

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**CO-60 VE LİNEER HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZLARI İLE  
RADYOTERAPİ UYGULANAN T1-T2 GLOTTİK LARENKS  
KANSERİ HASTALARININ ALDIĞI DOZLARIN FARKLI  
DOZİMETRİK SİSTEMLER KULLANILARAK  
İNCELENMESİ**

Ahmet Satuk KARAGÖZ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2016-ANTALYA

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**CO-60 VE LİNEER HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZLARI İLE  
RADYOTERAPİ UYGULANAN T1-T2 GLOTTİK LARENKS  
KANSERİ HASTALARININ ALDIĞI DOZLARIN FARKLI  
DOZİMETRİK SİSTEMLER KULLANILARAK  
İNCELENMESİ**

Ahmet Satuk KARAGÖZ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2016-ANTALYA

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. Yiğit ÇEÇEN**

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2016-ANTALYA

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;**

Bu çalışma jürimiz tarafından ..... Anabilim Dalı  
.....Programında ..... tezi olarak kabul  
edilmiştir. .../...../.....

İmza

Tez Danışmanı : .....  
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye : .....  
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye : .....  
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye : .....  
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye : .....  
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun  
görölmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun ...../...../..... tarih ve ...../.....  
sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Enstitü Müdürü

## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Ahmet Satuk KARAGÖZ

Tez Danışmanı  
Yrd. Doç. Dr. Yiğit ÇEÇEN

## TEŞEKKÜR

T1-2 glottik larenks kanseri hastalarının tedavisinde farklı tekniklerin denenmesi ve enerji değişiminin bu tip hastalarda ki etkisini gözlemek amacıyla yapılan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nde yapılmıştır.

Çalışma sürecinde beni destekleyen tez danışmanım Sayın Yrd. Dç. Dr.Yiğit ÇEÇEN ve Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nde bulunan doktorlarımıza teşekkürlerimi sunarım.

Tez sürecimde yardımlarını esirgemeyen Med. Fizik Uzmanı Dr. Aysun İNAL, Med. Fizik Uzmanı Çağdaş AKBAŐ ve Oğuzhan Altay YÖNET'e saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca her zaman yanımda olan babam Bekir KARAGÖZ, annem Tülay KARAGÖZ, kardeşlerim Şeyda KARAGÖZ ve Tarık Emre KARAGÖZ'e de bana destek oldukları için teşekkür ederim.

## ÖZET

**Amaç:** Radyoterapi sırasında, T1-2 glottik larenks kanseri hastalarının aldığı dozları farklı tedavi teknikleri kullanarak; Farklı dozimetrik sistemler ve tedavi planlama sisteminde planlanan tedavi sonucunda gösterilen dozların, uyumluluğunu karşılaştırabiliriz. Enerji değişimi ile hastaya en uygun tedavi tekniğinin incelenmesi, tedavi sırasında oluşabilecek hataları en aza indirmek ya da glottik bölgede özellikle anterior commissure kısmı için uygulanan dozun hastaya en uygun şekilde verildiğini gözlemlemek amaçlanmıştır.

**Yöntem:** T1-2 glottik larenks kanseri tedavi tasarımı için insan benzeri rando fantom üzerinde farklı tedavi tekniklerini, Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nde bulunan Lineer hızlandırıcı cihazında, Precise tedavi planlama sistemini kullanarak ve Co-60 teleterapi cihazında; iki alan wedgeli, iki alan segmentli ve üç alan masa açılı planlar şeklinde farklı enerjilerde ışınlama yapılarak, glottik bölgeye yerleştirilmiş (rando fantom üzerine) Termolüminesans dozimetrelerin ve gafkromik filmlerin aldığı dozlara bakılmıştır.

**Bulgular:** İnsan benzeri rando fantoma T1-2 glottik larenks kanseri hastasına her bir tedavi tekniği için uygulanan, günlük dozu 225 cGy olacak şekilde 28 günlük tedavi uygulanmıştır. Cilt bölgesinin tedavi planlama sisteminde ve Termolüminesans ve gafkromik film dozimetrelerde ölçülen değerlere göre, 4 MV foton ve Co-60 teleterapi cihazında uygulanan gama ışınması sonucu daha çok doz aldığı, 6 MV foton enerjisi kullanımının hastanın deri altı mukozal tabakada ya da heterojen yapılardan kaynaklı doz dağılımının etkisinin düşük enerjilere göre daha riskli olduğu görülmüştür.

**Sonuç:** T1-2 glottik larenks kanseri hastalarında wedge kullanımı doz homojenitesinde önem teşkil ederken, lateral alanlara ek olarak üçüncü bir alanın eklenmesi anterior commissure tutulumu olan veya olabilme ihtimaline sahip hastalar için uygun tedavi yöntemi olabilir. 4 MV foton ve Co-60 teleterapi cihazında uygulanan gama ışınmasının bu tip kanser hastalarının tedavisi için daha uygun olduğu görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** 6 MV foton, 4 MV foton, Co-60, T1-T2 glottik

## ABSTRACT

**Objective:** In this project, our aim is to observe T1-2 glottic cancer of the larynx which is irradiated by various methods in a Treatment Planning System (TPS), and also to measure the cancer using a Thermoluminescence and gafchromic film dosimetry system. When we irradiate a patient with this kind of cancer, we can observe how the effect of the energy changes and which plan is most effective for the patient. For the glottic area, the defined irradiate radiation dose distribution may be affected by these methods which can lead to a negative result, especially on part of the anterior commissure. So we will make an effort to find the most appropriate method of treatment for this cancer.

**Method:** We used a linear accelerator (LINAC) and Co-60 teletherapy machine located at Akdeniz University Radiation Oncology Center. We planned two lateral gantry angles with a wedge, segments, and also a third angle added to the lateral gantry angles in the treatment planning system. We used this oblique gantry angle with the changing table angle to protect the mandibular area. We looked at dose values on a human-like (an Alderson) RANDO phantom when we radiated different energies in dosimeters on the glottic region, using different techniques.

**Results:** For T1-2 glottic larynx cancer patients, we always applied a dose of 225 cGy daily fractions. We planned different techniques using 4 MV photons, Co-60 gamma radiation, and 6 MV photons. If we look at the Thermoluminescence and gafchromic dosimetry results, the 4 MV photon and Co-60 gamma radiation were reduced to a degree which created a risk of underdosing in tissue when we compare them with the 6MV photon energy.

**Conclusion:** When we use a wedge in treatment plans, we can observe diminution of heterogenic body deformities effect. We found a positive effect on the patient's anterior commissure, involving the direct use of a third angle added to the lateral angeles. We observed that 4 MV photon and Co-60 gamma radiation is appropriate treatment for these patients.

**Key words:** 6 MV photon, 4 MV photon, C0-60, T1-T2 glottic

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b>	i
<b>ABSTRACT</b>	ii
<b>İÇİNDEKİLER</b>	iii
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	vii
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	x
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR</b>	xiii
<b>1.GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Radyasyon	3
2.2. Fotonların Madde ile Etkileşimleri	4
2.2.1. Cohorent Saçılımı	4
2.2.2. Fotoelektrik Etki	5
2.2.3. Compton Saçılması	5
2.2.4. Çift Oluşum	6
2.3. Radyoterapinin Tarihçesi	7
2.3.1. Eksternal Radyoterapi	7
2.4. Eksternal Radyoterapi Cihazları	8
2.4.1. Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Cihazları	8
2.4.2. Lineer Hızlandırıcılar	9
2.5. Wedge Filtre	15
2.6. Bilgisayarlı Tomografi Cihazları (BT)	16
2.7. Rando Fantom	17
2.8. Konturlama	18
2.9. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS)	18
2.9.1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT)	19
2.9.2. Alan İçi Alan ( Field-in-field (FIF)) Tekniği	19
2.9.3. Doz Değerlendirme	19
2.10. Doz Ölçümü ve Aygıtları	20
2.10.1. İyon Odaları ve Elektrometre	20



2.10.2. Termolüminesans Dozimetre (TLD)	21
2.10.3. Optik Lüminesans Dozimetre (OSL)	24
2.10.4. Gafkromik Film	25
2.10.5. In-vivo Diyot Dozimetre	26
2.11. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları	27
2.12. Larenks Kanseri	28
2.12.1. Larenks Anatomisi	28
2.12.2. Glottik Larenks Kanseri	29
2.12.3. Subglottik Larenks Kanseri	30
2.12.4. Supraglottik Larenks Kanseri	30
2.12.5. Glottik Larenks Kanseri (T) Evrelemesi	30
2.13. T1-2N0 Glottik Larenks Kanseri Tedavi Uygulamaları ve Dozları	31
<b>3.GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>32</b>
3.1. Gereç	32
3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi	32
3.1.2. Elekta Marka Synergy Platform Model Lineer Hızlandırıcı	32
3.1.3. Co-60 Tedavi Ünitesi	33
3.1.4. Elekta Marka Precise Tedavi Planlama Sistemi	33
3.1.5. IBA Marka FC65P Tipi İyon Odası ve Dose 1 Model Elektrometre	34
3.1.6. RW3 Katı Su Fantom ve Rando Fantom	35
3.1.7. Termolüminesans Dozimetre (TLD) Sistemi	36
3.1.8. Gafromik Film Dozimetre Sistemi	38
3.1.9. EPSON 10000XL Expresion Film Tarayıcı	38
3.1.10. Imrt Matrix (OmniPro-Imrt Software)	39
3.2. Yöntem	39
3.2.1. İnsan Benzeri Yapının (rando fantom) Simülasyonu ve Konturlanması	40
3.2.2. EBT3 Gafkromik Film Dozimetrelerin Kalibrasyon İşlemleri	40
3.2.3. EBT3 Gafkromik Film Dozimetrelerin Rando Fantoma Yerleştirilmesi	42
3.2.4. TLD'lerin Kalibrasyon İşlemleri	43
3.2.5. TLD'lerin Rando Fantoma Yerleştirilmesi	45
3.2.6. Tedavi Planlama Sisteminde Planların Oluşturulması	45

3.2.7. Co-60 Teleterapi Cihazında Tedavi Planı Oluşturma	47
3.2.8. Lineer Hızlandırıcı Cihazında Tedavi Alanı Belirleme	48
3.2.9. Lineer Hızlandırıcı Cihazında Kalite Kontrol Testi	49
3.2.10. Co-60 Teleterapi Cihazında Kalite Kontrol Testi	50
3.2.11. Lineer Hızlandırıcı Cihazında Tedavi Alanlarının Işınlanması	51
3.2.12. Co-60 Teleterapi Cihazında Tedavi Alanlarının Işınlanması	52
3.2.13. Işınlanan EBT3 Gafkromik Film Dozimetrelerin Okunması	54
3.2.14. Işınlanan Termoluminesans Dozimetrelerin Okunması	54
3.2.15. Hata Hesabı	55
<b>4. BULGULAR</b>	<b>56</b>
4.1. Tedavi Planlama Sisteminde Hesaplanan Nokta Doz Sonuçları	56
4.2. Lineer Hızlandırıcı Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları	58
4.3. Co-60 Teleterapi Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları	66
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>70</b>
5.1 Co-60 ve Lineer Hızlandırıcı Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre Ölçümü ile İki Alan Wedgeli Plan Karşılaştırılması	70
5.2 Lineer Hızlandırıcı Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre Ölçümü ile İki alan segmentli plan karşılaştırılması	72
5.3. Lineer Hızlandırıcı ve Co-60 Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre Ölçümü ile İki Alanlı Segmentli ve Wedgeli Plan Karşılaştırma	73
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	<b>76</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>76</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>81</b>

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 2.1.</b> TLD türleri ve özellikleri (Khan, 2010)	39
<b>Tablo 3.1.</b> IBA marka FC65P tipi iyon odası özellikleri	50
<b>Tablo 4.1.</b> TPS ile 6 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	72
<b>Tablo 4.2.</b> TPS ile 6 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	72
<b>Tablo 4.3.</b> TPS ile 6 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	73
<b>Tablo 4.4.</b> TPS ile 4 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	73
<b>Tablo 4.5.</b> TPS ile 4 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	73
<b>Tablo 4.6.</b> TPS ile 4 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	74
<b>Tablo 4.7.</b> TLD ile 6 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	75
<b>Tablo 4.8.</b> Gafkromik film dozimetre ile 6 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	75
<b>Tablo 4.9.</b> TLD ile 6 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	76
<b>Tablo 4.10.</b> Gafkromik film dozimetre ile 6 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavi sonuçları	76
<b>Tablo 4.11.</b> TLD ile 6 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	77
<b>Tablo 4.12.</b> Gafkromik film dozimetre ile 6 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavi sonuçları	77
<b>Tablo 4.13.</b> TLD ile 4 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	78
<b>Tablo 4.14.</b> Gafkromik film dozimetre ile 4 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavi sonuçları	78

<b>Tablo 4.15.</b> TLD ile 4 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	79
<b>Tablo 4.16.</b> Gafkromik film dozimetre ile 4 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavi sonuçları	80
<b>Tablo 4.17.</b> TLD ile 4 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	81
<b>Tablo 4.18.</b> Gafkromik film dozimetre ile 4 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavi sonuçları	81
<b>Tablo 4.19.</b> TLD ile Co-60 teleterapi cihazında iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavi sonuçları	82
<b>Tablo 4.20.</b> Gafkromik film dozimetre ile Co-60 teleterapi cihazında iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	82
<b>Tablo 4.21.</b> TLD ile Co-60 teleterapi cihazında üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	83
<b>Tablo 4.22.</b> Gafkromik film dozimetre ile Co-60 teleterapi cihazında üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları	83
<b>Tablo 5.1.</b> Rando fantom üzerinde TLD ölçümü ile iki alan wedgeli plan karşılaştırılması	85
<b>Tablo 5.2.</b> Rando fantom üzerinde gafkromik film dozimetre ölçümü ile iki alan wedgeli plan karşılaştırılması	85
<b>Tablo 5.3.</b> Rando fantom üzerinde TLD ölçümü ile iki alan segmentli plan karşılaştırılması	87
<b>Tablo 5.4.</b> Rando fantom üzerinde gafkromik film dozimetre ölçümü ile iki alan segmentli plan karşılaştırılması	87
<b>Tablo 5.5.</b> Rando fantom üzerinde TLD ölçümü ile üç alan masa açılı plan karşılaştırılması	89

**Tablo 5.6.** Rando fantom üzerinde gafkromik film dozimetre ölçümü ile üç alan masa açılı plan karşılaştırılması

89



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil-2.1.</b> Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak, 2005).	19
<b>Şekil-2.2.</b> Coherent saçılması (Khan, 2010)	20
<b>Şekil-2.3.</b> Fotoelektrik etki (Khan, 2010)	21
<b>Şekil-2.4.</b> Compton saçılması (Khan, 2010)	22
<b>Şekil-2.5.</b> Çift oluşum (Khan, 2010)	22
<b>Şekil-2.6.</b> Co-60 İzotopunun bozunumu (Khan, 2010)	24
<b>Şekil-2.7.</b> Co-60 İzotopu spektrumu (Khan, 2010)	24
<b>Şekil-2.8.</b> Theratron 1000E Co-60 Teleterapi cihazı (NUBA)	25
<b>Şekil-2.9.</b> Genel bir Lineer Hızlandırıcı tedavi cihazı yapısı (Khan, 2010)	26
<b>Şekil-2.10.</b> Hızlandırıcı tüp (Khan, 2010)	27
<b>Şekil-2.11.</b> Elektronların hızlandırıcı tüp içerisinde hareketi (Khan, 2010).	27
<b>Şekil-2.12.</b> Enerjileri farklı olan elektronların bending magnet içerisindeki hareketi (Thwaites ve Tuohy, 2006)	29
<b>Şekil-2.13.</b> Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında A) X-ışını üretimi, B) Elektron üretimi (Khan, 2010)	30
<b>Şekil-2.14.</b> Wedge filtre izodoz dağılımı (Khan, 2010)	32
<b>Şekil-2.15.</b> HU aralığı ile değişen kontrast farkı (Sandborg, 1995).	33
<b>Şekil-2.16.</b> İnsan benzeri rando fantom (Khan, 2010)	34
<b>Şekil-2.17.</b> Tedavi planlama sisteminde hasta planlaması (Podgorsak, 2005)	35

<b>Şekil-2.18.</b> İyon odası (Podgorsak, 2005)	36
<b>Şekil-2.19.</b> Elektrometre ve doz ölçümü (A.Ü)	37
<b>Şekil-2.20.</b> Floresans Olayı (Thomsen, 2004).	37
<b>Şekil-2.21.</b> Fosforesans olayı (Thomsen, 2004).	38
<b>Şekil-2.22.</b> Radyasyon uygulanan kristallerde elektronların tuzaklanması (Khan, 2010)	38
<b>Şekil-2.23.</b> TLD doz cevap eğrisi (Khan, 2010)	40
<b>Şekil-2.24.</b> OSL okuyucusu (Thomsen, 2004)	40
<b>Şekil-2.25.</b> Gafkromik film yapısı	41
<b>Şekil-2.26.</b> Radyasyon sonrası gafkromik film üzerindeki renk değişimi (Lewis ve ark., 2012)	42
<b>Şekil-2.27.</b> n-p Tipi Silikon İn-vivo diyot dozimetre (Khan, 2010)	43
<b>Şekil-2.28.</b> ICRU 50 A) ve ICRU 62 B) tedavi hacimleri (ICRU 2016)	44
<b>Şekil-2.29.</b> Larenks'in dış görünümü (Anatomi Atlası)	45
<b>Şekil-3.1.</b> Bilgisayarlı tomografi GE LightSpeed™ RT cihazı (A.Ü)	48
<b>Şekil-3.2.</b> Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı (A.Ü)	49
<b>Şekil-3.3.</b> Elekta marka precise tedavi planlama sistemi (A.Ü)	50
<b>Şekil-3.4.</b> DOSE 1 model elektrometre ve FC65P iyon odası (A.Ü)	51
<b>Şekil-3.5.</b> RW3 katı su fantomu (A.Ü)	51
<b>Şekil-3.6.</b> İnsan benzeri Rando fantom (A. Ü.)	52
<b>Şekil 3.7. A)</b> TLD fırın tepsisi, TLD ve kaset,	

B) TLD'lerin metal tepsiye yerleştirilmesi, C) RADOS 2000 TLD okuyucu, D) PTW-TLDO Termoluminesant dozimetre fırını, E) TLD fırın ısıtma şemaları	53
<b>Şekil 3.8.</b> EBT3 gafkromik film dozimetre	55
<b>Şekil 3.9.</b> EPSON 10000XL Expression film tarayıcı (Antalya Eğt. Araş. Hast.)	55
<b>Şekil 3.10.</b> Imrt matrix	56
<b>Şekil 3.11.</b> Gafkromik filmlerin Işınlanması	57
<b>Şekil 3.12.</b> Gafkromik filmlerin taranma işlemi	58
<b>Şekil 3.13.</b> Gafkromik filmlerin Imrt OmniPro programında kalibrasyonu	58
<b>Şekil 3.14.</b> Gafkromik film dozimetrelerin Rando fantoma yerleştirilmesi	59
<b>Şekil 3.15.</b> TLD okuyucusu (A.Ü)	60
<b>Şekil 3.16.</b> Co-60 için TLD kalibrasyonu	61
<b>Şekil 3.17.</b> TLD'lerin Rando fantoma yerleştirilmesi	62
<b>Şekil 3.18.</b> Precise tedavi planlama sisteminde rando fantom kesitleri kullanılarak yapılan planlar	63
<b>Şekil 3.19.</b> Co-60 kaynağı doza karşı zaman belirleme	64
<b>Şekil 3.20.</b> Rando fantom tedavi merkezi belirlenmesi	65
<b>Şekil 3.21.</b> Lineer hızlandırıcı cihazında doz kalite kontrol testi	66
<b>Şekil 3.22.</b> Co-60 teleterapi cihazında doz kalite kontrol testi	67
<b>Şekil 3.23.</b> Mosaiq sistemi	68
<b>Şekil 3.24.</b> Lineer hızlandırıcıda Rando fantom ışınlanması	68
<b>Şekil 3.25.</b> Co-60 teleterapi cihazında rando fantom ışınması	69





## SİMGELER ve KISALTMALAR

AAPM	American Association Of Physicists İn Medicine
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Colimator, MLC)
D	Doz
E	Enerji
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	Uluslararası Radyasyon Ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)
LiF	Lityum Fluorid
MeV	Mega Elektron Volt
MV	Mega Volt
MU	Monitor Unit
P	Basınç
SAD	Kaynak-Eksen Mesafesi
SSD	Kaynak-Cilt Mesafesi (Source-Skin Distance)
T	Sıcaklık
TLD	Termoluminesans Dozimetre
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
$\mu$	Kesit Görüntüleri Azalım Katsayısı
Z	Atom Numarası

## 1.GİRİŞ

Radyoterapi günümüzde primer tedavi şekli olarak ya da kemoterapi ve/veya cerrahi tedavi ile birlikte kombine olarak kullanılmaktadır. İyonize radyasyon kullanımı ile yapılan bu tedavi yöntemi ile iyi huylu ya da kötü huylu tümörlerin tedavisi yapılmaktadır. 1922 yılında 'Coutard ve Hautant' ın ileri evre larenks kanserinin radyoterapi ile iyileştiğini göstermesi ile larenks kanseri tanısı konmuş hastalar üzerinde radyoterapinin önemi artmıştır.

