6.** Prostat + lenf nodu 15 MV VMAT ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	231	200	210	190	200.0	6.45	74.1	0.03	0.32
BDT_25	31	2.8	231	200	250	195	215.0	6.94	76.8	0.03	0.33
BDT_24	33	3	231	249	233	226	236.0	7.15	78.7	0.03	0.34
BDT_27	25	2.2	231	140	160	150	150.0	6.00	68.2	0.03	0.30
BDT_06	27	2.4	231					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	231					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	231	204	201	210	205.0	8.91	102.5	0.04	0.44
BDT_17	22	2	231	80	85	75	80.0	3.64	40.0	0.02	0.17
BDT_26	23	2	231	137	160	152	149.7	6.51	74.8	0.03	0.32
BDT_33	25	2.2	231	119	128	109	118.7	4.75	53.9	0.02	0.23
BDT_31	31	2.8	231	150	166	154	156.7	5.05	56.0	0.02	0.24
BDT_07	22	2	231	110	114	120	114.7	5.21	57.3	0.02	0.25
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	231	200	210	195	201.7	6.51	74.7	0.03	0.32
BDT_25	31	2.8	231	198	220	210	209.3	6.75	74.8	0.03	0.32
BDT_24	33	3	231	268	255	246	256.3	7.77	85.4	0.03	0.37
BDT_27	25	2.2	231	146	158	143	149.0	5.96	67.7	0.03	0.29
BDT_06	27	2.4	231					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	231					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	231	206	200	210	205.3	8.93	102.7	0.04	0.44
BDT_17	22	2	231	120	110	105	111.7	5.08	55.8	0.02	0.24
BDT_26	23	2	231	142	143	155	146.7	6.38	73.3	0.03	0.32
BDT_33	25	2.2	231	120	121	129	123.3	4.93	56.1	0.02	0.24
BDT_31	31	2.8	231	154	145	149	149.3	4.82	53.3	0.02	0.23
BDT_07	22	2	231	142	120	124	128.7	5.85	64.3	0.03	0.28

**Tablo 8.7.** Prostat + lenf nodu 10 MV YART ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	451	86	64	58	69.3	2.24	25.7	0.00	0.06
BDT_25	31	2.8	451	126	180	130	145.3	4.69	51.9	0.01	0.12
BDT_24	33	3	451	150	173	157	160.0	4.85	53.3	0.01	0.12
BDT_27	25	2.2	451	115	117	99	110.3	4.41	50.2	0.01	0.11
BDT_06	27	2.4	451					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	451					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	451	71	76	67	71.3	3.10	35.7	0.01	0.08
BDT_17	22	2	451					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	451	89	113	116	106.0	4.61	53.0	0.01	0.12
BDT_33	25	2.2	451	91	78	99	89.3	3.57	40.6	0.01	0.09
BDT_31	31	2.8	451	104	92	97	97.7	3.15	34.9	0.01	0.08
BDT_07	22	2	451	62	62	54	59.3	2.70	29.7	0.01	0.07
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	451	85	75	77	79.0	2.55	29.3	0.01	0.06
BDT_25	31	2.8	451	112	120	100	110.7	3.57	39.5	0.01	0.09
BDT_24	33	3	451	154	155	147	152.0	4.61	50.7	0.01	0.11
BDT_27	25	2.2	451	119	103	107	109.7	4.39	49.8	0.01	0.11
BDT_06	27	2.4	451					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	451					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	451	68	75	73	72.0	3.13	36.0	0.01	0.08
BDT_17	22	2	451					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	451	95	85	99	93.0	4.04	46.5	0.01	0.10
BDT_33	25	2.2	451	84	83	97	88.0	3.52	40.0	0.01	0.09
BDT_31	31	2.8	451	88	102	109	99.7	3.22	35.6	0.01	0.08
BDT_07	22	2	451	59	64	58	60.3	2.74	30.2	0.01	0.07