Larenks; solunum, öksürük, konuşma, yutma, fonksiyonlarında önemli rol oynayan bir organdır. Erken evrede tanı konan larenks kanseri hastaları için uygulanan radyoterapi ile ses ve larenks fonksiyonları korunarak hastanın yaşam kalitesi yükseltilebilir.

Gelişen görüntüleme sistemleri ile erken teşhis yapılan hastaların yaşam kalitesinin artması tedaviyi uygun bir şekilde alması ile mümkündür. Bu da radyoterapi sırasında tümörlü dokuya uygulanan dozun hastaya doğru ve güvenilir bir şekilde verilmesiyle gerçekleşir.

Dozimetrik sistemler, hastanın tedavisi sırasında uygun dozun verildiğini kontrol amaçlı kullanılır. Günümüzde farklı dozimetrik sistemler kullanılarak hasta üzerinde veya hasta tedaviye girmeden önce verilen dozun uygunluğunu denetlemek için doz analizleri yapılmaktadır.

Dozimetrik sistemler, verilen dozun uygunluğu dışında hastanın tedavisi sırasında ne kadar doz aldığına karşılık kişisel doz bilgisi de verebilir. Bu bilgiler kullanılan dozimetrelerin zaman içerisinde saklanma kalitesine göre değişebilir. Bu durum tedavi suresi sonrası uzun veya kısa doz alımı bilgisi almamızda bize olanak sağlar.

Radyoterapi de en bilinen ve en çok tercih edilen dozimetrik sistemler; TLD (Termolüminesans Dozimetre), OSL (Optik Uyarımlı Lüminesans Dozimetre), İn vivo diyot dozimetre, Radyografik filmler ve Radyokromik filmlerdir. TLD, uyarıcı ısı olduğu zaman ışık yayma olayı denen termolüminisans, OSL ise ışıkla uyarılma sonucu ölçüm alınan dozimetredir. Radyografik filmler ve radyokromik filmlerin doz ölçümü

ise film üzerinde radyasyondan kaynaklanan optik yoğunluğun analizi ile gerçekleştirilir. Diyot dozimetre ise dedektörler sayesinde anlık hasta üzerinde ölçüm almamızı sağlar.

Kanser tedavisinde geçmişten günümüze bakıldığında radyoterapi cihazları açısından hızlı bir teknoloji atılımı görmekteyiz. Co-60 kaynağının kullanımındaki değişikliklere ilaveten, x ışınları, hafif ve ağır yüklü parçacıkların kullanımı ile kanser tedavisinde radyoterapinin önemi artmıştır.

Yenilenen tedavi cihazlarının yanı sıra farklı tedavi planlama sistemleri geliştirilerek tümörlü dokuya verilebilecek en yüksek doz ve hedef hacim dışında kalan normal dokular için de alabileceği dozu en aza indirme amacı güdülmüştür. Günümüzde bu amaç doğrultusunda 3D-Konformal ve Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği tedavi planlama sisteminde kullanılmaktadır.

Bu tez projesinde amacımız, farklı tedavi teknikleri uygulanmış T1-2 glottik larenks kanserli hastaların, özellikle anterior commissure bölgesinde alınan doz miktarlarının Termoluminesans ve gafkromik film dozimetre kullanılarak ölçüp, tedavi planlama sistemi (TPS) ile karşılaştırılmasıdır.

Larenks kanseri tedavisinde radyoterapi önemli bir yer teşkil etmektedir. Radyoterapi ile erken evre T1-2 glottik larenks kanserinde uygun lokal kontrol sağlanabilmektedir. Bu nedenle, radyoterapide yeni tedavi teknikleri geliştirilmiştir. Bu tez kapsamında Co-60 ve lineer hızlandırıcı kullanılarak ışınlanan larenks kanseri hastalarının anterior commissure dozları retrospektif olarak incelenerek en uygun tedavi tekniğinin belirlenmesine çalışılacaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

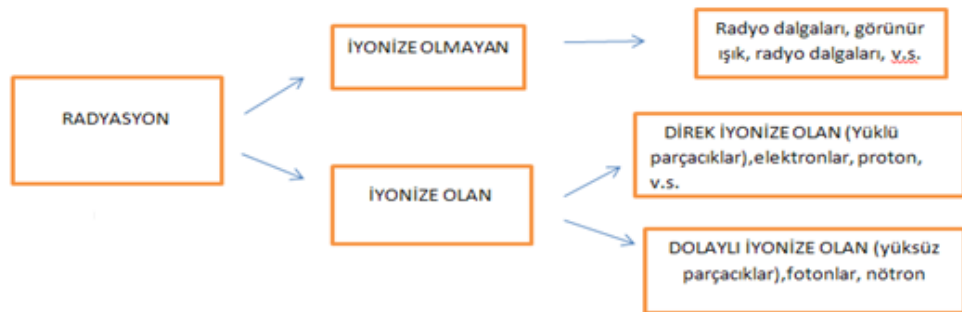
### 2.1. Radyasyon

Radyasyon, enerjinin boşlukta ya da madde ortamında yayılımı demektir. Parçacık veya dalga şeklinde yayılım olabilir. Parçacık şeklinde radyasyon yayılımı için durgun kütleye sahip, limitler içinde momentum ve herhangi bir andaki konumu tanımlı olmalıdır.

Broglie, 1925 yılında maddelerin doğasından kaynaklanan madde dalga-parçacık ikililiği hipotezini öne sürerek fotonların (elektromanyetik dalga) bazı zamanlar parçacık gibi davrandığını ve aynı zamanda bazı parçacıklarında dalga hareketi yaptığından bahsetmiştir. Bu sebepten dolayı radyasyonun parçacık veya dalga şeklinde yayılımı ayrımı önemli olmaktan çıkmıştır. (Khan, 2010).

Maddelerle iyonize olabilmeye yeteneğine göre radyasyon iki ana kategori de incelenir. Bunlar, madde ortamında iyonize ve iyonize olmayan radyasyon olarak adlandırılır. Atomların iyonlaşma potansiyeli gelen parçacığın ya da dalganın enerjisi ile orantılıdır. İyonlaşma için en düşük enerji seviyesi 24,5 eV' tur.

İyonize olan radyasyon direk olarak ya da dolaylı olarak maddelerle etkileşime girer. Direk iyonize olan radyasyona örnek verirsek eğer; elektron, proton, alfa parçacığı ve ağır iyonlardır. Dolaylı olarak iyonize olan radyasyonlar ise fotonlar ( X-ışını, gama ışını) ve nötronlardır. İyonize olmayan radyasyona örnek verirsek eğer radyo dalgaları mikro dalgalar, görünür ışık gibi madde ile etkileşime girmeyen radyasyon çeşididir. (Podgorsak, 2005).



Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak, 2005)

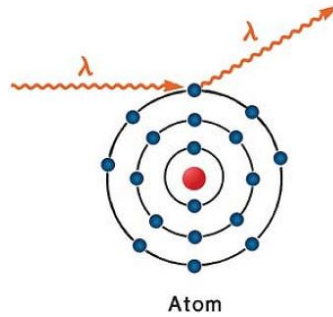
## 2.2. Fotonların Madde ile Etkileşimleri

Fotonların madde ile etkileşimi beş farklı şekildedir. Bunlar fotodisintegrasyon, çift oluşumu, Compton saçılması, fotoelektrik etki ve Cohorent saçılımıdır. Bunlardan fotodisintegrasyon yüksek enerjili fotonların çekirdekle etkileşmesi ile çekirdekten nükleon salınımı olarak sonuçlanır. Genellikle çekirdekten nötron salınımı gerçekleşir ve fotodisintegrasyon un gerçekleşmesi için minimum eşik değeri 10.86 MeV'dir.

Çift oluşumu, Compton saçılması, fotoelektrik etki ve Cohorent saçılımı etkileşime gireceği maddenin atom numarasıyla, fotonun enerjisiyle, tesir kesiti ve etkileşme olasılığı ile ilişkilidir. (Khan, 2010).

### 2.2.1. Cohorent Saçılımı

Rayleigh saçılması ya da klasik saçılma olarak adlandırılır. Düşük enerjiye sahip foton yüksek atom numarasına sahip madde ile etkileşime girer. Elektromanyetik dalga şeklinde olan foton, elektronun yanından geçerken elektrona osilasyon hareketi yaptırır. Osilasyon hareketi yapan elektron gelen fotonla aynı dalga boyunda ve aynı enerjide X-ışını yayımlar. Ortamda hiç bir enerji değişimi olmaz ve sadece foton küçük bir açıyla saçılır.

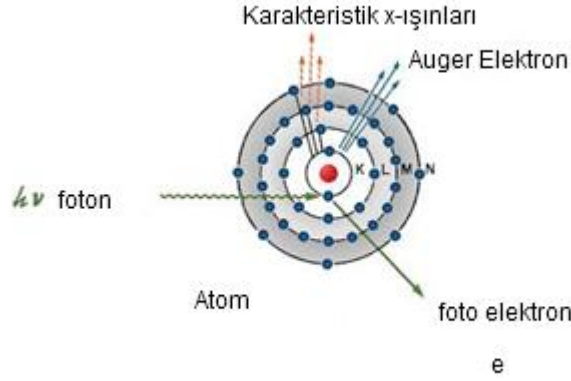


Şekil-2.2. Cohorent saçılması (Khan, 2010)

### 2.2.2. Fotoelektrik Etki

Fotoelektrik etkide foton tüm enerjisini çekirdeğe en yakın olan yörüngedeki elektrona aktararak soğurulur ve bu yörüngeden elektron koparır. Gerçekleşmesi için gelen fotonun enerjisinin elektronun bağlanma enerjisinden büyük olması gerekir.

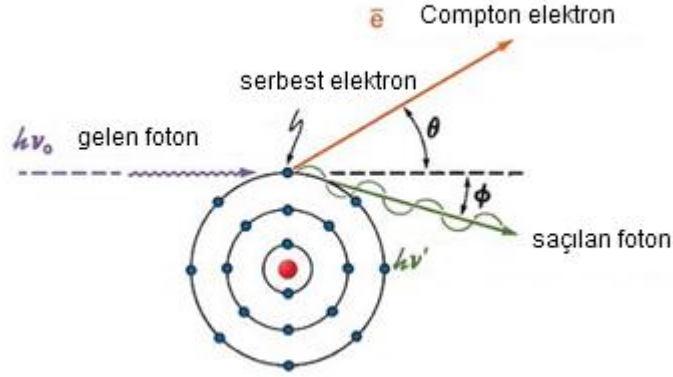
Koparılan elektronun yerine üst yörüngeden elektron inerken karakteristik X-ışını yayılımı ya da Auger elektronu salımı meydana gelir. Bu eşik değerin aşılması için gerekli olan enerji dokuda k yörüngesi için 0,5 keV'dir. Bu nedenle yayılan X-ışının enerjisi de düşüktür. Fotoelektrik etki elen fotonun enerjisi ile ters orantılı iken etki edeceği maddenin atom numarasıyla doğru orantılıdır.



Şekil-2.3. Fotoelektrik etki (Khan, 2010)

### 2.2.3. Compton Saçılması

Compton saçılmasında gelen foton bağlanma enerjisi düşük olan dış yörüngedeki elektrona çarpıp enerjisinin bir kısmını aktararak saçılır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden büyük olduğu için elektronda yörüngeden ayrılarak saçılır. Compton saçılması gelen fotonun enerjisi arttıkça azalırken etkileşime girdiği maddenin atom numarasından bağımsız, atomun elektron sayısı ile doğrusal bir şekilde orantılıdır.

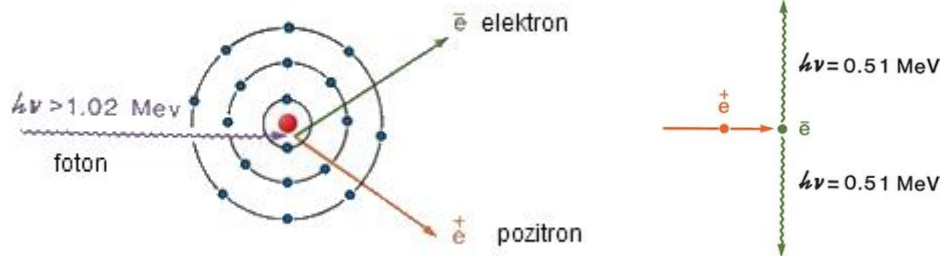


Şekil-2.4. Compton saçılması (Khan, 2010)

#### 2.2.4. Çift Oluşum

Çift oluşumu, fotonun enerjisi 1.02 MeV üzerinde olduğunda gerçekleşir ve foton, çekirdeğin elektromanyetik alanından etkilendiğinde enerjisinin tamamını bir elektron ve pozitron (pozitif elektron) çifti oluşturarak yok olur.

Elektronun durgun kütle enerjisi 0.511 MeV olduğundan çift oluşumu için eşik enerji seviyesi iki durgun kütle kadar olmalıdır. Çift oluşumu sonucu ortaya çıkan pozitron serbest elektronla etkileşime girdiğinde yok olur ve iki adet 0.511 MeV durgun kütle enerjili gama fotonu oluşumuna neden olur. Etkileşime girdiği maddenin atom numarasın karesiyle doğru orantılıdır.



Şekil-2.5. Çift oluşum (Khan, 2010)



### **2.3. Radyoterapinin Tarihçesi**

Hastaların tedavisi için kullanılan iyonize radyasyon 1895 yılında Röntgenin X-ışınlarını ve 1898’de ise Curie’nin Radyumu keşfetmesi ile başlamıştır. İlk uygulamalar yüzeysel tümörler üzerinde yapılsa da Radiumun keşfi ile 1903 yılında brakiterapi uygulamaları ile derin yerleşimdeki tümörlerin tedavisi amaçlanmıştır.

1920’li yıllara dek radyoterapi etkin bir şekilde kullanılamamıştır. 1940’lı yıllarda ise parçacık hızlandırıcı olan betatronun keşfi ile 1952 yılında gerçekleştirilen Mega Voltajlı X-ışını üretimi gerçekleştirilmiştir. Co-60 kaynağı kullanılarak yapılan hasta tedavisi ise 1951 yılında gerçekleşmiştir. Günümüzde halen gelişmekte olan lineer hızlandırıcılar ise 1960 yılından itibaren kullanılmaktadır.

1922 yılında Paris Uluslararası Onkoloji Kongresi’nde ‘Coutard ve Hautant’, lokal ileri evre larenks kanserinin önemli komplikasyonlar olmadan radyoterapi ile iyileşebildiğini göstermiştir.

1934 yılında ise ‘Coutard’ uygulanan doz ile tedavi zamanı için uzun süreli fraksiyonel tedavi metodunu geliştirmiştir.

İyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak hastanın tümörlü dokusunu yok etmek için yapılan tedavi yöntemidir. Genellikle X-ışınları kullanılarak yapılan bu tedavi yönteminde amacımız, tedavi sırasında sağlıklı dokuda oluşabilecek hasarı en aza indirmektir. Günümüzde iki tür radyoterapi uygulaması yapılır.

#### **2.3.1. Eksternal Radyoterapi**

Hastanın tedavisi vücut dışında gerçekleşiyorsa eğer belirli bir mesafeden X-ışınları, Elektron, Gama-Işını, Proton, bazı ağır yüklü parçacıklar kullanılarak yapılan radyoterapi çeşididir.

### 2.3.2. İnternal Radyoterapi

Hastanın tedavisi vücut içinde gerçekleşiyorsa eğer radyoaktif maddenin hastanın tümörlü bölgenin yakınına veyahut içine yerleştirilen çapı 1mm'in altındaki gama ışını veya beta parçacığı yayan kaynaklar kullanılarak yapılan radyoterapi çeşididir.

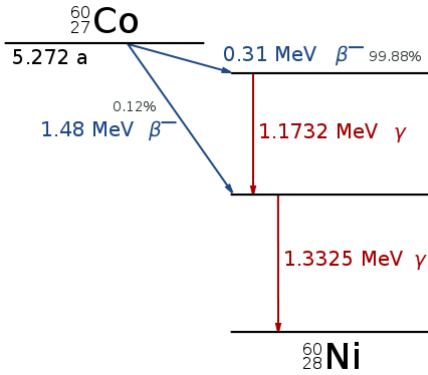
### 2.4. Eksternal Radyoterapi Cihazları

Eksternal Radyoterapi cihazları kaynak ile vücut arasında belirli bir mesafe bırakılarak yapılan radyoterapi tekniğidir.

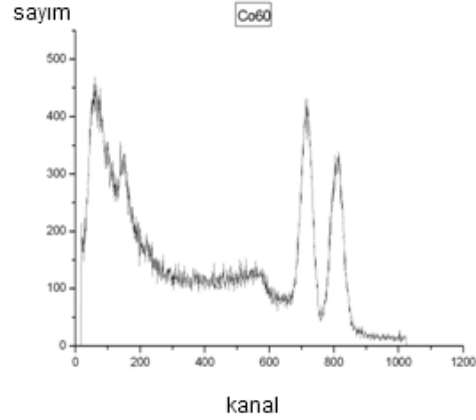
#### 2.4.1. Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi cihazları

Kobalt-60, Kobalt-59 elementinin nükleer reaktörlerde yavaş nötronlarla bombardıman edilmesi ile elde edilen ve teleterapide tedavi amaçlı kullanılabilen radyoaktif bir kaynaktır.

Kobalt-60 kaynağı ilk kez tedavi amaçlı olarak 1951 yılında Kanada'da teleterapi ünitesinde kullanılmıştır. Kaynak beta ışınımı yaptığında ortaya çıkan gama ışınlarının enerjileri 1.17 MeV ve 1.33 MeV (Şekil-2.6.,) kadardır. Bu gama ışınlarının ortalama enerjisi 1.25 MeV dir.



Şekil-2.6. Co-60 İzotopunun bozunumu



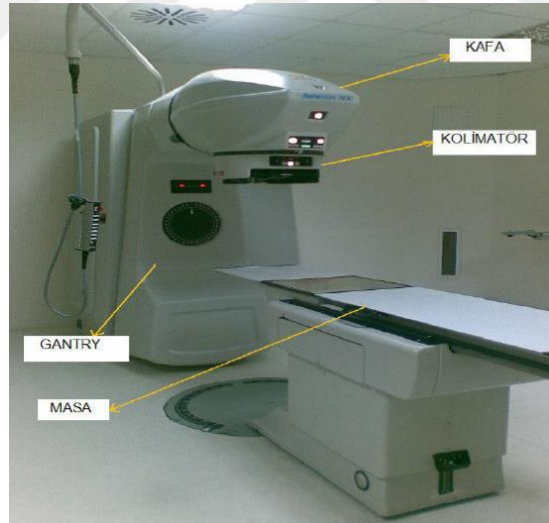
Şekil-2.7. Co-60 İzotopu spektrumu (Khan, 2010)

Teleterapi ünitesinde kullanılan Co-60 kaynaklarının aktivitesi genel olarak 5000-15000 Ci (Curie) arasında değişir. Co-60 izotopu radyoaktif bozunumdan dolayı her yıl yaklaşık olarak aktivitesinden %1 kayıp verir. Yarılanma ömrü ise yaklaşık olarak 5.27

yıldır. Kullanım sırasında tespit edilen aktivitesi 3000 Ci den düşük Co-60 kaynağı bir yenisi ile değiştirilir.

Fiziksel şekli kapsül, tanecik ve toz şeklinde olabilir. Kaynak, özel olarak wolframdan yapılmış bir kutu içerisinde. Bu sayede kaynağın kafa kısmına (Şekil-2.8.,) eklenmesi ve değiştirilmesi kolay olur.

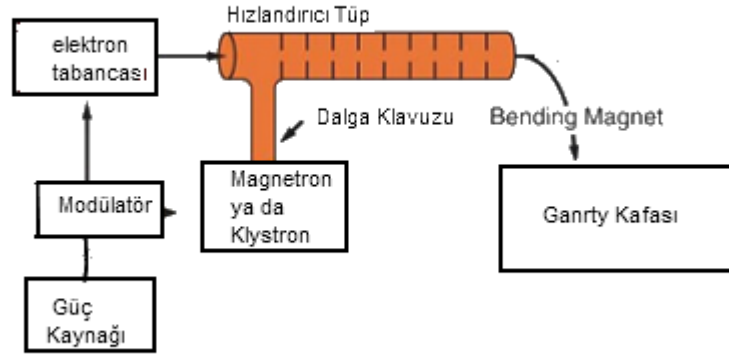
Radyoaktivitesi yüksek olduğu için kaynağın tedavi sırasında çıkartılması ve hesaplanan sürede tedavinin yapılması gerekir. İki türlü kaynak açılma yöntemi vardır. Bunlardan birincisi tekerlekli diğeri ise pnomatik sistemdir. Demet kontrolü uzaktan kumanda ile yapılmaktadır. Co-60 nın  $d_{max}$ (maksimum doz bıraktığı mesafe) derinliği su ve yumuşak dokular için 0,5 cm dir. Tedavi genellikle SSD (kaynak cilt mesafesi) 80 cm olacak şekilde ayarlanır. (Podgorsak, 2005; Perez, 2015).



**Şekil-2.8.** Theratron 1000E Co-60 Teleterapi cihazı (NUBA)

#### **2.4.2. Lineer Hızlandırıcılar**

Radyoterapi alanında ilk lineer hızlandırıcı 1952 yılında Londra'da Hammersmith hastanesinde kullanılmıştır. Mega voltaj mertebesinde enerjiye sahip X-ışınları ve elektronlar kullanılarak derin yerleşkelerdeki ya da yüzeysel tümörlerin tedavisi yapılabilir. Günümüzde, Lineer hızlandırıcıların hasta tedavisindeki önemi artmıştır (Khan, 2010).



Şekil-2.9. Genel bir Lineer Hızlandırıcı tedavi cihazı yapısı (Khan, 2010)

Elektron Gun küresel şekilde olan katottan, elektrot, anot ve ısıtıcıdan oluşur. Oksit katot düşük sıcaklıkta ve düşük akım yoğunluğu ile çalışır ( $1 \text{ A/cm}^2$ ).

Dağıtıcı katot ise yüksek sıcaklık ( $1100 \text{ }^{\circ}\text{C}$ ) ile yüksek akım yoğunluğu ile çalışır ( $100 \text{ A/cm}^2$ ). Tungsten flama yüksek sıcaklıktan kopan elektronlar katottan anota potansiyel farktan dolayı hareket eder. Elektron gun ile sevk edilen elektronlarda yaklaşık  $50 \text{ KeV}$  luk enerji ile hızlandırıcı tüp içine enjekte edilir.

Güç kaynağı (Power Supply) Modülatöre DC akım sağlar. Modülatör pulse şekillendirici ağı ve dağıtıcı tüp olarak bilinen Hidrojen Thyatron'dan oluşur. Modülatörde sağlanan yüksek voltajlı DC akımla elde edilen pulseler mikro saniye mertebesinde Magnetron ya da klystrona ve Elektron Gun a iletilir. (Khan, 2010).

Magnetron silindirik yapıdadır. Yüksek güçte osilatör olarak işlev görür ve mikrodalga üretir. Bu mikrodalgalar mikrosaniye sürelerde pulseler halindedir ve frekansı  $3000 \text{ MHz}$  dir. Magnetron içerisindeki flama ısıtılarak elektron koparılır. Katot ile anot arasına uygulan gerilimle hızlandırılan elektron, rezonans kavite içerisine dik bir şekilde oluşturulmuş statik manyetik alan sayesinde spiral şekilde hareket etmeye başlar.

Bunun sonucunda mikrodalga formunda enerji yayar. Burada oluşan mikrodalgalar dalga kılavuzuna iletilir.

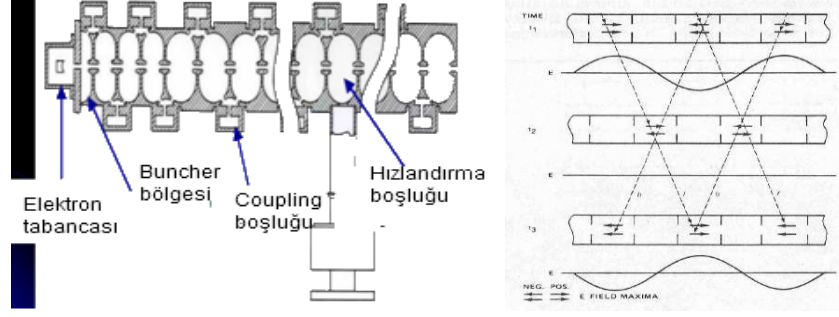
Güç çıkışı 2 MW olan düşük enerjili lineer hızlandırıcılar, 6 MeV enerjisinden düşük enerji üretimi için kullanılır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılar için daha çok klystron tercih edilir. Fakat enerjisi 25 MeV e kadar olan lineer hızlandırıcılar içinde 5MW güç çıkışı olan Magnetronlarda tasarlanmıştır. Örneğin ELEKTA marka lineer hızlandırıcılarda Magnetron kullanılır. (Khan, 2010).

Klystron, mikrodalga üretici değildir, yükseltecidir. Sistemin çalışması için düşük güçte mikrodalga olması yeterlidir. Klystronun iki kavitesi vardır. Bunlar buncher kaviti ve catcher -kavitidir. Flaman ısıtılarak elde edilen elektronlar potansiyel uygulanarak hızlandırılıp buncher kaviti içerisine iletilir ve düşük güçlü mikrodalgalar ile etkileştirilir. Bu şekilde elektronlara buncher kavite içerisinde alternatif bir elektrik alan kazandırılır. Elektronlar demetler halinde drift tüpün içerisine girerler. Drift tüpün içerisine giren elektronlardan düşük hıza sahip olanlar elenir.

Yüksek hıza sahip olan elektronlar ise catcher kaviti bölgesine girerler. Catcher kaviti bölgesine giren elektronlar yavaşlayarak enerjinin dönüşümü prensibi ilkesi doğrultusunda üzerindeki kinetik enerjiyi yüksek güçlü mikrodalgalara dönüştürürler. VARIAN marka lineer hızlandırıcılarda genellikle Klystron kullanılır. (Khan, 2010).

Dalga kılavuzu ve hızlandırıcı tüp kısmı Vakum pompası ile vakumlanmıştır. Dalga kılavuzu, dikdörtgen ve daire şeklinde olabilir ve bakırla kaplıdır.

Modülatörde sağlanan yüksek voltajlı DC akımla elde edilen pulse lar mikro saniye mertebesinde Magnetron ya da klystrona ve Elektron Gun a iletilir. Modulatör, elektron gun dan çıkan elektronların hızlandırıcı tüp içerisine girmesini sağlarken aynı zamanda istenilen frekanstaki mikrodalgaların dalga kılavuzu aracılığıyla hızlandırıcı tüpün içerisine iletilmesini sağlar. Hızlandırıcı tüpün içerisine giren elektronlar, iki şekilde hızlandırılırlar.



**Şekil-2.10.** Hızlandırıcı tüp **Şekil-2.11.** Elektronların hızlandırıcı tüp içerisinde hareketi (Khan, 2010).

Hızlandırma olayı sürekli dalgalar kullanılarak ve duran dalgalar kullanılarak yapılır. Sürekli dalga kullanılarak yapılan hızlandırılmalarda, elektronlar, sinüs dalgalar şeklindeki mikrodalgaların üzerinde sanki sörf yaparcasına hareket ederek ilerlerler. (Şekil-2.10.,). Silindir şeklinde olan tüp içerisinde elektronlar buncher bölgesinden demetler halinde çıkarlar.

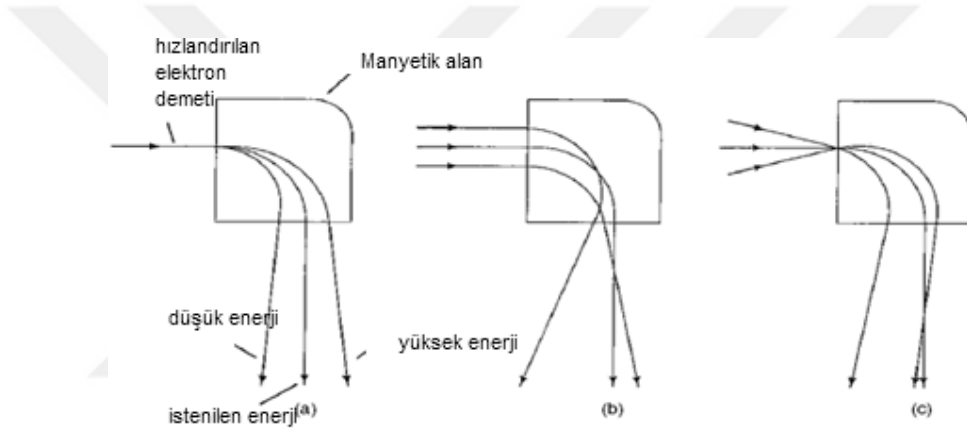
Buncher bölgesinden çıkan elektronlar çapı yaklaşık 10 cm olan boşluklar ve her biri dalga boyunun 1/4 ü (2,5 cm) aralıklarla dizilmiş olan silindir yapıdaki odacıklardan geçerler. Odacıkta oluşan yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve elektronlar kanal boyunca bir odacıktan diğer bir odacığa doğrusal bir şekilde hızlanarak geçerler.(Şekil-2.11.) Silindirin çıkışında elektronların hızları her odacıkta kazandıkları hızların toplamına eşittir. Hızlandırılan elektronlar bending magnetlere yol alır.

Sürekli dalga üreten hızlandırıcılarda hızlandırıcı tüpün sonuna dalganın geri dönmesini engellemek için durdurma yükü konulmuştur Duran dalga kullanılarak yapılan hızlandırmalarda ise iki taraftan maksimum refleksiyon sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların kombinasyonu sonucu duran dalgalar oluşturulur.

Hızlandırıcı tüp drift şeklindedir. Sabit hızla giden elektronlar hızlandırıcı bölgedeki odacıklara giderek hızlandırılır. Boşluk sayısı ve hızlandırıcı tüp uzunluğu arttıkça elektronların hızlanmasında artış gözlenir. Elektronlar elektromanyetik alan boyunda bir tünelden diğer bir tünele geçerler. Varian marka cihazlar elektron hızlandırmada duran -

dalgaları kullanırken, Elekta marka cihazlarda elektronlar sürekli dalga üzerinde hızlandırılır. ( Podgorsak, 2005; Perez, 2015; Khan, 2010).

Bending Magnetler  $90^0$ ,  $270^0$  ve  $112,5^0$  gibi açılarda üç farklı şekilde tasarlanır. Bu sistem hızlandırıcı tüp içerisinden gelen farklı enerjideki elektronların ayırımı için kullanılır. Yüksek enerjili elektronlar bending magnet içerisinde daha büyük açıyla hareket ederken düşük enerjili elektronlar ise dar açıyla hareket ederler. Ayrıca Elektronların geçişi sırasında ısınan Bending Magnetlerde soğutma sistemi ile soğutulmaktadır. (Khan, 2010).



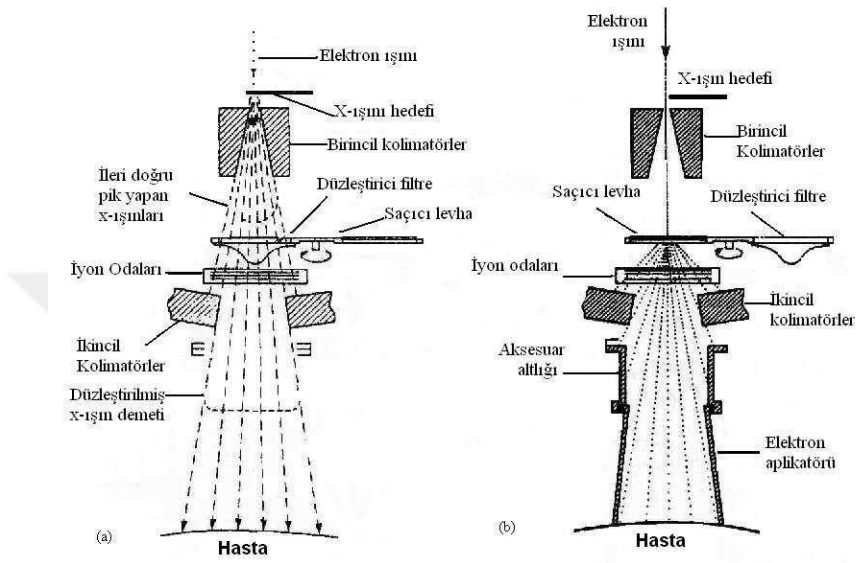
**Şekil-2.12.** Enerjileri farklı olan elektronların bending magnet içerisindeki hareketi (Thwaites ve Tuohy, 2006)

Hedef çeşitleri, Altın, Kurşun, Alüminyum ve Tungstendir. Genelde Tungsten kullanılır. Tungsten yüksek atom numarasına sahiptir. Erime noktası yüksektir.

Bending magnetten gelen elektronlar Tungstene çarptırılan elektronlar enerjisini X-ışını ve ısı enerjisi olarak aktarırlar. Elektronlar enerjilerinin yaklaşık %94 ünü ısı enerjisi olarak aktarırlar buda bizim erime noktası yüksek materyal seçmemizin sebebini açıklar. Oluşan X-ışınları Bremsstrahlung X-ışınlarıdır ve  $Z^2$  ile orantılı olarak artar. (Thwaites ve Tuohy, 2006).

Birincil Kolimatörler, malzeme yapısı olarak atom numarası yüksek materyaller kullanılır. Primer Kolimatörler, sabit hareket etmeyen yapıdadırlar ve hedeften farklı saçılan X-ışınlarını zırlarlar. Burada ki amaç ise hedef bölgenin dışına kaçan X-

ışınlarının kaçışını önlemektir. Birincil kolimatörden çıkan ışınlar homojen izodoz çizgisine sahip değildirler. Gelen X-ışınları; Düzleştirici Filtre sayesinde homojen hale getirilir. (Khan, 2010).



Şekil-2.13. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında A) X-ışını üretimi, B) Elektron üretimi (Khan, 2010)

Saçıcı levha, Elektron tedavilerinde kullanılır. Elektron tedavisi uygulayabilmek için bending magnetten gelen elektronlar tungsten yapıdaki hedefe çarptırılmadan birincil kolimatörü geçerler.

Tedavi alanı boyunca aynı akıda elektron demeti sağlamak için düzleştirici filtre yerine saçıcı tabaka kullanılır. Saçıcı levha ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Bu levha kalınlığı önemlidir. Saçılma sırasında frenlenme ışınları çıkar. Elektron demetinde bu ışınlardan kaynaklanan X-ışını bulaşıklığı %5'den azdır. Bulaşmayı azaltmak amacıyla tabaka yeterince ince olmalıdır. (Podgorsak, 2005;Khan, 2010).

İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. Gantry içerisinde iki tane iyon odası bulunur. İki iyon odası da verilen doz esnasında birbirlerini ölçüm konusunda denetlerler.

Jaw'lar; yüksek atom numarasına sahip materyallerden yapılmıştır. Örneğin; Tungsten, Kurşun... Tedavi sırasında hedef tedavi bölgesi dışına X-ışını yayılımını minimize etmek



için kullanılır. Lineer hızlandırıcı cihazlarda jaw dizilimleri farklılık gösterebilir. Örneğin; ELEKTA tipi Lineer hızlandırıcılarda Jaw'lar MLC'lerin altındayken, VARIAN ve SIEMENS tipi Lineer hızlandırıcılarda MLC'lerin üstündedir. (Podgorsak, 2005; Khan, 2010).

İkincil kolimatör dediğimiz kısım aslında çok yapraklı liflerden oluşur. Tedavi bölgesi içerisindeki hedef alanı dikkate katarak birbiri ardına bağımsız şekilde hareket ederler. Bu sayede hedef alanın dışı korunmuş olur. (Khan, 2010).

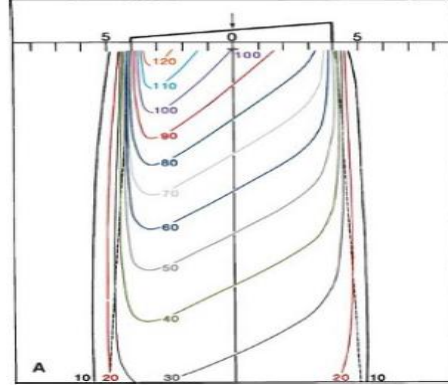
MLC yapısı Tungsten alaşımdan oluşur. Ucuz ve dayanıklı olduğu için tercih edilir. Aynı zamanda ısı genleşmesi yok denecek kadar azdır. Sebebi ise ısı genleşme katsayısının düşük olmasıdır. Tungsten alaşımı yoğunluğu  $17 \text{ g/cm}^3$  ce  $18,5 \text{ g/cm}^3$  arasında değişir. Saf tungsten (yoğunluğu  $19,3 \text{ g/cm}^3$  ) kırılğan ve mekanik hareketlere dayanıklılığı düşük olduğu için tercih edilmez. Nikel, Bakır, Demir gibi malzemeler karıştırılarak hem yoğunluğu düşürülmüş olur hem de dayanıklılığı artırılmış olur. (Podgorsak, 2005; Khan, 2010).

Aplikatörler elektron tedavilerinde kullanılır. Cilde yakın tedavi alanlarında elektron tedavisi kullanılır. Tedavi alanına göre istenilen boyutlarda aplikatörler kullanılmak üzere kurşun bloklar dökülür. Kare ve dikdörtgen şekillerde bulunabilirler.  $6 \times 6$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  kare aplikatöre örnektir. (Podgorsak, 2005; Khan, 2010)

## **2.5. Wedge Filtre**

Wedge filtre, genellikle malzeme yapısı olarak yoğunluğu yüksek materyallerden yapılır. (Ör; kurşun ya da çelik). İzo doz dağılımını değiştirmek için farklı açılarda wedge filtre kullanılarak hedef kitle üzerinde homojen doz dağılımı amaçlanır.

Co-60 teleterapi cihazlarında elle takılan wedge filtreler yeni lineer hızlandırıcılarda dinamik wedge filtre kullanımı ile yaygınlaşmıştır. Dinamik wedge filtre, lineer hızlandırıcı içerisinde bulunan sabit açılı bir filtredir. İstenilen wedge açısı elektronik sistemle kontrol edilir. (Khan, 2010).



Şekil-2.14. Wedge filtre izodoz dağılımı (Khan, 2010)

Günümüzde standart lineer hızlandırıcıların yanı sıra helikal lineer hızlandırıcı (Hi-Art Tomoterapi) ve robotik lineer hızlandırıcı (Cyberknife) bulunmaktadır. Standart lineer hızlandırıcıların aksine helikal ve robotik lineer hızlandırıcılar düzleştirici filtre bulundurmazlar.

## 2.6. Bilgisayarlı Tomografi Cihazları (BT)

Bilgisayarlı Tomografi, 1963 yılında 'Cormak' tarafından teorize edilmiş ve tıp tarihinde yeni bir çığır açmış kesitsel görüntüleme cihazıdır. Değişik açılardan X-ışını tüpünden çıkan ışın demetleri, radyasyon detektörlerinde algılanır. Detektörlerde algılanan doz hasta üzerinde soğurulmayan dozdur. X-ışınlarının gaz(hava), yağ, yumuşak dokular, kemik yapılar üzerinde soğurulma katsayıları ( $\mu$ ) farklıdır. 'Hounsfield' soğurulma katsayılarının bu farklılığını kullanarak BT numaraları (Hounsfield Units) tanımlamıştır.

$$H = \frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000$$

BT numarası dokunun doğrusal azalım katsayısının suyun azalım katsayısına normalize edilmesi ile elde edilir. Bu numara foton enerjisinden bağımsız olup -1000 ile +1000 HU arasında değişir. Numaralandırmada hava -1000, su 0 ve yoğun kemik +1000 değerini alır. Bu değerlerde yumuşak doku ve kan pozitif HU değeri alırken yağ dokusu negatif değer alır.



**Şekil-2.15.** HU aralığı ile değişen kontrast farkı (Sandborg, 1995)

Medikal X-ışını BT'ler de HU değerleri -1024 ile +3071 arasında değişir. BT, dar bir kontrast aralığında bulunan HU değerlerini geniş bir gri skalaya yansıtarak görünmeyen yumuşak doku üzerinde yüksek kontrastla görüntü alımı sağlar. (Khan, 2010;Sandborg, 1995).

### **2.7. Rando Fantom**

X-ışını ve elektronların iyonlaştırıcı etkisini doğru şekilde gözlemleyebilmek için rando fantom, insan dokusunun eşdeğeri malzemeden yapılmıştır. Vücut dokusunda bütün kemik yapı, akciğer ve vücut boşlukları anatomik olarak insan benzeri şekilde oluşturulmuştur. İnsan yapısında; kanın %92'si, kemiklerin %22'si, beyin ve kasların %75'i sudur. Genel olarak vücudumuzun yaklaşık %70'i sudur.

Radyasyon ölçümü için geliştirilen su fantomu kullanımı her zaman mümkün olamayacağı için su yoğunluğuna eşdeğer maddeler kullanılır. Bu maddelerin suya eşdeğer olabilmesi için, kütle yoğunluğunun, atom numarasının ve gram başına düşen elektron sayısının suya eşit olması gerekir. Ancak mega voltaj seviyelerindeki radyasyon ışınlamalarında foton etkileşmelerinde "Compton" saçılmaları baskın olduğundan fantom materyalinin elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması fantom seçimi için yeterli olacaktır. (Khan, 2010).



**Şekil-2.16.** İnsan benzeri rando fantom (Khan, 2010)

İnsan vücudu farklı yoğunluk değerine sahip kemik, kas, akciğer ve hava gibi yapılardan oluşur. Bu yüzden, doz ölçümü yaparken sadece su ya da su eşdeğeri madde kullanmaz. İnsan anatomik yapısına uygun olan “antropomorfik” fantomlar kullanılır. En çok yaygın olan insan şeklindeki fantom çeşidi ise “Alderson” rando fantomudur. (Şekil-2.16.,)

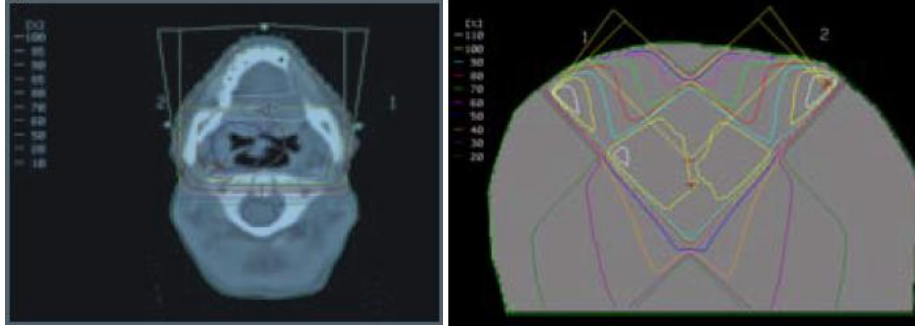
## **2.8. Konturlama**

BT ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) gibi teşhis için kullanılan cihazlardan elde edilen görüntülerin hasta tedavisi açısından kullanılması için hedef hacmin ve vücut anatomisinin belirlenmesi gerekir. Üç boyutlu elde edilen görüntüler Radyasyon Onkoloğu tarafından incelenip, vücut anatomisinin ve hedef hacmin çizimi yapılır. Bu işlem konturlama olarak adlandırılır. (Khan, 2010).