**Tablo 8.8.** Prostat + lenf nodu 15 MV YART ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	410	123	121	114	119.3	3.85	44.2	0.01	0.11
BDT_25	31	2.8	410					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_24	33	3	410	150	122	160	144.0	4.36	48.0	0.01	0.12
BDT_27	25	2.2	410	165	170	174	169.7	6.79	77.1	0.02	0.19
BDT_06	27	2.4	410	87	90	87	88.0	3.26	36.7	0.01	0.09
BDT_03	30	2.7	410					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	410	97	105	109	103.7	4.51	51.8	0.01	0.13
BDT_17	22	2	410	88	66	63	72.3	3.29	36.2	0.01	0.09
BDT_26	23	2	410	127	127	123	125.7	5.46	62.8	0.01	0.15
BDT_33	25	2.2	410	113	151	120	128.0	5.12	58.2	0.01	0.14
BDT_31	31	2.8	410	203	212	208	207.7	6.70	74.2	0.02	0.18
BDT_07	22	2	410	88	66	63	72.3	3.29	36.2	0.01	0.09
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	410	118	120	119	119.0	3.84	44.1	0.01	0.11
BDT_25	31	2.8	410					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_24	33	3	410	126	138	140	134.7	4.08	44.9	0.01	0.11
BDT_27	25	2.2	410	154	155	160	156.3	6.25	71.1	0.02	0.17
BDT_06	27	2.4	410	110	120	114	114.7	4.25	47.8	0.01	0.12
BDT_03	30	2.7	410					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	410	110	106	107	107.7	4.68	53.8	0.01	0.13
BDT_17	22	2	410	102	110	100	104.0	4.73	52.0	0.01	0.13
BDT_26	23	2	410	118	116	114	116.0	5.04	58.0	0.01	0.14
BDT_33	25	2.2	410	120	109	107	112.0	4.48	50.9	0.01	0.12
BDT_31	31	2.8	410	198	186	180	188.0	6.06	67.1	0.01	0.16
BDT_07	22	2	410	102	100	90	97.3	4.42	48.7	0.01	0.12

**Tablo 8.9.** Boost bölgesi 10 MV VMAT ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	241.7					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_25	31	2.8	241.7	120	110	110	113.3	3.66	40.5	0.02	0.17
BDT_24	33	3	241.7	100	120	109	109.7	3.32	36.6	0.01	0.15
BDT_27	25	2.2	241.7	80	85	86	83.7	3.35	38.0	0.01	0.16
BDT_06	27	2.4	241.7					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	241.7					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	241.7	70	80	100	83.3	3.62	41.7	0.01	0.17
BDT_17	22	2	241.7	83	90	85	86.0	3.91	43.0	0.02	0.18
BDT_26	23	2	241.7	70	90	88	82.7	3.59	41.3	0.01	0.17
BDT_33	25	2.2	241.7	72	70	60	67.3	2.69	30.6	0.01	0.13
BDT_31	31	2.8	241.7	71	77	71	73.0	2.35	26.1	0.01	0.11
BDT_07	22	2	241.7	90	80	85	85.0	3.86	42.5	0.02	0.18
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	241.7					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_25	31	2.8	241.7	112	119	126	119.0	3.84	42.5	0.02	0.18
BDT_24	33	3	241.7	106	111	120	112.3	3.40	37.4	0.01	0.15
BDT_27	25	2.2	241.7	90	96	102	96.0	3.84	43.6	0.02	0.18
BDT_06	27	2.4	241.7					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	241.7					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	241.7	88	86	82	85.3	3.71	42.7	0.02	0.18
BDT_17	22	2	241.7	76	77	71	74.7	3.39	37.3	0.01	0.15
BDT_26	23	2	241.7	76	74	80	76.7	3.33	38.3	0.01	0.16
BDT_33	25	2.2	241.7	80	87	88	85.0	3.40	38.6	0.01	0.16
BDT_31	31	2.8	241.7	73	75	80	76.0	2.45	27.1	0.01	0.11
BDT_07	22	2	241.7	90	80	80	83.3	3.79	41.7	0.02	0.17

**Tablo 8.10.** Boost bölgesi 15 MV VMAT ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	189	160	155	165	160.0	5.16	59.3	0.03	0.31
BDT_25	31	2.8	189	167	165	175	169.0	5.45	60.4	0.03	0.32
BDT_24	33	3	189	180	162	170	170.7	5.17	56.9	0.03	0.30
BDT_27	25	2.2	189	111	140	125	125.3	5.01	57.0	0.03	0.30
BDT_06	27	2.4	189					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	189					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	189	117	115	125	119.0	5.17	59.5	0.03	0.31
BDT_17	22	2	189					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	189	135	142	132	136.3	5.93	68.2	0.03	0.36
BDT_33	25	2.2	189	112	120	103	111.7	4.47	50.8	0.02	0.27
BDT_31	31	2.8	189	152	138	160	150.0	4.84	53.6	0.03	0.28
BDT_07	22	2	189	110	137	116	121.0	5.50	60.5	0.03	0.32
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(VMAT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	189	145	149	152	148.7	4.80	55.1	0.03	0.29
BDT_25	31	2.8	189	160	165	163	162.7	5.25	58.1	0.03	0.31
BDT_24	33	3	189	178	169	165	170.7	5.17	56.9	0.03	0.30
BDT_27	25	2.2	189	120	121	128	123.0	4.92	55.9	0.03	0.30
BDT_06	27	2.4	189					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	189					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	189	110	116	128	118.0	5.13	59.0	0.03	0.31
BDT_17	22	2	189					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	189	140	143	150	144.3	6.28	72.2	0.03	0.38
BDT_33	25	2.2	189	125	120	100	115.0	4.60	52.3	0.02	0.28
BDT_31	31	2.8	189	140	120	135	131.7	4.25	47.0	0.02	0.25
BDT_07	22	2	189	110	110	105	108.3	4.92	54.2	0.03	0.29