## **2.9. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS)**

Tedavi Planlama Sistemi (TPS), konturlaması yapılan hastanın tedavi tasarımını yapabilmek için yazılım ve donanıma sahip bilgisayarlarda, görüntü üzerinde doz dağılım analizleri yapılması için kullanılır. (Şekil-2.17.)

Tedavi Planlama Sistemi, hastaya ait bilgi, BT kesitleri, vücut anatomisi ve tümörlü doku konturları, tedavide kullanılacak olan kaynağa has değişen algoritmalar, iki boyutlu ya da üç boyutlu doz dağılımı, Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği için optimizasyon yeteneği ve tedavi cihazı uyumluluğu içerir.



Şekil-2.17. Tedavi planlama sisteminde hasta planlaması (Podgorsak, 2005)

### 2.9.1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT)

3 boyutlu Konformal radyoterapide, BT'si çekilen hastanın görüntüsü TPS'e aktarılarak tümörlü dokunun genişlik, yükseklik ve derinlik değerlerine göre tedavisi sağlıklı organlar korunacak şekilde tasarlanmaktadır. Bu tedavi yöntemi ile tümörlü dokunun daha çok doz alması ve kritik organların ise mümkün olduğunca az doz alması amaçlanmıştır.

### 2.9.2. Alan İçi Alan ( Field-in-field (FIF)) Tekniği

3 boyutlu konformal radyoterapinin özel bir formudur. Doz planlamaları bilgisayar tabanlı optimizasyonlarla yapılır. Sabit açıda farklı alancıklar kullanılarak alan boyunca sabit olmayan doz dağılımı elde edilir. Bu alancıklar Tedavi Planlama Sistemin (TPS)' segment olarak adlandırılır. Segment kullanarak, aynı açıda farklı ışın demetlerinin kullanımı ile tedavi bölgesine yakın sağlıklı organların mümkün olduğunca az doz alması amaçlanmıştır. Tedavi planlama sistemi içerisindeki optimizasyon özelliği sayesinde tümörlü doku üzerinde doz ayarlaması yapılabilir.

### 2.9.3. Doz Değerlendirme

Doz değerlendirme, genel itibari ile izodoz ve doz-hacim grafikleri(DVH) üzerinde yapılır. İzodoz değerlendirmesi, hedef hacim ve normal doku üzerinde, kesitsel olarak üç boyutlu doz dağılımı incelemesi ile yapılır. Sağlık fizikçisi, planı yapılmış hastanın izodoz dağılımlarını radyasyon onkoloğu'nun isteği üzerine bilgisayarda sağıtal ve coronal kesitler halinde gösterebilir.

Doz-hacim grafikleri üzerinde yapılan değerlendirme de ise sağlık fizikçisi planı tasarlanmış olan hastanın, tedaviden önce risk altında bulunan organların limitler

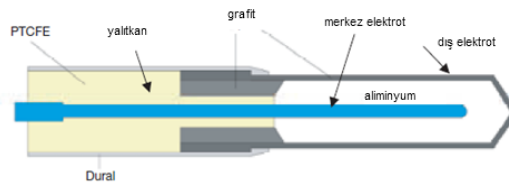
içerisinde olup olmadığı konusunda doktora yardımcı olarak, hastanın tedavisinin uygunluğunu grafik üzerinde gösterir. Doz hacim grafiği sadece tedavi sırasında risk altında olan organlar için değil tümörlü dokunun istenilen dozu alıp almadığı konusunda da bize bilgi verir. Tümörlü doku bölgesinde ki doz değişimi istenilen doza göre  $\pm 5$  aralığında olmalıdır.

## 2.10. Doz Ölçümü ve Aygıtları

Dozimetrik sistemler, hastanın tedavisi sırasında uygun dozun verildiğini kontrol amaçlı kullanılır. Günümüzde farklı dozimetrik sistemler kullanılarak hasta üzerinde veyahut hasta tedaviye girmeden önce verilen dozun uygunluğunu denetlemek için doz analizleri yapılmaktadır.

### 2.10.1. İyon Odaları ve Elektrometre

Radyoterapide ve diagnostik radyolojide doz belirlemek için kullanılır. Çeşitli şekillerde ve boylarda olabilir. İçi gaz dolu olan dışı iletim özelliği olan dış kapla sarıdır. Merkezinde toplayıcı elektrot, iyon odasının uç kısmını saran kısmında koruyucu elektrot bulunur. Dış kap ile merkezi elektrot arasında iyon odasına polarize voltaj uygulandığında akım kaçacağını azaltmak için iyi kalitede yalıtkan madde ile sarılmıştır. İyon odası içindeki hava değişimi, sıcaklığın ve basıncın etkisiyle olur ve oda sıcaklığı ve atmosfer basıncı baz alınarak sıcaklık ve basınca göre düzeltmeler yapılır.



Şekil-2.18. İyon odası (Podgorsak, 2005)

Doz ölçümü için ışındığında, uygulanan voltaj sayesinde merkezdeki pozitif yüklü anoda negatif yüklü iyonlar, negatif yüklü katoda ise pozitif yüklü iyonlar hareket eder. Oluşan elektrik akımı ise elektrometre ile ölçülerek bize doz hakkında bilgi verir. (Podgorsak, 2005).

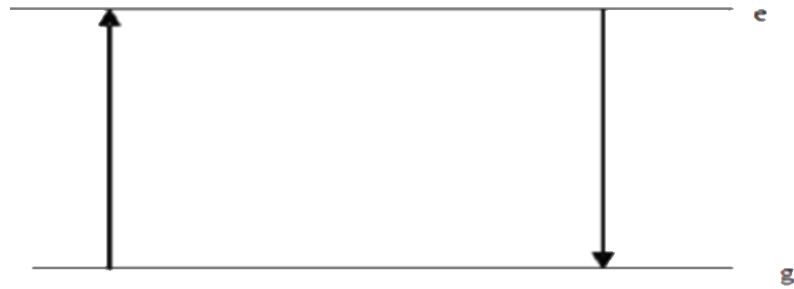


Şekil-2.19. Elektrometre ve doz ölçümü (A.Ü)

### 2.10.2. Termolüminesans Dozimetre (TLD)

Maddeler iletkenlik durumuna göre yalıtkan, yarı iletken ve iletken olmak üzere üç sınıfta incelenir. Bu üç durumda atomlardaki orbitallerin birleşmesi sonucu oluşan iletkenlik ve değerlik bandı bulunmaktadır. İletken maddelerde, iletkenlik ve değerlik bandı çok yakın olduğundan tekmiş gibi kabul edilir. Ancak yalıtkan ve yarı iletken maddelerde iletkenlik bandı ile değerlik bandı arasında yasak bölge bulunur. Bu yasak bölge yalıtkan maddelerde daha geniştir.

Termolüminesans olayı floresans ve fosforesans olayı ile açıklanabilir. Floresans olayda, temel enerji seviyesinden e enerji seviyesine geçen elektronlar tekrardan temel enerji seviyesine geçerken ışınım yaparlar ve bu ışınım  $10^{-8}$ sn. den kısa süren ve sıcaklıktan bağımsız şekilde gerçekleşir. Uyarıcı radyasyonun etkisi bitğinde de floresans ışınımında biter.



Şekil-2.20. Floresans Olayı (Thomsen, 2004)

Fosforesans olayı ise iyonize radyasyon sonucu temel enerji seviyesinden kopan elektron yarı kararlı E enerji seviyesinde tuzaklara takılır. Uyarılma sonucu bu tuzaklardan çıkan elektronlar e enerji seviyesine çıkar ve tekrardan kararlı hale geçebilmek için temel enerji seviyesine yönelirken lüminesans ışınımı yapar.

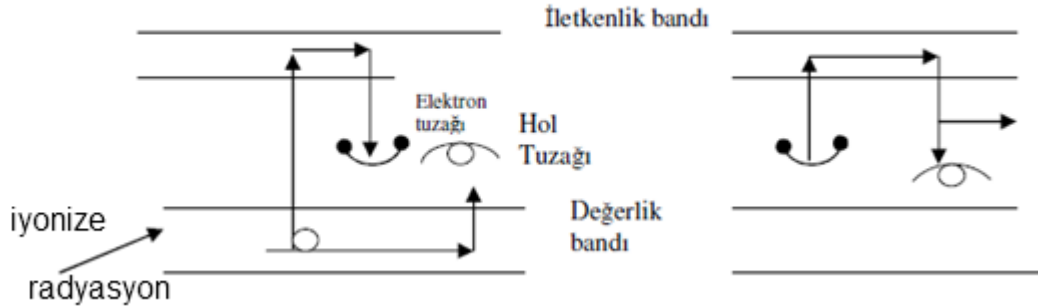
Fosforesans ışması sıcaklık artıkça artan bir olaydır ve  $10^{-8}$ sn. den uzun süren bir işlemdir.



Şekil-2.21. Fosforesans olayı (Thomsen, 2004)

Sıcaklık artıkça tuzaklardan kopan elektron artacağı için fosforesans parlıtıda artacaktır. Uyarıcı radyasyonun etkisi bitse de bir süre ışma devam eder. Tuzaklardaki elektronların hepsini çıkartacak sıcaklık verildiğinde ise fosforesans özelliği biter ve Termolüminesans olarak adlandırılır. (Thomsen, 2004).

Maddelerin safsızlığından dolayı, bant oluşturan atomların arasına bu yasak bölgede farklı enerji seviyeleri oluşturulabilir. Bu ara enerji seviyeleri, kristal yapıdaki bozuklukların yabancı atomların ilavesi ile iletim bandı ve değerlik bandı arasında kristal örgü içerisinde hareket edebilen elektronların sayesinde oluşur.



Şekil-2.22. Radyasyon uygulanan kristallerde elektronların tuzaklanması (Khan, 2010)

İyonize edici radyasyon geldiğinde, iletim bandına geçen elektronlar daha kararlı hale geçmek için tekrardan değerlik bandına geçmek isteyeceklerdir. Ancak, yabancı atomların ilavesi sonucu oluşan ara seviyelerde ki tuzaklara bu elektronlar takılır ve ısıtıldığında daha düşük enerji seviyelerine geçerken ışınım yaparlar. Bu olaya termolüminesans ışma denir.( Şekil-2.22.,) Bu ışınımlar foto çoğaltıcı tüp içerisinde



soğurularak, elektrik akımına çevrilip kaydedilir. Bu olaydan yararlanarak oluşturulan dozimetri sistemine “Termolüminesans Dozimetri” denir.

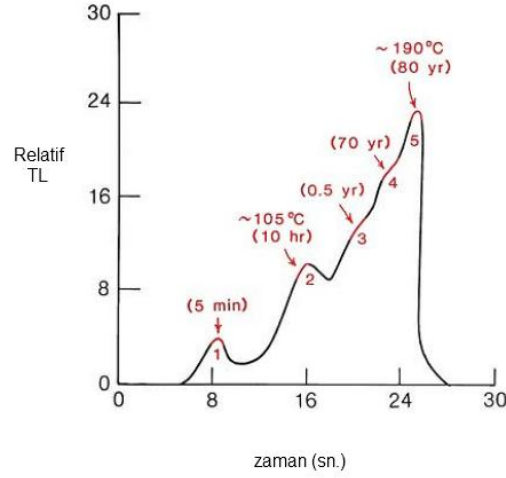
Termolüminesans malzemesinin teşhis ve tedavi sırasında doz ölçümlerinde kullanılmasının en önemli sebebi doku-eşdeğeri yoğunluğuna sahip olmasıdır. Etkin atom numarası dokuya yakın olması nedeniyle radyasyon ölçümünde Lityum Florür (LiF) TLD, kullanımı oldukça yaygındır. Kalsiyum Sulfat, Kalsiyum Florid ve Lityum Baret kullanılan TL dozimetrelere örnektir ve her birinin farklı ışımaya eğrileri vardır. Bu ışımaya eğrilerinin altında kalan toplam alan ısıtıldığında çıkan lüminesans ışımının şiddeti ve soğurulan dozla ilişkilidir.

**Tablo 2.1.** TLD türleri ve özellikleri (Khan, 2010)

Fosfor	LiF	Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Mn	CaF <sub>2</sub> :Mn	CaF <sub>2</sub> :Nat	CaSO <sub>4</sub> :Mn
Yoğunluk (g/cc)	2.64	2.3	3.18	3.18	2.61
Etkin atom no.	8.2	7.4	16.3	16.3	15.3
Spektrum emisyon tepe değeri (nm)	400	600	500	380	500
TL parlayış eğrisinin sıcaklığı (°C)	190-210	200-220	260	200-275	110
Doz aralığı	5x10 <sup>-5</sup> -10 <sup>3</sup>	10 <sup>-4</sup> -10 <sup>4</sup>	10 <sup>-5</sup> -2x10 <sup>3</sup>	10 <sup>-5</sup> -10 <sup>2</sup>	10 <sup>-7</sup> -10 <sup>2</sup>

TLD’ nin tekrar kullanılabilir olması en büyük avantajıdır. Belirli bir sürede gerçekleştirilen fırınlama işlemi sonrası TLD’ler tekrardan kullanılabilir hale getirilebilir.

LiF TLD’de oluşan tuzakların farklı enerji seviyelerine sahip olması, ısıma eğrisinde de farklı sıcaklıklarda ve farklı yarı ömürde beş tane pik görmemize neden olur. Bu piklerin yarı ömürleri sırasıyla; birinci pik 10 dakika, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pik için ise de 80 yıldır. Kararlı bir yarı ömre sahip olmayan kısa ömürlü pikler bekletilerek veya fırınlanarak sönmümlenir ve daha kararlı ölçümler için kullanılır. (Khan, 2010).

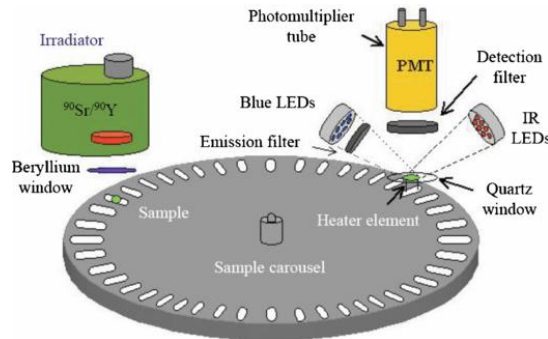


Şekil-2.23. TLD doz cevap eğrisi (Khan, 2010)

TLD ölçümü sonucu çıkan doz cevap eğrisinin doğrusal olması kalibrasyon ve kullanımını kolaylaştırmak için gerekli olabilir.(Şekil-2.23.)

### 2.10.3. Optik Lüminesans Dozimetre (OSL)

TL dozimetrelerinden farklı olarak tuzak bölgede biriken elektronların ışık etkisi ile uyarılarak sağlanan ışımaya OSL (optik uyarmalı radyasyon) adı verilir. Sinyal gözlemek için, ışıkla daha kısa dalga boylu bir ışıma elde edilinceye kadar devam edilir (Podgorsak, 2005).



Şekil-2.24. OSL okuyucusu (Thomsen, 2004)

OSL'ler termal ya da optik resetleme ile sıfırlanır. Dozimetrik ölçümleri alınan OSL dozimetreleri tekrardan kullanıma hazır hale getirilebilir. Termal resetleme yapılırken

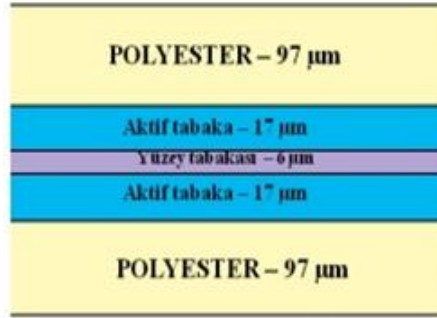
örneği 500 °C üstü sıcaklıklarda sıfırlamak etkili bir resetleme yöntemidir. Bu sayede OSL'lerin iyonize radyasyona karşı duyarlılığı ve OSL verimliliğin oldukça iyi olduğu görülmüştür.

Bir diğer yöntem olan optik resetlemede ise tuzak bölgelerdeki elektronlar karanlık odada uyarıcı bir ışığa maruz bırakılarak tuzaklardan kurtarılır ve sıfırlama işlemi gerçekleştirilir.

OSL okuyucusu (Şekil-2.24.) içerisinde bulunan alüminyum ve paslanmaz çelik disk içine yerleştirilmiş OSL örnekleri dairesel dönüş hareketi ile ışığa veya ısıya maruz bırakılarak uyarılır ve dozimetrik ölçüm sonuçları okunabilir. (Thomsen, 2004).

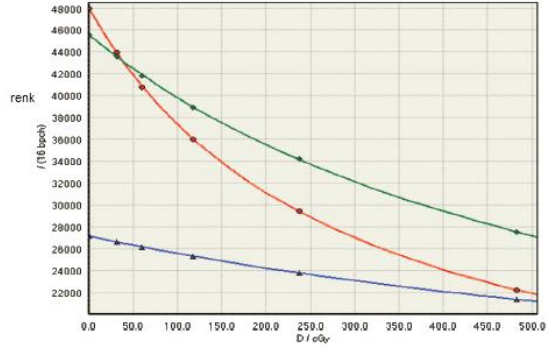
#### 2.10.4. Gafkromik Film

Gafkromik film, radyokromik filmler içerisinde en çok tercih edilen film çeşididir. Gafkromik film polyester tabaka, aktif tabaka ve yüzey tabakadan oluşur. Doku eşdeğerli olup kalite kontrol ölçümlerinde ve günlük dozimetrik ölçümlerde kullanılabilir.



Şekil-2.25. Gafkromik film yapısı

Gafkromik film ışınlanmadan önce renksizdir. Film ışınlandığında yapısında bulunan monomer adlı küçük moleküller kimyasal yollarla birleşerek polimer dediğimiz uzun moleküller oluşturur ve filmin çeşidine bağlı olarak renk değiştirir. Uygulanan doz miktarına göre de renk pikselinde değişim gözlemlenir.



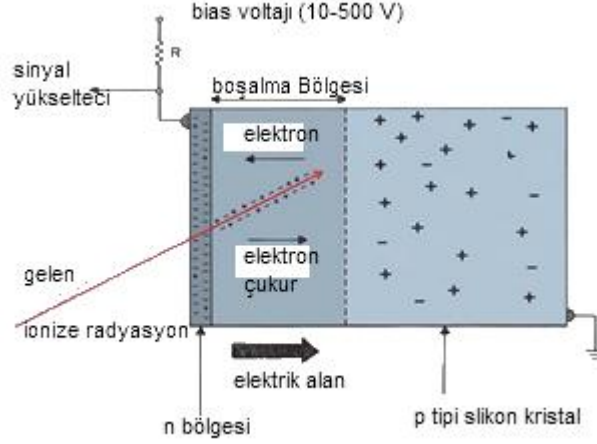
Şekil-2.26. Radyasyon sonrası gafkromik film üzerindeki renk değişimi (Lewis ve ark., 2012)

Çözünürlüğünün yüksek olması, görünür ışıktan etkilenmemesi, doz ölçümü sonrası herhangi bir kimyasal işleme gerek olmadan doz okumasının yapılması, enerji bağımlılığının düşük, ama tedavi sırasında yüksek dozlarda doz ölçümü için kullanılabilir olması ve doz hızına bağlı olmaksızın alınabilen ölçümler gafkromik filmin avantajları olarak bilinmektedir. (Podgorsak, 2005). Gafkromik film ışınlandığında gafkromik film okuyucu içerisinde bulunan kırmızı, yeşil ve mavi kanal yardımı ile okunur. Kırmızı kanal daha çok doz hassasiyeti için kullanılırken, yeşil kanal yüksek dozlar da verilen doza en iyi cevabı verir. Gafkromik film üzerinde bulunan sarı boya ölçümler sırasında homojeniteyi etkilediğinden inhomojenite etkisi mavi kanal yardımı ile kalibrasyon yaparken düzeltilir. (Lewis ve ark., 2012)

### 2.10.5. In-vivo Diyot Dozimetre

Giriş dozu ölçümlerinde hastanın yüzeyine yerleştirilir. Hastanın üzerinde ışına sonrası alınan dozlar akıma dönüştürülerek elektrometreye iletilir. Elektrometreye gelen akım ise bize doz hakkında bilgi verir. Doğru okuma için çok hassas bir kalibrasyon şarttır. Enerji bağımlılığı, radyasyon çeşidi, ışınlama sırasında gantry açısına bağlı yön bağımlılığı, doz hızı ve termal etkilerden kaynaklanan problemler diyot dozimetresinin sorunlarıdır.

Gelişen teknoloji ile beraber şirketler bu sorunları azaltmaktadır. Yüksek hassasiyet, anlık doz ölçümü ve küçük yer işgal ettikleri için hasta üzerinde in-vivo dozimetre olarak kullanılır. Küçük yer işgal etmesi özelliği sayesinde de Sterotaktik radyoterapide doz ölçümü için kullanışlıdır.



Şekil-2.27. n-p Tipi Silikon İn-vivo diyot dozimetre (Khan, 2010)

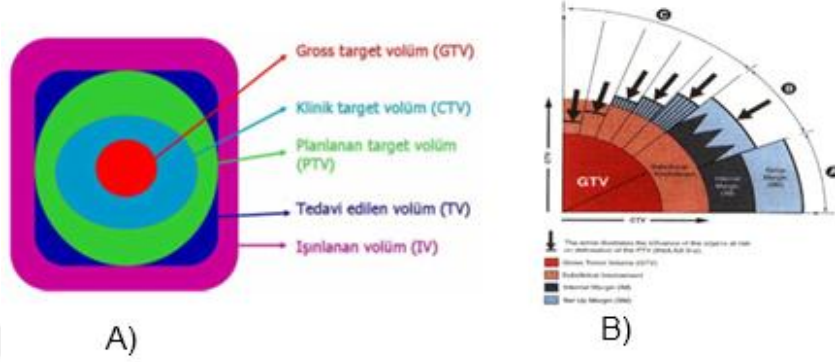
Silikon kristaller içerisine yerleştirilmiş atomlar sayesinde safsızlaştırılan diyot dozimetre n-p tipi diyot olarak adlandırılır. Silikon safsızlığı, periyodik tabloda 3. grupta bulunan elementler ile oluşturulmuşsa p tipi, 5. gruptaki elementler ile oluşturulmuş ise n tipi olarak adlandırılır. Diyotta elektron bakımından yoksun kısım p bölgesi iken, n bölgesinde elektronlar oldukça fazladır. Boşalma bölgesine uygulanan radyasyon sonrası n bölgesi ile p bölgesi arasında elektron çiftleri oluşur ve gerçekleşen elektron hareketi dengeye ulaşıncaya kadar devam eder (Şekil-2.27.). Boşalma bölgesine uygulanan elektrik alan sayesinde ayrılan elektron çiftleri radyasyona bağlı bir akım oluşturur. Bu akım elektrometrede ölçülerek doz analizi yapılır. (Khan, 2010).

## 2.11. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları

Uluslararası Radyasyon ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission on Radiation and Measurements, ICRU) üç boyutlu radyoterapi ve tedavi planlama sistemlerindeki teknoloji gelişimi sebebiyle, radyoterapi uygulamalarında çeşitli hacimsel tanımlar yapmıştır.

Bu hacimler 1993 ICRU 50 raporunda; tümör hacmi (GTV), Klinik hedef hacim (CTV), Planlanan hedef hacim (PTV), Tedavi hacmi (TV), Işınlanan hacim (IV) ve Riskli organ (OAR) olarak belirlenmiştir. Ancak, 1999'da ICRU 62 raporunda bu hacimlere; İç sınır (IM), İç hedef hacmi (ITV), Set-up sınırı (SM), Planlanan riskli organ hacmini (PRV) eklenmiştir. Bu değişime en büyük olan sebepler ise hastanın yatışı, nefes alışı,

yutkunma gibi tedavi sırasındaki hatalar bu değişime öncelik etmiştir. ICRU 83' te ise Risk altındaki geri kalan hacim (RVR) eklenmiştir.



Şekil-2.28. ICRU 50 A) ve ICRU 62 B) tedavi hacimleri (ICRU 2016)

## 2.12. Larenks Kanseri

Larenks; solunum, öksürük, konuşma, yutma, fonksiyonlarında önemli rol oynayan bir organdır. Larenks kanseri baş boyun kanserleri arasında en çok rastlanan kanser tipidir. Erken evrede tanı konan larenks kanseri hastaları için uygulanan radyoterapi ile ses ve larenks fonksiyonları korunarak hastanın yaşam kalitesi yükseltilebilir.

Larenks kanserlerinin tedavisi anatomisinin doğru bilinmesi ve doktor tarafından hastanın iyi değerlendirmesi ile mümkündür.

Larenks kanseri toplam kanser riskinin yaklaşık % 2 sini oluşturmaktadır. Larenks kanserinin başlıca sebebi olarak sigara görülmektedir. Alkol kullanımının larenks kanserini tetiklediği konusu ise şuan için belirsizdir. Reflü, genetik faktörler, virütik enfeksiyon gibi sorunlarda larenks kanserini tetikleyebilir. Vücuttaki demir, B12 ve C vitamini eksikliği de risk faktörlerindedir (Perez, 2015)

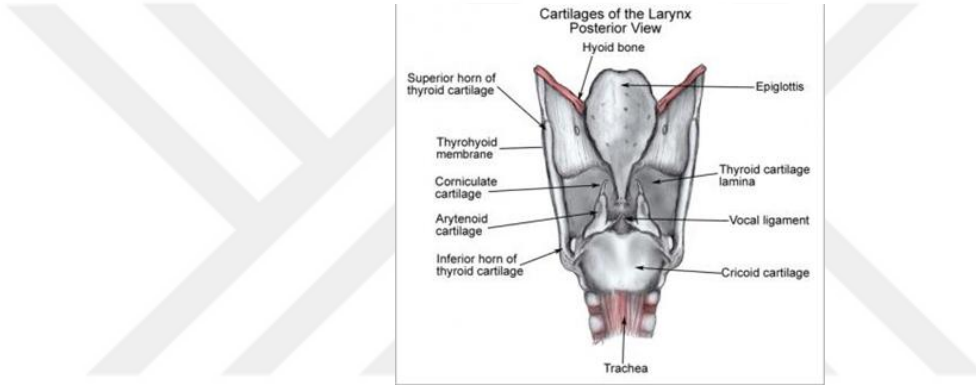
### 2.12.1. Larenks Anatomisi

Larenks yapı olarak üç bölgeye ayrılır. supraglottik, glottik ve subglottik bölgeler larenksin fonksiyonel yapılarının bulunduğu kısımlardır.

Supraglottik bölge, epiglottis, yalancı vokal kordlar, ventriküller, aryepiglottik foldlar ve aritenoidler içerir.

Glottik bölge, gerçek vokal kordlar, anterior ve posterior kommissürleri içerir. Subglottik bölge ise glottik ile supraglottik bölge arasında vokal kordların altındaki bölgeyi içerir.

Glottis ile supraglottis arasındaki sınır iyi belirlenmemiş olsa da subglottisin vokal kordun serbest kenarından 5 mm aşağıda başladığı krikoid kıkırdağın inferior sınırı ya da ventrikül tepesinden 10 mm aşağıda olarak tanımlanır. (Perez, 2015)



Şekil-2.29. Larenks'in dış görünümü (Anatomi Atlası)

### 2.12.2. Glottik Larenks Kanseri

Gerçek vokal kordtaki birçok lezyon, vokal kordun üst yüzeyinde ve serbest kenarında gerçekleşir. Teşhis konulduğunda lezyonların üçte ikisi genellikle tek bir kordda ve kordlara sınırlıdır.

Kordun anterior kısmı (ön) en çok tutulan yeridir. Yaygın olarak görülen anterior commissure tutulumu kord görünmediğinde yani serbest değil ise ortaya çıkar. Eğer lezyon karşı korda uzanırsa anterior commissure tutulumu kesindir. Glottik larenks kanserlerinde yaklaşık %1 ya da %2 lik kısım anterior commissure tutulumu içermeyebilir ve azda olsa posterior commissure tutulumu ileri evre lezyonlarda görülmektedir. (Perez, 2015)

### **2.12.3. Subglottik Larenks Kanseri**

Larenks kanseri içerisinde daha nadir rastlanan kanserdir. Teşhis sırasında, genellikle vokal kordun arka yüzeyinde keşfedilir. Tümörün vokal kordun alt yüzeyinde ya da gerçek subglottik larenkste başladığı zor anlaşıldığından erken teşhis oldukça zordur.

### **2.12.4. Supraglottik Larenks Kanseri**

Supraglottik kanserler larenks kanseri içerisinde ikinci sıklıkla görülen kanserdir ve epiglotun serbest kenarından başlayıp ventriküle kadar olan alana lokalize olarak yayılmış tümörlerdir.

Supraglottik bölge lenfatik bakımdan zengin olduğu için tümörün lenfatik yayılımları kolay olur. Ventrikül tutulumu olmadan supraglottik bir kanserin aşağıya doğru yayılımı nadirde olsa görülmektedir.

### **2.12.5. Glottik Larenks Kanseri (T) Evrelemesi**

Kanser evrelemelerinde, ‘T’ tümörün anatomik büyüklüğünü, ‘N’ lenf nodu katılımını, ‘M’ ise metastaz durumunu ifade eder.

American Joint Committee on Cancer (AJCC) glottik larenks evrelemesine göre;

**T1:** Tümör vokal kordlarla sınırlıdır ve kord hareketleri normaldir (anterior veya posterior komissür invazyonu olabilir).

**T1a:** Tümör tek bir vokal kordadır.

**T1b:** Her iki vokal kordda tümör mevcuttur.

**T2:** Tümör supraglottis ve/veya subglottise uzanmaktadır ve/veya kord hareketleri kısıtlanmıştır.

**T3:** Tümör larenks içinde sınırlı olmakla birlikte kord fiksasyonu vardır ve/veya paraglottik alan invazyonu vardır ve/veya minör tiroid kıkırdak invazyonu vardır (iç korteks).

**T4a:** Tümör tiroid kıkırdağı tam kat invaze etmiştir ve/veya larenks dışı dokulara taşmıştır (örneğin trakea, dilin derin ekstrensek kasları, prelarengeal kaslar, tiroid veya özefagus gibi boyun yumuşak dokuları).

**T4b:** Tümör prevertebral alanı invaze etmiştir, karotid arteri çevrelemiştir veya



mediyastinal yapıları invaze etmiştir.

### **2.13. T1-2N0 Glottik Larenks Kanseri Tedavi Uygulamaları ve Dozları**

T1-2N0 glottik larenks kanseri hastaları genellikle yatay şekilde karşılıklı alanlar kullanılarak tedavi edilir. Bir diğer teknik ise karşılıklı anterior kısma wedge eklenerek yapılan 4 alanlı tedavi tekniğidir. Boynu kısa olan hastalarda fazla doz alımından kaçınılarak üstten 5 – 10° arasında açı değişimi yapılabilir.

Genel alan ışınlaması 5 × 5 cm ile 6 × 6 cm arasında değişir. Glottik larenks kanseri hastalarının Co-60 ile tedavisi anterior commissure bölgesi göz önüne alındığında 6 MV ve üzeri yüksek enerjili tedavilere göre daha uygun olduğu söylenebilir.

Vokal kord doz dağılımının uygunluğu için genellikle 15° ya da 30° wedge kullanılır. Wedge kullanılmaması homojen bir doz dağılımı vermese de anterior lezyonlarda bir avantaj sağlayabilir.

Tedavi doz aralığı 60 Gy ile 70 Gy arasında ve genellikle fraksiyon başına 2 Gy verilerek yapılır.

Bir çok çalışma gösteriyor ki fraksiyon başına 2 Gy doz verilimi 1.8 Gy verilisinden daha iyi kontrol sağlıyor ve fraksiyon dozu arttıkça daha iyi kontroller sağlanıyor. Bu sebepten dolayı şu an için birçok klinik T1 glottik hastalar için total doz 28 fraksiyondan 63 Gy tercihi yapıyor. (Gunderson, 2012).

### 3.GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Gereç

##### 3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi olarak GE LightSpeed™ RT cihazı kullanılmıştır. Ganty genişliği 80 cm olan cihazın, tomografi masası düz ve karbon fiberden yapılmıştır. Tedavisi yapılan hastada merkez tayini için lazer sistemi bulunmaktadır. Farklı kesitlerde görüntü alınarak hastanın pozisyonu hakkında bilgi alımı ve yumuşak doku, kemik yada istenilen görüntüler için kontrast ayarlaması yapılabilir.



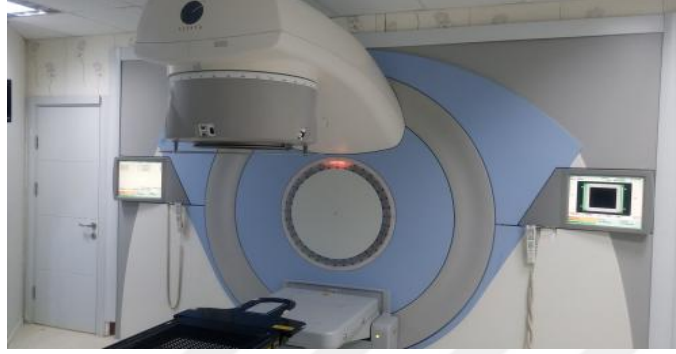
Şekil-3.1. Bilgisayarlı tomografi GE LightSpeed™ RT cihazı (A.Ü)

##### 3.1.2. Elekta Marka Synergy Platform Model Lineer Hızlandırıcı

Bu tez kapsamında Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Foton enerjisi olarak 4 MV, 6MV ve 18 MV enerjisi bulunmaktadır. Elektron da ise 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV elektron enerjisine sahiptir. SSD (kaynak cilt uzaklığı) 100 cm' de açılabilen ÇYK ( çok yapraklı kolimatör) boyutu 1 × 1 ile 40 × 40 cm arasındadır.

Cihaz kafasında bulunan yaprak kolimatörlerin kalınlığı 75 mm iken izomerkezde yaprakların izdüşümü kalınlığı 1 cm'dir. Sızıntıyı azaltmak için kullanılan

diyaframlardan x diyaframının kalınlığı 30 mm crossline düzleminde ve y diyaframının kalınlığı ise 78 mm olup inline düzlem üzerinde alan oluşturur.



Şekil-3.2. Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı (A.Ü)

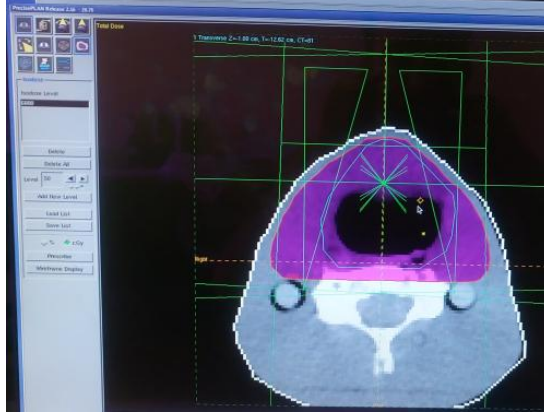
ÇYK hareketi ÇYK motorları sayesinde gerçekleşir ve merkezi eksen den karşı tarafa geçebilecek mesafesi ise 12,5 cm'dir. Konformal radyoterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi için kullanılabilir. Üzerinde bulunan elektronik portal görüntüleme (EPG) sistemi sayesinde hastaların tedavi sırasında yatış pozisyonu ve tedavi uygulanacak alanın doğruluğuna bakılabilir.

### 3.1.3. Co-60 Tedavi Ünitesi

Theratron marka, 1000E model Co-60 ünitesi TLD kalibrasyonu ve rando fantom üzerine yerleştirilmiş TLD'leri ışınlamak için kullanıldı. Gantry kısmı, 360° dönebilme yeteneğine sahiptir. Alan olarak en az 4 × 4 açılırken en çokta 20 × 20 açılabilir. SSD göstergesi ve lazer sistemi bulunmaktadır.

### 3.1.4. Elekta Marka Precise Tedavi Planlama Sistemi

Tomografisi ya da diğer görüntüleme sistemleri kullanılarak elde edilen hasta görüntüleri, tedavi tasarımı için bu sisteme aktarılabilir ve bazı parametrelere sahip olan bu program hastaya uygun dozu vermek için kullanılan Linux tabanlı sistemdir. Hastanın tedavisi için gerekli olan bilgi sistemi DICOM RT olup IMPAC ve IVIEW'e aktarma yazılımına sahiptir.



**Şekil-3.3.** Elekta marka precise tedavi planlama sistemi (A.Ü)

Bu planlama sistemi doz hesaplamalarında foton için “Full Area Integration” algoritmasını, elektron için “Hogstrom’s Pencil Beam” algoritmasını, yoğunluk ayarlı radyoterapi için ise de “aperture based inverse planning” algoritmasını kullanmaktadır.

### 3.1.5. IBA Marka FC65P Tipi İyon Odası ve Dose 1 Model Elektrometre

İyon odaları kullanım yerlerine göre farklı hacimlerde bulunabilir. İnsan eşdeğeri katı fantom içinde kalite kontrol ve doz uygunluğunu denetlemek için kullanılır. Ölçüm sırasında, doz, doz hızı ve yük cinsinden değerleri elektrometre üzerinden okuyabiliriz. Okuma esnasında, 0-500 V arasında polarite voltajı olup; sıcaklık, basınç düzeltmeleri yapılabilir.( <http://www.iba-dosimetry.com>, Erişim tarihi: 16 Haziran 2016)

Kullanılan elektrometre ve iyon odası Türkiye Atom Enerjisi Kurumu tarafından kalibre edilmiştir.

**Tablo 3.1.** IBA marka FC65P tipi iyon odası özellikleri

Boşluk hacmi (cm <sup>3</sup> )	0,65
Boşluk uzunluğu (mm)	23
Boşluk çapı (mm)	6,2
Dış çerper malzemesi ve kalınlığı (g/cm <sup>3</sup> )	POM <sup>1</sup> 0.057
Merkezi elektrot	Alimünyum



Şekil-3.4. DOSE 1 model elektrometre ve FC65P iyon odası (A.Ü)

### 3.1.6. RW3 Katı Su Fantom ve Rando Fantom

Tedavi planında kalite kontrol sırasında su yerine su eşdeğeri plaka kullanılabilir. Su eşdeğeri plaka, katı fantom olarak adlandırılır. TLD kalibrasyonu ve günlük ölçümler sırasında referans dozimetri olarak iyon odası kullanımında bize yardımcı olur.

30x30 cm boyutlarında RW3 katı su fantomu, 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kalınlık tolerans değeri  $\pm 1mm$ 'dir. Kullanılan iyon odalarına göre uygun derinlikler içerir. Yoğunluğu  $1.045g/cm^3$  ve elektron yoğunluğu  $3.386 \times 10^{23} e^-/cm^3$  dür.



Şekil-3.5. RW3 katı su fantomu (A.Ü)

Rando fantom, yapı ve şekil olarak insan benzeri olup polimer yapıda gerçek kemiğe benzemektedir. Fantom 2,5 cm kalınlığında 32 kesitten oluşmaktadır. T1-2 glottik bölgesi için baş boyun kısmının BT görüntüleri 2,5 mm kesit kalınlığı ile alındı. Görüntüler klinik doktoruna gösterildi ve glottik bölgenin kontrolması yapıldı. TLD'ler bu bölgenin cilt ve iç kısmına yerleştirildi.



Şekil-3.6. İnsan benzeri Rando fantom (A.Ü)

### 3.1.7. Termolüminesans Dozimetre (TLD) Sistemi

TL dozimetreleri birçok şekilde bulunabilir. Silindir, kare çubuk ve disk şeklinde olanlar bunlardan bazılarıdır. Bu tez kapsamında disk şeklinde TLD kullanılmıştır ve özellik olarak Lityum florür (LiF: Mg,Ti) yapıda 4,5 mm çapında ve 0.9 mm kalınlığındadır.

Işınlama, fırınlama ve saklamak için plastik kap ve yüksek sıcaklığa dayanıklı tepsi gereklidir (Şekil 3.7, A). Işınlama işlemi bittikten sonra okuyucu içerisine yerleştirme amaçlı kullanılan kasetler vardır. 20 adet kaset ve bu kasetlerin içerisinde 4 tane TLD yerleştirmek için yer bulunur. Kasetlere TLD yerleştirirken veya çıkarırken, vakumlu cımbız kullanılır. Vakumlu cımbız kullanımının sebebi ise TLD'lerin hassas olmasından kaynaklanır. (Şekil 3.7, B)

Kasetlere yerleştirilen TLD'leri okumak için RADOS RE-2000RT okuyucu sistemi kullanılmıştır. TLD okuyucu, tez kapsamında, okuması sırasında sistemde bulunan Nitrojen gazını çekerek 300 °C 'de 2 saniye ısıtma öncesi (pre heat) ve 2 saniye ısıtma sonrası (post heat) olacak şekilde 12 saniye süreyle sayım alacak şekilde ayarlanmıştır.. Bilgisayar üzerine yüklü RADOS TLD Server yazılımı ve RADOS 2000 RT TLD okuma cihazı, birlikte çalışarak elde edilen veriler sayım olarak kayıt edilir. Okuma sırasında izlenen parlayış eğrileri sistem dosyası içerisinde takip edilir. (Şekil 3.7, C)

TLD'ler ışınlanmadan önce içerisinde hiçbir doz kalmayacağı emin oluncaya kadar ısıtılır. Bu ısıtma işlemi TLD fırını kullanılarak yapılır. PTW marka, TLDO model (PTW Freiburg GmbH ) fırını bu çalışma için kullanılmıştır. İki farklı ısıtma programı bulundurulur (Şekil 3.7, D).

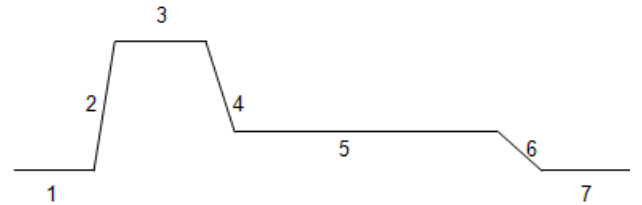
Program 1’de ışınlama öncesi kullanılan 400 °C ye kadar ısıtma ve soğutma aşamaları, program 2’de ise ışınlama sonrasında TLD’ler okuyucu tarafından okunmadan önce 100°C ye kadar ön ısıtma aşamaları mevcuttur.TL malzeme fırına paslanmaz çelik tepsiler ile konulur ve fırın içerisinde sıcaklık değişimini ayarlar.