**Tablo 8.11.** Boost bölgesi 10 MV YART ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	193	67	82	88	79.0	2.55	29.3	0.01	0.15
BDT_25	31	2.8	193					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_24	33	3	193	86	100	89	91.7	2.78	30.6	0.01	0.16
BDT_27	25	2.2	193	83	96	80	86.3	3.45	39.2	0.02	0.20
BDT_06	27	2.4	193	42	50	42	44.7	1.65	18.6	0.01	0.10
BDT_03	30	2.7	193					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	193	34	52	49	45.0	1.96	22.5	0.01	0.12
BDT_17	22	2	193					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	193	55	66	81	67.3	2.93	33.7	0.02	0.17
BDT_33	25	2.2	193	68	53	53	58.0	2.32	26.4	0.01	0.14
BDT_31	31	2.8	193	62	72	59	64.3	2.08	23.0	0.01	0.12
BDT_07	22	2	193	36	36	30	34.0	1.55	17.0	0.01	0.09
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	193	58	78	56	64.0	2.06	23.7	0.01	0.12
BDT_25	31	2.8	193					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_24	33	3	193	78	69	64	70.3	2.13	23.4	0.01	0.12
BDT_27	25	2.2	193	95	99	91	95.0	3.80	43.2	0.02	0.22
BDT_06	27	2.4	193	57	52	55	54.7	2.02	22.8	0.01	0.12
BDT_03	30	2.7	193					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	193	26	35	37	32.7	1.42	16.3	0.01	0.08
BDT_17	22	2	193					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	193	45	48	55	49.3	2.14	24.7	0.01	0.13
BDT_33	25	2.2	193	68	65	62	65.0	2.60	29.5	0.01	0.15
BDT_31	31	2.8	193	66	67	63	65.3	2.11	23.3	0.01	0.12
BDT_07	22	2	193	48	45	51	48.0	2.18	24.0	0.01	0.12


**Tablo 8.12.** Boost bölgesi 15 MV YART ışınlama sonuçları

Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	191	66	40	55	53.7	1.73	19.9	0.01	0.10
BDT_25	31	2.8	191	95	72	66	77.7	2.51	27.7	0.01	0.15
BDT_24	33	3	191	85	89	82	85.3	2.59	28.4	0.01	0.15
BDT_27	25	2.2	191	100	103	95	99.3	3.97	45.2	0.02	0.24
BDT_06	27	2.4	191					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	191					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	191	45	43	54	47.3	2.06	23.7	0.01	0.12
BDT_17	22	2	191					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	191	73	79	67	73.0	3.17	36.5	0.02	0.19
BDT_33	25	2.2	191	73	72	76	73.7	2.95	33.5	0.02	0.18
BDT_31	31	2.8	191	118	108	121	115.7	3.73	41.3	0.02	0.22
BDT_07	22	2	191	54	58	40	50.7	2.30	25.3	0.01	0.13
2.ÖLÇÜM											
Code	b/mrem	b/uSv	MU(IMRT)	Read_1	Read_2	Read_3	Read_ORT	mrem	uSv	mrem/MU	uSv/MU
BDT_08	31	2.7	191	75	66	64	68.3	2.20	25.3	0.01	0.13
BDT_25	31	2.8	191	84	80	65	76.3	2.46	27.3	0.01	0.14
BDT_24	33	3	191	85	80	83	82.7	2.51	27.6	0.01	0.14
BDT_27	25	2.2	191	95	100	92	95.7	3.83	43.5	0.02	0.23
BDT_06	27	2.4	191					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_03	30	2.7	191					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_20	23	2	191	50	54	53	52.3	2.28	26.2	0.01	0.14
BDT_17	22	2	191					0.00	0.0	0.00	0.00
BDT_26	23	2	191	73	75	79	75.7	3.29	37.8	0.02	0.20
BDT_33	25	2.2	191	70	80	75	75.0	3.00	34.1	0.02	0.18
BDT_31	31	2.8	191	110	115	120	115.0	3.71	41.1	0.02	0.22
BDT_07	22	2	191	60	56	53	56.3	2.56	28.2	0.01	0.15