Şekil 3.7. A) TLD fırın tepsisi, TLD ve kaset, B) TLD’lerin metal tepsiye yerleştirilmesi, C) RADOS 2000 TLD okuyucu, D) PTW-TLDO (Termoluminesans dozimetre fırını) E) TLD fırın ısıtma şemaları

Birinci Program: Işıma yapılmadan önce sıfırlama işlemi (annealing)

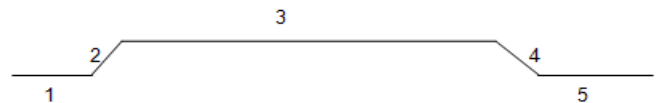
1. Başlangıç
2. 400 °C ye kadar ısıtma
3. 400 °C de 1 saat tutma
4. 100 °C ye soğutma
5. 100 °C de 2 saat tutma
6. Oda sıcaklığına soğutma
7. Program sonu



E)

İkinci Program: Işıma sonrası ve okuma öncesi ısıtma (Pre read heating)

1. Başlangıç
2. 100 °C ye ısıtma



3. 100 °C de 10 dakika tutma
4. Oda sıcaklığına soğutma
5. Program sonu

### 3.1.8. Gafromik Film Dozimetre Sistemi

Bu çalışmada EBT3 film olan, ISP Gafchromic EBT3 Film Gafchromic® EBT3 Film, (ISP-Asland, International Specialty Products, ABD) kullanılmıştır. EBT3 filmi, 30 mikronluk aktif tabaka ile 125 mikronluk alt ve üst tabaka arasındadır. Bu sayede kendini dış etkilerden koruyabilmektedir. Film ışınlanma sonrası herhangi bir kimyasal işleme tabi tutulmadan okunulabilir. Güneş ışığından etkilenmez. İstenilen boyutlarda kesilebilir. 1-40 cGy arasında geniş doz okuma aralığına sahiptir. Suyu karşı dayanıklıdır. Doku eşdeğerindedir ve yüksek çözünürlüğe sahiptir.



Şekil 3.8. EBT3 gafkromik film dozimetre (A.Ü)

### 3.1.9. EPSON 10000XL Expression Film Tarayıcı

Tarama alanı 310 mm x 437 mm (yatay x dikey) ve A3+, A3, A4, A5, B4, B5, Mektup, Mektup Yasal formatlarını tarayabilir. Renk derinliği 16 Bit'tir. 2400dpi çözünürlüğe ve 3.8 DMaks optik yoğunluğa sahiptir. Xenon floresan lamba ışık kaynağı kullanır. Tarama hızı 12.7 saniyedir. Bir çok şekilde tarama çıktısı verme özelliklerine sahipken, tiff. formatı ile filmin istenilen şekilde değerlendirilmesi yapılabilir.

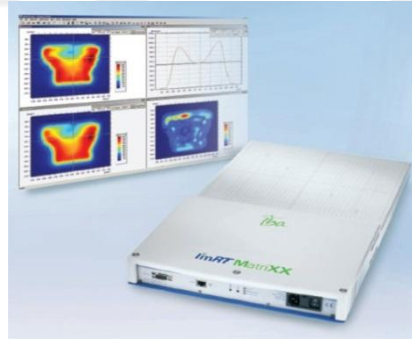




Şekil 3.9. EPSON 10000XL Expression film tarayıcı (Antalya Egt.Arş.Hast.)

### 3.1.10. Imrt Matrix (OmniPro-Imrt Software)

Program 2 boyutlu doz analizi yapmaktadır. Gantry başına takılabilme özelliği ile farklı açılarda hasta kalite kontrol yapabilme olanağı sağlar. Matrix içerisinde dijital doz ölçümü almamızı sağlayan 1020 adet paralel şekilde konumlanmış iyon odaları bulunur. Yüksek çözünürlüğe sahiptir.  $24 \times 24 \text{ cm}^2$  alanda ölçüm alınabilir. Bu programda anlık doz analizi yapılabildiği gibi taranmış dozimetrik filmlerin analizleri de yapılabilir. Bu tez kapsamında, Imrt OmniPro programı ile gafkromik doz kalibrasyonları ve doz ölçüm sonuçları alınmıştır.



Şekil 3.10. Imrt matrix (A.Ü)

### 3.2. Yöntem

Bu tez kapsamında T1-2 glottik larenks kanseri hastaları için Akdeniz Üniversitesi'nde de uygulanmakta olan konformal radyoterapi için farklı alanlar ve farklı enerji kullanımının etkisi incelenecektir. İnsan doku eş değerine sahip Rando fantom üzerine yerleştirilmiş TLD'ler için tedavi planlama sistemi üzerinde uygun doz alıp almadığı konusunu araştırılacaktır.

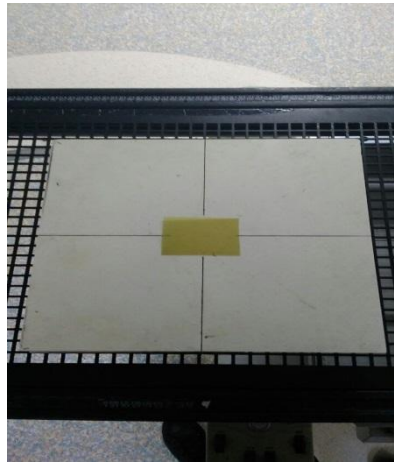
### 3.2.1. İnsan Benzeri Yapının (rando fantom) Simülasyonu ve Konturlanması

Bu tez kapsamında, rando fantoma normal bir hastaya tedavi uygular gibi maske yapılarak, merkez sıfır noktasında olacak şekilde işaretleme yapılmıştır. Supine pozisyonda rando fantomun baş boyun kısmı için tarama bölgesi 2,5 mm aralık olacak şekilde görüntü taraması yapıldı.

Görüntüsü alınan randofantom için glottik bölge tespiti yapıldı. Klinik doktoru tarafından glottik bölge üzerinde T1-2 glottik kanseri hastası konturlaması yapılır gibi GTV (Tümör hacmi), CTV (Klinik hedef hacmi) ve PTV (Planlanan hedef hacmi) çizildi. Bu hacimler için GTV için 0,5 cm mesafede CTV, 1 cm mesafede ise PTV çizildi. Tedavi alanı gerçek vokal kordları, anterior-posterior commissure kısmını alacak şekilde çizildi. (Gunderson, 2012). Çizimi yapılan tomografi kesitleri tedavi planlama sistemine gönderildi.

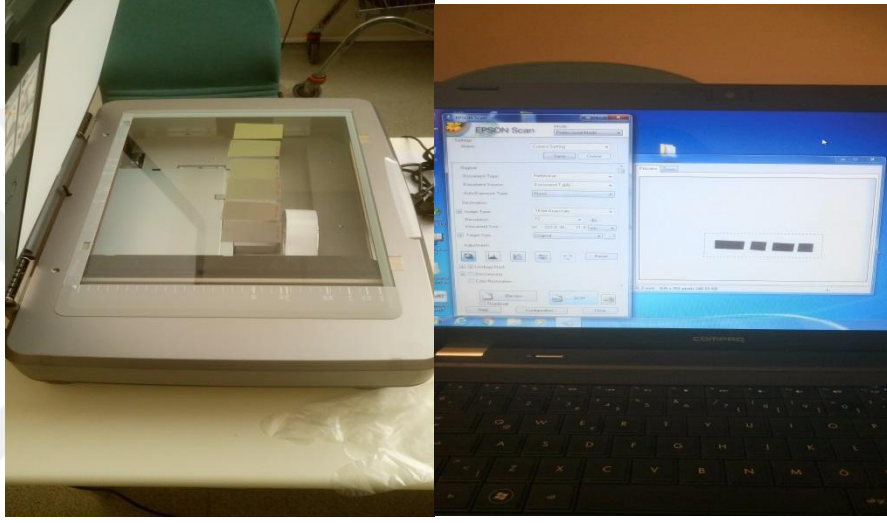
### 3.2.2. EBT3 Gafkromik Film Dozimetrelerin Kalibrasyon İşlemleri

Dozimetrik sistemler kullanılmadan önce uygun doz ölçümü ve hatayı en aza indirmek için kalibrasyon işlemine tabi tutulurlar. Küçük kareler şeklinde kesilen gafkromik filmler, referans dozimetre olan iyon odası ile doz kontrolü yapılarak sırasıyla 50, 100, 150, 200, 250 MU olacak şekilde ışınlanmışlardır. Bu ışınlama işlemi, kare şeklindeki gafkromik filmler SSD 100 cm, izomerkezde ve fantom merkezinde olacak şekilde gerçekleşmiştir. (Şekil 3.11.)



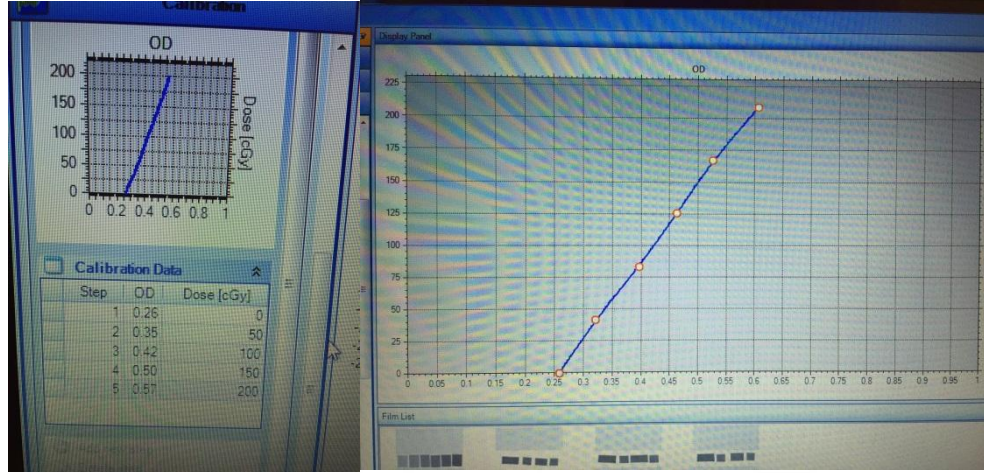
Şekil 3.11. Gafkromik filmlerin ışınlanması

Işınlanan gafkromik filmler EPSON 10000XL Expresion film tarayıcıya konularak 16-bit Grayscale 72 dpi çözünürlükte taranıp tiff. formatında kaydedilmiştir. Işınlanan her bir film, doz değerleri değişikçe farklı renk değişikimi göstereceğinden doz arttıkça karartı da benzer bir şekilde değişecektir. Bu karartı ölçümü filmin optimum yoğunluğu ile ilgilidir. Verilen dozun soğurulan doza göre exponansiyel değişikimi bize optimum yoğunluğu verir.



**Şekil 3.12.** Gafkromik filmlerin taranma işlemi (Antalya Egt.Araş.Hast.)

Taranan gafkromik filmler Imrt OmniPro programına yüklenerek verilen dozlara karşı optimum yoğunluk grafiği oluşturularak kalibrasyon edilmiştir. Co-60 teleterapi cihazı ve lineer hızlandırıcıdaki her bir nerji için doz-optimum yoğunluk kalibrasyon eğrileri oluşturulmuştur.( Şekil 3.13.)



Şekil 3.13. Gafkromik filmlerin Imrt OmniPro programında kalibrasyonu

### 3.2.3. EBT3 Gafkromik Film Dozimetrelerin Rando Fantoma Yerleştirilmesi

EBT3 gafkromik filmi istenilen boyutta kesilebildiğinden, Rando fantom üzerinde ölçüm alınması için daha önceden belirlenmiş noktalara, uygun boyutlarda kesilip yerleştirilmiştir. Gafkromik film üzerinde parmak izi oluşmaması özen gösterildiğinden filmler eldiven giyilerek rando fantom üzerine yerleştirilmiştir. Her seferinde aynı noktaların ışınlanması için glottik bölgenin ölçülecek bölgelerine noktalar konulmuştur.

Gafkromik konulan yerler kalınlık olarak 1.25 cm ciltte sağ, orta ve sol kısmın orta noktasına içeride ise gerçek vokal kordların uç kısımlarına ve anterior commissure bölgesi olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.14. Gafkromik film dozimetrelerin Rando fantoma yerleştirilmesi

### 3.2.4. TLD'lerin Kalibrasyon İşlemleri

TLD'ler kullanılmadan önce kalibrasyon işlemine tabi tutulmalıdır. Verilen doza karşılık uygun sayım alabilmek için TLD kalibrasyonu yapmak şarttır.

Bu çalışmada TLD'leri kullanmadan önce PTW marka, TLDO model (PTW Freiburg GmbH) firması kullanarak program 1'de 400 °C'ye kadar ısıtarak TLD'lerimizi sıfırladık. Her ne kadar TLD'lerimizi sıfırlasak da, TLD kristallerinin içerisinde background dediğimiz sayımların etkisini görürüz.

Reader information								
Serial	Cassette	Slide code	N2 °C	N2 flow	PMT °C	Dark counts	LED k-counts	Vacuum level
280011	-	-	23	138	19	94	361	145

P	N °C	Time left	PHOTON COUNTING			CALIBRATIONS			
			Pre heat	Dose	Post heat	Zero cnt.	Ird-dose	Rdr-counts	Result
1	0	0	0	0	0	0	0.000	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0.000	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0.000	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0.000	0	0

Şekil 3.15. TLD okuyucusu (A.Ü)

TLD'lerimize ait zero count değerlerini görmek için RADOS RE-2000RT okuyucu sistemine yerleştirdiğimiz TLD kasetlerindeki her bir TLD'de için sistemden sayım aldık. Aldığımız bu değerler programa her ölçüm sırasında girilerek TLD'lerin background etkisini sistemden kaldırmış oluruz. Kullanılan TLD'ler için zero count değerlerinin ortalama değerden  $\pm 10\%$ 'a yakın olacak şekilde hataya sahip olması bu çalışmada kullanılan TLD'ler için önemli olmuştur.

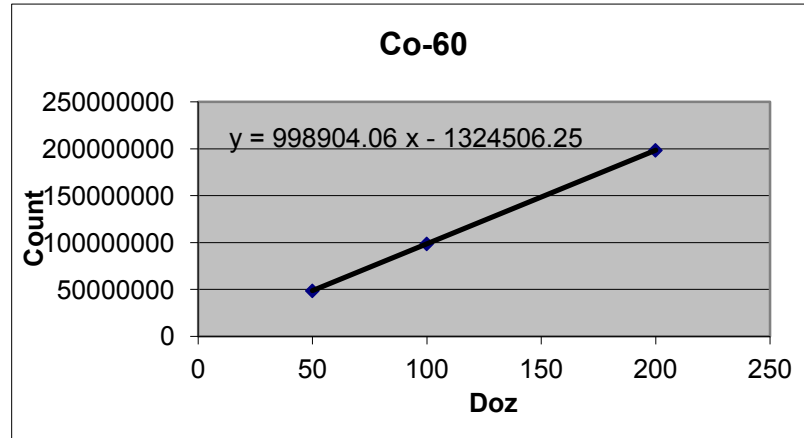
Kullanılan 40 TLD için Co-60 teleterapi ve Linak cihazı kullanılarak kalibrasyon yapılmıştır. Linak cihazında enerji build up faktörlerinin etkisi azda olsa fark edildiğinden 4 MV ve 6 MV için ayrı ayrı kalibrasyon yapılmıştır.

Co-60 teleterapi cihazında 50 cGy, 100 cGy ve 200 cGy dozları, TLD'lerimiz, kaynak cilt uzaklığı fantomda 100 cm olacak şekilde toplamda 5cm, 1mm TLD kabı içerisinde bulunan TLD'ler üzerine yerleştirilmiş 4.9 cm fantoma uygulanarak verilmiştir.

Linak cihazında ise 50 MU,100 MU ve 200 MU doz verilerek yine aynı şekilde 6 MV için kaynak cilt uzaklığı 100 cm olacak şekilde toplamda 10 cm, 1mm TLD kabı içerisinde bulunan TLD'ler üzerine yerleştirilmiş 9,9 cm fantoma uygulanarak verilmiştir. 4 MV için kaynak cilt uzaklığı 100 cm olacak şekilde toplamda 5 cm 1mm TLD kabı içerisinde bulunan TLD'ler üzerine yerleştirilmiş 4,9 cm fantoma uygulanarak verilmiştir.

Kalibrasyon dozlarını TLD'ler üzerine vermeden önce, FC65P iyon odası kullanarak Co-60 teleterapi ve linak cihazında bahsedilen dozların doğruluğunu ölçtük. Linak cihazında sıcaklık ve basıncın etkisinden kaynaklanan değişim için  $c_{TP}$  faktörünün hesaplamasını yaptık.

Bahsedilen dozları TLD'ler üzerine verdiğimizde ise okuma yapmak için TLD'leri önce program 2 dediğimiz  $100^{\circ}\text{C}$ 'de ısıtıp, oda sıcaklığına düştüğünde ise TLD kasetlerine yerleştirerek programda sayım aldık. Üç farklı doz için elde edilen sonuçlara göre hata payı % 3'ün altında olan TLD'leri seçerek bir grafik elde ettik. Grafiğin eğim denklemini bularak artık TLD kalibrasyonunu yapmış olduk.



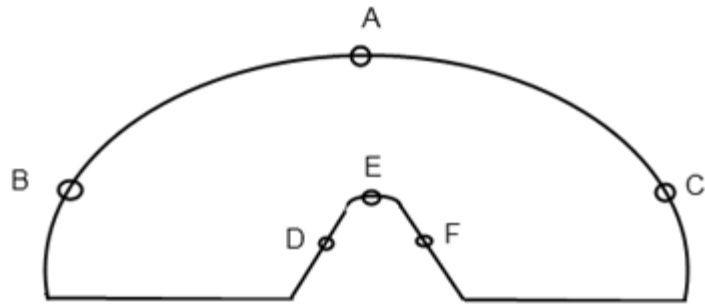
50 cGy	ORTALAMA	48566185
100 cGy	ORTALAMA	98647667,5
200 cGy	ORTALAMA	198429050

Şekil 3.16. Co-60 için TLD kalibrasyonu

### 3.2.5. TLD'lerin Rando Fantoma Yerleştirilmesi

TLD'ler rando fantomda tiroit kıkırdağının olduğu kesite belirli aralıklarda yerleştirildi. TLD ler hassas olduğu için el değmeden eldiven poşetlerin parmak uçları içerisine yerleştirilerek istenilen bölgelere yapıştırıldı.

Her seferinde aynı noktalara TLD yerleştirmek için TLD'lerin olduğu kısımlara işaret konuldu. TLD konulan yerler kalınlık olarak 1.25 cm ciltte sağ, orta ve sol kısmın orta noktasına içeride ise gerçek vokal kordların uç kısımlarına ve anterior commissure bölgesine yerleştirildi. (Şekil-3.17.)



Şekil 3.17. TLD'lerin Rando fantoma yerleştirilmesi

### 3.2.6. Tedavi Planlama Sisteminde Planların Oluşturulması

Klinik doktorunun bilgisayarlı tomografisi çekilen rando fantomun üzerinde GTV, CTV ve PTV bölgelerini belirlemesinden sonra, Precise tedavi planlama sisteminde genellikle T1-2 glottik larenks kanserine uygulanan doz uygulaması yapılmıştır. Fraksiyon başına 225 cGy doz uygulanacak şekilde 28 günlük tedavi, planlama sistemine girilmiştir.

Rando fantom simülasyonu üzerinde farklı açılar kullanılarak plan karşılaştırılması amaçlanırken, Co-60 teleterapi cihazı planlama sistemi olmadığı için 4 MV için yapılan

planlarda açılara düşen doz değerlerinin dakika hesabı bilgisayar programında hesaplanarak kullanılmıştır. Precise tedavi planlama sisteminde 4 MV, 6 MV için iki alan ve üç alanda; wedgeli ve wedgesiz planlar izodoz PTV'nin %95 saracak şekilde ayarlanmıştır.

İki alan kullanılarak yapılan planlarda lateral alanlar kullanılmış olup, gantry açıları  $90^{\circ}$  ve  $270^{\circ}$  dir. Üç alan kullanılarak yapılan planlarda lateral alana ek olarak mandibula alan içerisine girmesin diye  $90^{\circ}$  masa açısı verilerek gantry açısı  $20^{\circ}$  ayarlanmıştır.

Co-60 teleterapi cihazında alanlar x ve y doğrultusunda eşit mesafede açıldığından tedavi planlama sisteminde oluşturulan alanlar Co-60 teleterapi cihazına göre ayarlanmıştır. Lateral iki alanlı planlarda  $6 \times 8$  boyutunda alan açılarak hastanın cilt dokusunun doz alımını artırmak için cildin üstünde boşluk bırakılmıştır. Üç açılı planlarda ise lateral alan boyutlarından farklı olarak üçüncü açı için  $7 \times 7$  lik alan açılmıştır.

Planlar yapılırken kritik organ dozlarına da dikkat edilmiştir. Medulla spinalis'in alan içerisine girmesini istemediğimizden kolimatör açısı verilmiştir.  $270^{\circ}$  açılı lateral alanda kolimatör açısı olarak  $78^{\circ}$  verilirken,  $90^{\circ}$  olan açıda ise  $278^{\circ}$  de kolimatör açısı verilmiştir.



**Şekil 3.18.** Precise tedavi planlama sisteminde rando fantom kesitleri kullanılarak yapılan planlar (A.Ü)

Kaynak merkez uzaklığı (SAD) tekniği kullanılarak hazırlanmış planlarda, kaynak cilt uzaklığı (SSD) için değerlerin neredeyse aynı olmasına dikkat edilmiştir.  $270^{\circ}$  olan lateral alanda kaynak cilt uzaklığı (SSD); 97.4 cm iken  $90^{\circ}$  olan lateral alanda kaynak



cilt uzaklığı (SSD); 97.3 olarak ayarlanmıştır. Masa açılı olan 3 açılı planlarda ise kaynak cilt uzaklığı (SSD); 98.6 olarak planlama sisteminde merkeze göre ayarlanmıştır.

Wedge açıları ise verilen enerjiye bağlı %95'lik doz sarımı için değişim gösterirken, sadece lateral ışınlama alanına sahip planlarda 30° lik wedge seçimi yapılmıştır. Üç açılı planlarda ise lateral alanların wedge açısı 45° olarak ayarlanmıştır.

Izodoz çizgileri belirlenen ve doz dağılımı olarak, planlanan hedef hacmin (PTV) %95' ni saran planlarda doz hacim grafiği üzerinde karşılaştırma yapılmıştır. Bu karşılaştırmalarda planlanan hedef hacim (PTV) üzerinde minimum ve maksimum doz değerleri arasında büyük fark olmamasına dikkat edilmiştir.

### **3.2.7. Co-60 teleterapi Cihazında Tedavi Planı Oluşturma**

Co-60 teleterapi cihazında tedavi planı oluştururken Precise tedavi planlama sistemi referans alınmıştır. 4 MV ve Co-60'ın tedavi planlarındaki karşılaştırılmaları ve izodoz dağılımları neredeyse aynı kabul gördüğünden, Precise tedavi planı içerisinde 4 MV için yapılan 2 açılı ve 3 açılı veya wedli ve wedgesiz planlar Co-60 teleterapi cihazı için uyarlanmıştır.

4 MV için Precise tedavi planlama sisteminde her bir alana karşı gelen dozlar cGy cinsinden bakılmıştır. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nde bulunan Co-60 kaynağı için kaynağın ilk geldiği günde hesaba katarak uygulanan, alan ve kullanılan wedge için girilen doz, tedavi sırasında kaynaktan doz başına verilmesi gereken dakika hesabını yapan program sayesinde, alan başına düşen dakika hesaplanmıştır. (Şekil 3.19.)

	A	B	C
1	Hasta Adı		
2	Tarih	23.05.2016	23.05.2016
3	Alan No		
4	Alan Tanımı		
5			
6	Makine	Co-60	Co-60
7	Enerji	1,25 MV	1,25 MV
8	Rotasyon X	6,0	20,0
9	Rotasyon Y	8,0	20,0
10	Epdeger Kare	6,9	20,0
11	COF_Sc	0,976	1,055
12	Bloklu Epdeger Kare	6,9	20,0
13	PSF_Sp	0,942	1,087
14	Distansik	2,70	5,00
15	SSD	97,3	0,0
16	SAD + SSD + Depth	100,0	5,0
17	Off-Axis Distance	0,00	0,00
18			
19	*AD	0,899	0,826
20	TSF + Sc + Sp	0,920	1,358
21	DRISO + BCD/SADT	1,000	1,000
22	Tray Faktörü, TF	1,000	1,000
23	Dist past	34,00	34,00
24	Ölçme Faktörü, MF	0,725	1,000
25	Off-Axis Factor, OAF	1,000	1,000
26	TD / MU	30,21	1,00
27	İnvent Servisi	1	1
28	Tedavi Dosis, TD	112,50	100
29	Monitor Dosis, MDI	5,48	2,07
30	Notasyon		

Şekil 3.19. Co-60 kaynağı doza karşı zaman belirleme (A.Ü)

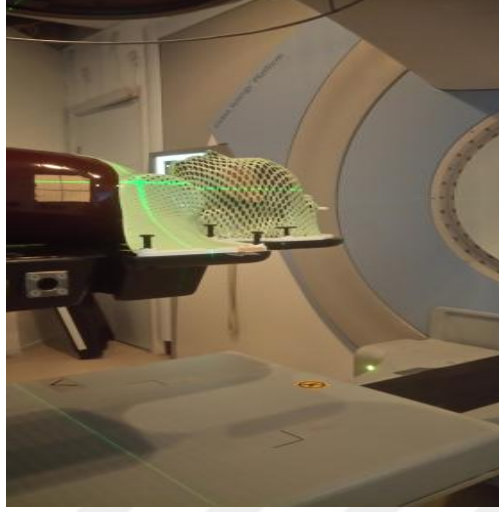
### 3.2.8. Lineer Hızlandırıcı Cihazında Tedavi Alanı Belirleme

Hasta alımı sırasında uygulanan sabitleme sistemi sayesinde hastaların hareket etmesinden kaynaklı problemleri en aza indirmeye çalışırız. Aynı zamanda uygulanan tedaviye yönelik farklı sabitleme sistemleri mevcuttur.

Glottik larenks kanseri hastalarında uygulanan baş boyun maskeleri sayesinde hastaların baş boyun kısmındaki hareketi en aza indirilirken, port çekimi sonrası belirlenmiş tedavi merkezinin radyoterapi teknikerinin maske üzerinde merkez doğrultusundaki lazerleri çizmesi ile tekrar tekrar port çekip hastanın fazla doz alımını azaltmakta da kullanılır.

Yapılan planların cihazlarda ışınlanmasına geçilmeden önce, Precise tedavi planlama sisteminde, eş merkezli planlardan birinin bilgilerini aktarmak ve görüntüsünü bilgisayar üzerinde görmek için Tedavi planlama sisteminden, Mosaiq'e (hastaların bilgilerini saklayan ve tedavisi sırasında alanların lineer hızlandırıcı üzerinde işleme sokulmasını sağlayan bilgisayar programı), tedavi alanları atılmıştır.

Rando fantom, maskesiyle beraber tedavi masasına sabitlenmiştir. Iview dediğimiz portal görüntüleme programı sayesinde, gönderilen tedavi alanlarının portu çekilmiştir. Rando fantomun, tedavi merkezi lazerler açılarak çizilmiş ve Co-60 cihazı ışınlamalarında da aynı merkezden devam edilmiştir.



Şekil 3.20. Rando fantom tedavi merkezi belirlenmesi (A.Ü)

### 3.2.9. Lineer Hızlandırıcı Cihazında Kalite Kontrol Testi

Her klinikte rutin olarak günlük ve haftalık kalite kontrol testleri yapılmaktadır. Kalite kontrol testleri sayesinde verilen dozun doğruluğu hakkında bilgiler alabiliriz. Işınlamak için rando fantom üzerine yerleştirilen Termolüminesans dozimetrelere, uygun dozun verildiğini denetlemek amacıyla, katı fantom üzerinde doz incelemesi yapılmıştır. (Şekil 3.21.)



Şekil 3.21. Lineer hızlandırıcı cihazında doz kalite kontrol testi (A.Ü)

Sıcaklık ve basınç değişimi sonucu etkilenen doz değişimlerini gormek ve Termoluminesans dozimetrelere kalibrasyon onesi istenilen dozun verildiğini denetlemek için bu ölçümler alınmıştır. FC65P iyon odası kullanılarak alınan katı fantomdaki kalite kontrol amaçlı ölçümler, elektrometre ile ölçülerek kaydedildi. Elektrometrede okunan değerler bulunan sıcaklık, basınç faktörü dediğimiz  $c_{TP}$  ve Akdeniz niversitesinde Radyasyon Onkolojisinde bulunan lineer hızlandırıcı cihazındaki 4 MV ve 6 MV enerjilerindeki f faktörü ile çarpılarak sonuçlar alınmıştır.

### 3.2.10. Co-60 Teleterapi Cihazında Kalite Kontrol Testi

Co-60 teleterapi cihazında bulunan Co-60 kaynağının, ilk günden itibaren değişen aktivitesi verilen dozun doğruluğunu test etmek için kalite kontrol testi yapımını gerektirmektedir. Co-60 teleterapi cihazında ışınlama işlemine geçilmeden önce FC65P iyon odası kullanarak dakika hesabı verilen doz değerlerini elektrometrede okuma işlemine gerçekleştirdik.



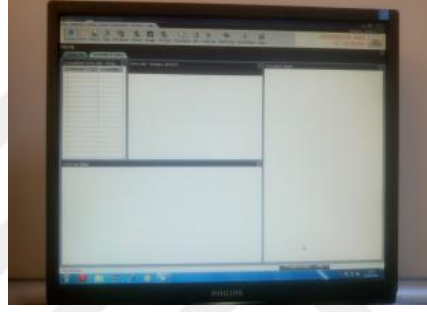
şekil 3.22. Co-60 teleterapi cihazında doz kalite kontrol testi

Sıcaklık ve basınç değerleri doz dağılımını etkilediğinden  $c_{TP}$  değerini ve enerjiye gore iyon odası kalibrasyonları Türkiye Atom Enerjisi kurumu tarafından Co-60 kaynağına

gore yapıldığından f faktörünü hesaba katmadan  $N_{D,W}$  ile çarparak verilen dozun doğruluğunu belirlemiş olduk.

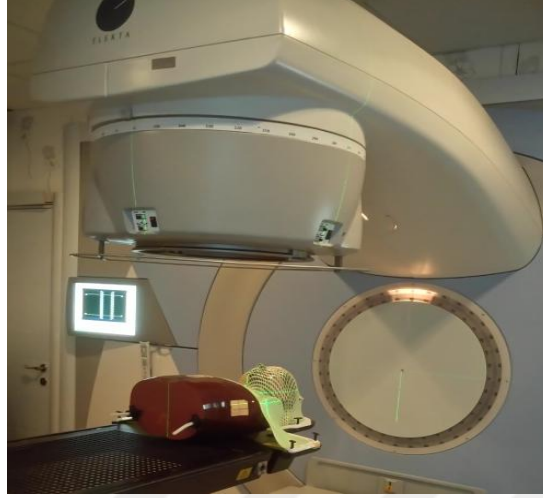
### 3.2.11. Lineer Hızlandırıcı Cihazında Tedavi Alanlarının Işınlanması

Precise tedavi planlama sisteminde planları yapılan rando fantom üzerindeki farklı açılar ve farklı enerjilerdeki tedavi tasarımları, tedavi planlama sistemi üzerinden hasta bilgi ve doz değerlerinin aktarıldığı ve lineer hızlandırıcı cihazında tedavi uygulama amaçlı kullanılan Mosaiq sistemine aktarılmıştır.



Şekil 3.23. Mosaiq sistemi (A.Ü)

Işınlama sırasında herhangi bir karışıklık olmasını istemediğimiz için her bir alan için farklı isim verilerek mosaiq sistemine atılmıştır. Işınlama yapılmadan önce normal bir hastaya setup yapar gibi rando fantomun daha önceden çekilen port görüntüsüne göre çizilmiş maskeli tedavi alanına, lazer yardımıyla bakılarak tedavi masasına monte edildi. Tedavi alanının doğruluğunu test etmek amacıyla tekrardan port çekimi yapıldı. İki alanlı lateral tedavi planından farklı olarak, üç alanlı tedavi planında  $90^0$  masa açısı olduğundan lateral tedavi alanı ışınması sonrası tedavi masasının açısı  $0^0$  konumundan  $90^0$  çevrildi.



**Şekil 3.24.** Lineer hızlandırıcıda Rando fantom ışınlanması (A.Ü)

Glottik bölgeye yerleştirilen Termolüminesans dozimetrelerin okuması zaman aldığından her bir plan için yapılan ışınlar ve değerlerin okuması zaman almıştır. Işınlama bitimi sonrası TLD'lerin okuması gerçekleştirilmiştir.

### **3.2.12. Co-60 Teleterapi Cihazında Tedavi Alanlarının Işınlanması**

Co-60 teleterapi cihazı ile yapılacak tedavinin tasarımı, Precise tedavi planlama sistemindeki 4 MV'de tasarlanan planların doz değerlerini, Co-60 teleterapi cihazı için referans aldık.

Tedavi masasına yerleştirdiğimiz rando fantomun maske üzerindeki belirlenmiş tedavi merkezi, lazerlere oturtularak setüpy yapıldı. Planlarda SAD tekniğiyle ortaya çıkmış kaynak cilt uzaklığını belirleyen SSD ler için, SSD çubuğu ve yatay düzlemde masa hareketi ile lineer hızlandırıcı cihazındaki tedavi koşullarının benzer olmasına özen gösterdik.



**Şekil 3.25.** Co-60 teleterapi cihazında rando fantom ışınması (A.Ü)

Aynı koşullarda,  $270^0$  olan lateral alanda kaynak cilt uzaklığı (SSD); 97.4 cm iken  $90^0$  olan lateral alanda kaynak cilt uzaklığı (SSD); 97.3 olarak, masa açılı olan 3 açılı planlarda ise kaynak cilt uzaklığı (SSD); 98.6 olarak ayarlanmıştır.

Her alan için belirlenmiş doz değerlerine göre çıkan doz-zaman sonuçları değerleri, Co-60 teleterapi cihazına girilerek ışınlanması yapıldı. Wedge kullanılarak yapılmış planlarda ise wedge faktörü bulundu ve girilen wedge faktörüne göre sisteme girilecek zaman değerleri alındı.

Sistemde kullanılan wedge'lerin numarası olduğundan kullanılan wedge'lerin numaraları Co-60 teleterapi cihazına girildi. Işınlama sonrası rando fantomun glottik bölgesinde bulunan Termoluminesans dozimetreler, sayım ve doz değerlendirilmesi için çıkartıldı.

### 3.2.13. Işınlanan EBT3 Gafkromik Film Dozimetrelerin Okunması

Rando fantom üzerinde belirlenmiş noktalara konan gafkromik film dozimetreler lineer hızlandırıcı ve Co-60 teleterapi cihazında ışlandıktan sonra EPSON 10000XL Expresion film tarayıcıya konularak taranmıştır.



Şekil 3.26. Işınlanan EBT3 gafkromik filmlerin taranması

Imrt OmniPro programında film tarama kısmına yüklenen tiff. formatındaki gafkromik filmler, daha önce her bir enerjiye karşılık gelen optimum yoğunluğa göre doz değeri veren lineer denklemdeki kalibrasyon değerlerine göre bakılmıştır. Işınlanmış filmlerdeki optimum yoğunluklar bize doz değeri verdiği için her bir plan tasarımı için doz değerleri okunmuştur.

### 3.2.14. Işınlanan Termolüminesans Dozimetrelerin Okunması

Termolüminesans dozimetreleri ışınlama işlemine geçilmeden TLD fırınında 400°C’de sıfırlama işlemine tabi tutulur. Işınlama sonrası, Termolüminesans dozimetrelerini okumak için birkaç işlem gerekmektedir. TLD’ler çok hassas olduğu için bu işlemleri el değmeden yapmak gerekir.

Lineer hızlandırıcı ve Co-60 teleterapi cihazlarında ışınlanan glottik bölgedeki Termolüminesans dozimetreler, rando fantomdaki kesitlerden çıkarılarak her ışınlama sonrası preheating denilen 100°C’de, doza karşı okunan düşük değerli pikleri veya saçılmalardan dolayı TLD içerisinde derin olmayan çukurlara takılan elektronları çıkarmak için ön ısıtma işlemine tabi tutulmuştur.



Daha önceden TLD'lerimize ait zero count değerlerini RADOS RE-2000RT okuyucu sisteminde aldığımız için, ışınlanan TLD'leri okurken sistem otomatik olarak background etkisini en aza indirecektir.

Kasetlere yerleştirilen ışınlanan TLD'leri okumak için RADOS RE-2000RT okuyucu sistemi kullanılmıştır. TLD okuyucu, TLD okuması sırasında sistemde bulunan Nitrojen gazını çekerek 300 °C 'de 2 saniye ısıtma öncesi (pre heat) ve 2 saniye ısıtma sonrası (post heat) olacak şekilde 12 saniye süreyle sayım alacak şekilde ayarlanmıştır.

Bilgisayar üzerine yüklü RADOS TLD Server yazılımı ve RADOS 2000 RT TLD okuma cihazı, birlikte çalışarak ışınlama sonrası elde edilen veriler sayım olarak kayıt edilir. Okuma sırasında izlenen parlayış eğrileri sistem dosyası içerisinde takip edilir. Verdiğimiz doza karşı bir sayım aldığımız için elde edilen sonuçlar bize dozla alakalı bilgi verecektir. Verilen doz ile çıkan sayımlar doğru orantılı olarak değişeceğinden doz-sayım grafiği neredeyse lineer olacak şekilde kalibre edilmiştir.

Daha önceden belirlediğimiz ve kalibrasyon sonucu elde ettiğimiz grafik, verilen doza karşı sayım değişimini vermişken, ışınlama sonrası hangi bölgenin ne kadar doz aldığı konusunda bizi bilgi sahibi yapacaktır.

Her bir sayım otomatik olarak kaydedildiğinden her bir sayıma gelen denklemler sonucu elde edilen doz değerleri hesaplanıp kaydedilmiştir. Çıkan doz sonuçları, Precise tedavi planlama sistemindeki lokal doz değerleriyle karşılaştırılmıştır.

### **3.2.15. Hata Hesabı**

Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) yapılan tasarımlarda okunan değerler ile rando fantom üzerine yerleştirilen Termoluminesans ve gafkromik film dozimetrelerle alınan doz değerlerinin karşılaştırılması amacıyla yapılmıştır. Hata oranlarının %3'ün altında olması istenilmektedir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Tedavi Planlama Sisteminde Hesaplanan Nokta Doz Sonuçları

Precise tedavi planlama sisteminde referans doz noktası aracılığı ile istenilen bölgelerdeki doz değerleri tablolarda gösterilmiştir.

Farklı enerjilerde glottik bölgelerde cilt ve vokal kordun belirli bölgeleri için alınan ölçümler iki alan, iki alan wedgeli ve üç alan masa açılı olarak gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** TPS ile 6 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
tps dozu (cGy)	5318,87	5990,68	5335,75	7018,62	7238,08	7084,79

Fraksiyon başına, 180 cGy ve 6 MV iki alan wedge kullanılarak yapılan planlarda ciltte glottik bölgede sağ, sol ve cildin ön yüzeyi için referans doz noktası ile ölçümler alındı. Cildin sağ kısmında ölçülen doz 5318,87 cGy; ön kısmında 5990,68 cGy ve sol kısmında ise 5335,75 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz 7018,62 cGy; ön kısmında 7238,08 cGy ve sol kısmında ise 7084,79 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.2.** TPS ile 6 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
tps dozu (cGy)	5472,18	6014,07	5355,82	7001,98	7140,55	7037,24

6 MV iki alan segmentli yapılan planlarda ciltte glottik bölgede sağ, sol ve cildin ön yüzeyi için referans doz noktası ile ölçümler alındı. Cildin sağ kısmında ölçülen doz 5472,18 cGy; ön kısmında 6014,07 cGy ve sol kısmında ise 5355,82 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda;

vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz 7001,98 cGy; ön kısmında 7140,55 cGy ve sol kısmında ise 7037,24 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.3.** TPS ile 6 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
tps dozu (cGy)	5067.42	6314.82	5176.05	7098.71	7184.67	7142.56

6 MV üç alan masa açılı yapılan planlarda ciltte glottik bölgede sağ, sol ve cildin ön yüzeyi için referans doz noktası ile ölçümler alındı. Cildin sağ kısmında ölçülen doz 5067,42 cGy; ön kısmında 6314,82 cGy ve sol kısmında ise 5176,05 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz 7098,71 cGy; ön kısmında 7184,67 cGy ve sol kısmında ise 7142,56 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.4.** TPS ile 4 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
tps dozu (cGy)	5589,05	6121,67	5549,05	7003,66	7160,11	7034,50

Precise tedavi planlama sisteminde 4 MV için yapılan planlarda iki alan, wedge kullanarak ciltte glottik bölgede sağ, sol ve cildin ön yüzeyi için referans doz noktası ile ölçümler alındı. Bu değerlere göre, cildin sağ kısmında ölçülen doz 5589,05 cGy; ön kısmında 6121,67 cGy ve sol kısmında ise 5549,05 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz 7003,66 cGy; ön kısmında 7160,11 cGy ve sol kısmında ise 7034,50 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.5.** TPS ile 4 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
tps dozu (cGy)	5801,66	6255,44	5808,81	6947,61	6954,13	6904,56

4 MV iki alan segmentli yapılan planlarda ciltte glottik bölgede sağ, sol ve cildin ön yüzeyi için referans doz noktası ile ölçümler alındı. Cildin sağ kısmında ölçülen doz 5801,66 cGy; ön kısmında 6255,44 cGy ve sol kısmında ise 5808,81 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz 6947,61 cGy; ön kısmında 6954,13 cGy ve sol kısmında ise 6904,56 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.6.** TPS ile 4 MV üç alan masa acili T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
tps dozu (cGy)	5450,48	6423,27	5442,09	6943,87	7162,43	6975,07

4 MV üç alan masa açılı yapılan planlarda ciltte glottik bölgede sağ, sol ve cildin ön yüzeyi için referans doz noktası ile ölçümler alındı. Cildin sağ kısmında ölçülen doz 5450,48 cGy; ön kısmında 6423,27 cGy ve sol kısmında ise 5442,09 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz 6943,87 cGy; ön kısmında 7162,43 cGy ve sol kısmında ise 6975,07 cGy doz olarak belirlendi.

#### **4.2. Lineer Hızlandırıcı Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları**

Rando fantom üzerinde bulunan Termolüminesans ve gafkromik film dozimetrelerin sayımları ve doz değerleri tablolarda gösterilmiştir.