**EK-4: Orijinallik Raporu Ekran Çıktısı**



## Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen:	Ersan Yılmaz
Ödev başlığı:	Tezler 2022
Gönderi Başlığı:	PROSTAT VE AKCİĞER KANSERLERİNİN VMAT (VOLÜMETRİK A...
Dosya adı:	EDAV_LER_NDE_TERMAL_FOTON_TRON_KONTAM_NASYONU...
Dosya boyutu:	5.5M
Sayfa sayısı:	71
Kelime sayısı:	11,258
Karakter sayısı:	72,134
Gönderim Tarihi:	21-Eyl-2022 02:29ÖS (UTC+0300)
Gönderim Numarası:	1774657826

PROSTAT VE AKCİĞER KANSERLERİNİN VMAT (VOLÜMETRİK ARIK  
TEDAVİSİ VE YARIT COĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TABANLI  
TEDAVİLERİNDE TERMAL FOTONOTRON KONTAM NASYONUNUN  
İNCELENMESİ  
  
Ersan Yılmaz  
  
ANKARA  
2022

Copyright 2022 Turnitin. Tüm hakları saklıdır.

**PROSTAT VE AKCİĞER KANSERLERİNİN VMAT (VOLÜMETRİK AYARLI RADYOTERAPİ) VE YART (YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ) TABANLI TEDAVİLERİNDE TERMAL FOTONÖTRON KONTAMİNASYONUNUN İNCELENMESİ**

ORJİNALLIK RAPORU			
% <b>10</b>	% <b>9</b>	% <b>1</b>	% <b>1</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
<b>1</b>	<b>nek.istanbul.edu.tr:4444</b> İnternet Kaynağı	%	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	%	<b>1</b>
<b>3</b>	<b>acikders.ankara.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<%	<b>1</b>
<b>4</b>	<b>www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	<%	<b>1</b>
<b>5</b>	<b>Submitted to Unidad Educativa Particular Javier</b> Öğrenci Ödevi	<%	<b>1</b>
<b>6</b>	<b>docplayer.biz.tr</b> İnternet Kaynağı	<%	<b>1</b>
<b>7</b>	<b>epdf.pub</b> İnternet Kaynağı	<%	<b>1</b>
<b>8</b>	<b>www.researchgate.net</b> İnternet Kaynağı	<%	<b>1</b>

9	<a href="http://www.science.gov">www.science.gov</a> İnternet Kaynağı	<% 1
10	Yılmaz BİLEK, Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN, Timur KOCA, Nina TUNÇEL. "Comparison of VMAT and D-IMRT Planning Techniques in Radiotherapy of Patients with Prostate Cancer", Türkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences, 2019 Yayın	<% 1
11	<a href="http://www.irpa12.org.ar">www.irpa12.org.ar</a> İnternet Kaynağı	<% 1
12	N. Matuszak, M. Kruszyna-Mochalska, A. Skrobała, A. Konefał et al. "Monte Carlo computation of photon energy spectra in central axis of flattened and unflattened beams and doses in critical organs in a water phantom model of prostate radiotherapy", Radiation Physics and Chemistry, 2022 Yayın	<% 1
13	<a href="http://academic.oup.com">academic.oup.com</a> İnternet Kaynağı	<% 1
14	<a href="http://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
15	<a href="http://dspace.akdeniz.edu.tr">dspace.akdeniz.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
	<a href="http://medrehab.sbmua.ac.ir">medrehab.sbmua.ac.ir</a>	
16	İnternet Kaynağı	<% 1
17	<a href="http://worldwidescience.org">worldwidescience.org</a> İnternet Kaynağı	<% 1
	Alıntılarını çıkart      Üzerinde      Eşleşmeleri çıkar      < 5 words Bibliyografyayı Çıkart      Üzerinde	

## 9. ÖZGEÇMİŞ

**Adı ve Soyadı** : Ersan YILMAZ