Farklı enerjilerde glottik bölgelerde cilt ve vokal kordun belirli bölgeleri için farklı dozimetreler kullanılarak ölçümler alınmıştır. Bu sonuçlara göre bölgelerdeki

TLD ve referans TLD sayımı ve bu sayımların ortalaması, ölçülen fraksiyon dozu ile toplamda 225 cGy verilen dozdan 28 tedavi günü sonucu o bölgenin aldığı doz tablolarına girilmiştir. Aynı zamanda aynı bölgelere yerleştirilen gafkromik film dozimetrelerinde IMRT OmniPro programı kullanarak optimum yoğunluk değerlerine göre doz sonuçları alınmıştır.

Fraksiyon başına Termoluminesans dozimetrelerden alınan sayımlar, kalibrasyon sonucu ortaya çıkan lineer denklemde yerine yazılarak doz değerleri bulundu. Normal tedavi sırasında verilen 63 Gy'lik verilen doz dikkate alınarak bu işlemler yapılmıştır.

**Tablo 4.7.** TLD ile 6 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	192,3	209,7	190,5	258,2	258	257,3
Total doz(cGy)	5384,1	5872,8	5333	7230,4	7223	7205,4

**Tablo 4.8.** Gafkromik film dozimetre ile 6 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	191,8	209	191	258,8	257.5	257
Total doz(cGy)	5370,4	5852	5348	7246,4	7210	7196

Tedavi planlama sisteminde 6 MV iki alan wedgeli yapılan planda, fraksiyon başına düşen ve toplam tedavi sürecinde aldığı dozlar lokal olarak belirlendi. Glottik bölgede cildin sağ, sol ve ön yüzünde; iç kısımda vocal kordun sağ, sol ve ön yüzünde yerleştirilen Termoluminesans ve gafkromik film dozimetrelerin okunma sonuçları tablolarda gösterildi.

Yerleştirilen bölgelerde TLD ile ; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 192,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5384,1 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 209.7 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5872,8 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 190.5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5333 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 258,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7230,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 258 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7223 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 257,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7205,4 cGy doz olarak belirlendi.

Yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile ; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 191,8 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5370,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 209 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5852 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 191 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5348 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 258,8 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7246,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 257,5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7210 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 257 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7196 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.9.** TLD ile 6 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	196,9	221,1	196,4	250,3	256,2	250,6
Total doz(cGy)	5512,4	6192	5499,7	7008,7	7174,6	7016,3

**Tablo 4.10.** Gafkromik film dozimetre ile 6 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	197,1	220	197	249,3	255	252
Total doz(cGy)	5518,8	6160	5516	6980,4	7140	7056

Yerleştirilen bölgelerde TLD ile ; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 196,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5512,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 221,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6192 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 196,4 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5499,7 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 250,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7008,7 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 256,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7174,6 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 250,6 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7016,3 cGy doz olarak belirlendi.

Yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile ; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 197,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5518,8 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 220 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6160 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 197 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5516 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 249,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6980,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 255 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7140 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 252 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7056 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.11.** TLD ile 6 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	185	225,8	185,1	251,2	254,6	251,2
Total doz(cGy)	5180,4	6322,2	5184,2	7033,1	7129,5	7032,4

**Tablo 4.12.** Gafkromik film dozimetre ile 6 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	186	225	185,8	252	256,1	250,5
Total doz(cGy)	5208	6300	5202,4	7056	7170,8	7014

Yerleştirilen bölgelerde TLD ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 185 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5180,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 225,8 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6322,2 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 185,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5184,2 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 251,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7033,1 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 254,6 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7129,5 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 251,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7032,4 cGy doz olarak belirlendi.

Yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 186 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5208 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 225 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6300 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 185,8 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5202,4 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ



kısımında ölçülen doz fraksiyon başına 252 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7056 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 256,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7170,8 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 250,5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7014 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.13.** TLD ile 4 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	200,1	223	201,9	253,2	256	251,5
Total doz(cGy)	5602,4	6244,8	5652	7090,1	7167,4	7041,6

**Tablo 4.14.** Gafkromik film dozimetre ile 4 MV iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	200,5	222,3	202,2	254	255,1	252
Total doz(cGy)	5614	6224,4	5661,6	7112	7142,8	7056

Yerleştirilen bölgelerde TLD ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 200,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5602,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 223 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6244,8 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 201,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5652 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 253,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7090,1 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 256 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7167,4 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 251,5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7041,6 cGy doz olarak belirlendi.

Yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 200,5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5614 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 222,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6224,4 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon

başına 202,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5661,6 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 254 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7112 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 255,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7142,8 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 252 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7056 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.15.** TLD ile 4 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	206,9	226,3	205,8	250,1	251,9	250,7
Total doz(cGy)	5794,5	6336,3	5762,7	7003,7	7052,8	7019,7

**Tablo 4.16.** Gafkromik film dozimetre ile 4 MV iki alan segmentli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	206,4	225,9	206,2	251	252,3	250,9
Total doz(cGy)	5779,2	6325,2	5773,6	7028	7064,4	7025,2

Yerleştirilen bölgelerde TLD ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 206,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5794,5 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 226,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6336,3 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 205,8 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5762,7 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 250,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7003,7 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 251,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7052,8 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 250,7 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7019,7 cGy doz olarak belirlendi.

Yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 206,4 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5779,2 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 225,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6325,2 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 206,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5773,6 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 251 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7028 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 252,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7064,4 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 250,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7025,2 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.17.** TLD ile 4 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	199,6	230,4	198,2	251,7	257,5	250,5
Total doz(cGy)	5589,8	6450,3	5551,1	7049,1	7209,4	7015,4

**Tablo 4.18.** Gafkromik film dozimetre ile 4 MV üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	199,2	231	199	252,3	256,7	251
Total doz(cGy)	5577,6	6468	5572	7064,4	7187,6	7028

Yerleştirilen bölgelerde TLD ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 199,6 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5589,8 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 230,4 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6450,3 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 198,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5551,1 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında

ölçülen doz fraksiyon başına 251,7 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7049,1 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 257,5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7209,4 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 250,5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7015,4 cGy doz olarak belirlendi.

Yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 199,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5577,6 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 231 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6468 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 199 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5572 cGy doz olarak belirlendi.

Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 252,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7064,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 256,7 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7187,6 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 251 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7028 cGy doz olarak belirlendi.

#### 4.3. Co-60 Teleterapi Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları

**Tablo 4.19.** TLD ile Co-60 teleterapi cihazında iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Co-60 Teleterapi Cihazı	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	205,4	226,1	204,7	253,4	258	255,2
Total doz(cGy)	5751,5	6329,9	5732,8	7094,9	7225,3	7144,9

**Tablo 4.20.** Gafkromik film dozimetre ile Co-60 teleterapi cihazında iki alan wedgeli T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Co-60 Teleterapi Cihazı	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	205,8	225,9	205	254,1	258,4	254,9
Total doz(cGy)	5762,4	6325,2	5740	7114,8	7235,2	7137,2

Yerleştirilen bölgelerde TLD ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 205,4 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5751,5 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 226,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6329,9 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 204,7 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5732,8 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 253,4 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7094,9 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 258 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7225,3 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 255,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7144,9 cGy doz olarak belirlendi.

Yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 205,8 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5762,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 225,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6325,2 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 205 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5740 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 254,1 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7114,8 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 258,4 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7235,2 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 254,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7137,2 cGy doz olarak belirlendi.

**Tablo 4.21.** TLD ile Co-60 teleterapi cihazında üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Co-60 Teleterapi Cihazı	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	201,9	230,9	202	253	256,6	254,4
Total doz(cGy)	5654,3	6464,6	5655,4	7083,2	7185,7	7124,6

**Tablo 4.22.** Gafkromik film dozimetre ile Co-60 teleterapi cihazında üç alan masa açılı T1-2 glottik kanseri tedavisi sonuçları

Co-60 Teleterapi Cihazı	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
Fraksiyon Dozu (cGy)	202,3	231,2	202,6	253,5	256	253,8
Total doz(cGy)	5664,4	6473,6	5672,8	7098	7168	7106,4

Co-60 teleterapi cihazında, üç alan masa açılı tedavide yerleştirilen bölgelerde TLD ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 201,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5654,3 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 230,9 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6464,6 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 202 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5655,4 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 253 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7083,2 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 256,6 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7185,7 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 254,4 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7124,6 cGy doz olarak belirlendi.

Üç alan masa açılı tedavide yerleştirilen bölgelerde gafkromik film dozimetre ile; Cildin sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 202,3 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5664,4 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 231,2 cGy ve toplam tedavi sürecinde 6473,6 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 202,6 cGy ve toplam tedavi sürecinde 5672,8 cGy doz olarak belirlendi. Glottik bölgenin iç kısmında vokal kordların aldığı dozlara

baktığımızda; vokal kordun sağ kısmında ölçülen doz fraksiyon başına 253,5 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7098 cGy; ön kısmında fraksiyon başına 256 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7168 cGy ve sol kısmında ise fraksiyon başına 253,8 cGy ve toplam tedavi sürecinde 7106,4 cGy doz olarak belirlendi.



## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, lineer hızlandırıcı ve Co-60 cihazı kullanılarak rando fantom üzerinde alınan ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması yapılmıştır. Enerji kullanımı ile değişen build up faktörünün etkisi, wedge ve segment kullanımının tedaviye etkisi gerçek vokol kord ve ciltin çeşitli yerlerindeki doz değerlerinin farklılığı gözlemlenmiştir.

### 5.1. Co-60 ve Lineer Hızlandırıcı Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre Ölçümü ile İki Alan Wedgeli Plan Karşılaştırılması

**Tablo 5.1.** Rando fantom üzerinde TLD ölçümü ile iki alan wedgeli plan karşılaştırılması

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
4 MV	5602,39	6244,77	5651,96	7090,11	7167,4	7041,56
6 MV	5384,06	5872,85	5332,99	7230,44	7222,99	7205,41
Co-60	5751,46	6329,95	5732,77	7094,94	7225,27	7144,92

**Tablo 5.2.** Rando fantom üzerinde gafkromik film dozimetre ölçümü ile iki alan wedgeli plan karşılaştırılması

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
4 MV	5614	6224,4	5661,6	7112	7142,8	7056
6 MV	5370,4	5852	5348	7246,4	7210	7196
Co-60	5762,4	6325,2	5740	7114,8	7235,2	7137,2

Co-60 ve lineer hızlandırıcı cihazında farklı enerjiler ile yapılan iki alanlı planlarda Termoluminesans ve gafkromik film dozimetre kullanılarak alınan ölçümler Tablo 5.1., ve Tablo 5.2.,'de gösterilmiştir.



Rando fantom üzerinde 4 MV ve 6 MV için yapılan wedli planlarda, cildin ve vocal kordun çeşitli bölgelerinde dozlara bakıldı. Yapılan planlarda tomografi görüntülerine göre çizilen, planlanan hedef hacimde verilen dozun %95'ini saracak şekilde ışınlanan rando fantomda, 4 MV foton ve Co-60 ışınması sonrası cildin sağ, ön ve sol kısımda 6 MV'ye göre daha fazla doz aldığı görüldü.

Derinlik arttıkça 4 MV ve Co-60 kaynağının buildup etkisinden kaynaklı doz değişimi göreceğimizden, vokal kordun sağ, ön ve sol kısımlarında doz düşümü görülmektedir. Ama dozun %95'i planlanan hedef hacmi sardığı için bu doz düşümü hastanın tedavisi için bir etki oluşturmaz. Bu sebepten ötürü 6 MV'de yapılan planlardada 4 MV ve Co-60 kaynağı kullanılarak yapılan ışınlamara göre vokal cord doz değerleri neredeyse yakın olduğu gözlemlenmiştir.

Foote ve ark., 1996 yapılan çalışmasında, lineer hızlandırıcı 4 MV, 6 MV foton ve Co-60 teleterapi cihazında gama kaynağı kullanılarak 73 hasta üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmaya göre glottik larenks kanseri hastalarının 6 MV kullanımı ile Co-60 teleterapi cihazı ve lineer hızlandırıcı cihazında 4 MV için lokal tümör kontrollerinin aynı olduğu tanısına varılmıştır.

Wedge açısı değiştirilmeden precise tedavi planlama sisteminde ışınlama noktasının yerinin değiştirilmesi ile planlanan tedavi hacminin ızodoz dağılımında %95'in alması ayarlandığı için Monitör unit değişimi yapılan planlarda göz ardı edilmiştir.

Cilt ile vokal kordun ön kısmında anterior commissure bölgesindeki doz değişimlerine bakılmıştır. Anterior commissure bölgesinde, anterior commissure dozunun bütün enerjilerde %95'lik doz sarımı içerisinde olduğu gözlemlenmiştir.

Rudoltz ve ark., 1993 yapılan çalışmasına görede T-1 glottik larenks kanseri 91 hastanın 50 hastada wedge kullanılarak lineer hızlandırıcı 2,4 ve 6 MV foton ve Co-60 teleterapi cihazında gama kaynağı ile yapılan çalışmada anterior commissure tutulumu olsa dahi lokal tümör kontrolünde istatikselsel bir fark gözlemlendiğinden bahsetmişlerdir.

Parsons ve ark., 2001 de yapılan çalışmada diğer enerjilerin aksine 6 MV enerjili foton kullanılarak yapılan planların anterior commissure tutulumu olan hastalarda tartışmalı olduğundan bahsetmektedirler. Bunun sebebini ise mukozal yüzeyde hava kavitesinin etkisiyle düşük doz oluşma ihtimaline bağlamaktadırlar.

Tong ve ark., 2012 yaptıkları çalışmada ise sadece 6 MV'lik foton enerjisi kullanarak her bir hasta için sabitleme sistemi olan maskenin üzerine anterior commissure tutulumu olan veya bu tutulumu önleme amaçlı 0.5 cm lik bolus koyarak, wedgeli planlar ile ışınlama yapmışlardır. Geçmiş çalışmalardaki Co-60 ve 6 MV foton enerjisinden düşük yapılan planlarda lokal kontrol analizi yaparak 695 hasta için 6 MV lokal kontrol analizi yapılmıştır. Bu yapılan araştırmaya görede T-1 glottik larenks kanseri hastaları için 6 MV kullanımı, lokal tümör kontrolü açısından 2 MV foton ve Co-60 ışınması ile neredeyse benzer sonuçların gözlemlendiğini söylemektedir.

Tablo5.1., ve Tablo 5.2., de termoluminesans ve gafkromik film dozimetrelerin iki alan wedgeli plan karşılaştırılma sonuçları istenilen hata oranları içerisinde. Precise Tedavi Planlama Sistemi (TPS) üzerinde nokta doz ile ölçülen dozlarla da benzer sonuçlar görülmüştür.

## 5.2 Lineer Hızlandırıcı Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre Ölçümü ile İki Alan Segmentli Plan Karşılaştırılması

**Tablo 5.3.** Rando fantom üzerinde TLD ölçümü ile iki alan segmentli plan karşılaştırılması

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
4 MV	5794,48	6336,31	5762,73	7003,67	7052,81	7019,76
6 MV	5512,38	6192,03	5499,72	7008,7	7174,65	7016,27

**Tablo 5.4.** Rando fantom üzerinde gafkromik film dozimetre ölçümü ile iki alan segmentli plan karşılaştırılması

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
4 MV	5779,2	6325,2	5773,6	7028	7064,4	7025,2
6 MV	5518,8	6160	5516	6980,4	7140	7056

Lineer hızlandırıcı cihazında farklı enerjiler ile yapılan iki alanlı planlarda Termoluminesans ve gafkromik film dozimetre kullanılarak alınan ölçümler Tablo 5.3., ve Tablo 5.4.,’de gösterilmiştir.

Precise tedavi planlama sisteminde 4 MV ve 6 MV enerji kullanarak yapılan segmentli planlarda cildin ve vokal kordun çeşitli bölgelerinde doz değerlerine bakıldı. Yapılan planlarda planlanan tedavi hacminin %95’i saracak şekilde izodoz ayarlandı.

Bu sonuçlara göre 4 MV kullanılarak yapılan planda build up noktasının, 6 MV’den düşük olmasından kaynaklı cildin sağ, ön ve sol yüzeyde daha yüksek doz aldığı gözlemlenmiştir.

Vokal cord dozlarına baktığımızda verilen dozun %95’i saracak şekilde ayarlandığından ve build up noktalarının altındaki alan olduğundan doz değişimlerinin yakın olduğu gözlemlenmiştir.

### **5.3. Lineer Hızlandırıcı ve Co-60 Cihazında TLD ve Gafkromik Film Dozimetre ile İki Alanlı Segmentli ve Wedgeli Plan Karşılaştırma**

Tablo 5,1.- 5,2.-5,3.-5,4.’deki doz değerlerine göre wedge ve segment kullanılarak yapılan planlarda ciltte ve vokal kordun bazı bölgelerinde doz değerlerinin farklılıklar içerdiği gözlemlenmiştir.

Bu farklılıklar insan benzeri rando fantom üzerindeki şekil bozuklukların wedge kullanılarak kapatılması ve doz dağılımlarının vokal kordun yan yüzeylerinde artmasına ve cildin sağ, ön ve soldaki değerlerinin düşmesine sebep olduğu literatürle desteklenerek gözlemlenmiştir. Tong ve ark., 2012 yaptığı çalışmada tüm hastalarda wedge kullanarak doz homojenitesini sağlamaya çalışmışlardır.

Alanların % 95'ini saracak şekilde planlar tasarlandığından, segment kullanılarak yapılan planlarda cildin Termolüminesans dozimetre konulan kısmında wedgeli planda yapılanın aksine daha fazla doz aldığı ve vokal kordun sağ, ön ve sol kısmında daha az doz aldığı tespit edilmiştir.

**Tablo 5.5.** Rando fantom üzerinde TLD ölçümü ile üç alan masa açılı plan karşılaştırılması

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
4 MV	5589,83	6450,28	5551,1	7049,06	7209,43	7015,38
6 MV	5180,41	6322,24	5184,21	7033,05	7129,49	7032,4
Co-60	5654,33	6464,62	5655,36	7083,24	7185,71	7124,61

**Tablo 5.6.** Rando fantom üzerinde gafkromik film dozimetre ölçümü ile üç alan masa açılı plan karşılaştırılması

Linac	cilt (sağ)	cilt (ön)	cilt (sol)	vokal kord (sağ)	vokal kord (ön)	vokal kord (sol)
4 MV	5577,6	6468	5572	7064,4	7187,6	7028
6 MV	5208	6300	5202,4	7056	7170,8	7014
Co-60	5664,4	6473,6	5672,8	7098	7168	7106,4

Co-60 ve lineer hızlandırıcı cihazında farklı enerjiler ile yapılan üç alanlı masa açılı planlarda Termolüminesans ve gafkromik film dozimetre kullanılarak alınan ölçümler Tablo 5.5., ve Tablo 5.6.,'de gösterilmiştir.

Planlanan tedavi hacminin %95'i saracak şekilde ayarlanmış planlar da üç alan kullanımının cildin ön yüzeyinde ve vokal kordun ön yüzeyinde daha fazla doz alınmasına sebep olduğu gözlemlenmiştir. Foote ve ark., 1996 da bazı hastalarda standart lateral alanlara ek olarak anterior commissure bölgesinin yeterli doz alması için planlarına üçüncü bir alan olarak oblik alan eklemesi yapmışlardır.

Cildin sağ ve sol kısmı için wedgeli ve segmentli yapılan planlara göre daha az doz aldığı gözlemlenmiştir. Wedgeli olduğu için ve dozun %95'i planlanan hedef hacmi

aldığı için vokal cordların aldığı dozlar 4 MV ve 6 MV ile yapılan segmentli ve wedgeli planların aldığı dozlara yakın olduğu tespit edilmiştir.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

T1-2 glottik larenks kanseri hastalarında radyoterapi uygulanırken hangi tedavi planının uygun olduğu konusunda incelemelerde bulunduk. Radyoterapide hastanın tümörlü dokusunda planlanan tedavi hacminin istenilen dozu alması önem teşkil etmektedir.

Tedavi sırasında oluşabilecek düşük doz hastada nüks olabilme ihtimalinin önünü açarken, tedavi sırasında oluşabilecek yüksek doz da hastanın kritik organ doz seviyelerinin aşımına sebebiyet verebilir. Bu bilgiler eşliğinde hastanın tedaviye girmeden önce dozimetrik kontrollerinin yapılması, planlama sisteminde verilen dozun uygun olup olmadığının incelenmesi gerekir.

Bu tez kapsamında T1-2 glottik larenks kanseri tedavisi için iki alan segmentli, iki alan wedgeli ve üç alan masa açılı olmak üzere, Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nde bulunan Co-60 teleterapi ve Lineer hızlandırıcı cihazı sayesinde Co-60 gama ve 4 MV, 6 MV foton enerisi karşılaştırılması yapılmıştır.

Aldığımız değerlere göre, T1-2 glottik larenks kanseri hastalarında wedge kullanımı doz homojenitesinde önem teşkil ederken, lateral alanlara ek olarak üçüncü bir alanın eklenmesi, anterior commissure tutulumu olan veya olabilme ihtimaline sahip hastalar için uygun tedavi yöntemi olabilir. Cilt dozu için, düşük enerjili fotonların build up noktasının yüksek enerjili fotonlardan az olması bu tip kanser hastalarının düşük enerji foton ve Co-60 teleterapi cihazı ile tedavisin önünü açmaktadır.

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nde bulunan Lineer hızlandırıcı cihazındaki 4 MV enerjili foton sayesinde, T1-2 glottik larenks kanseri hastalarının Co-60 teleterapi cihazına gerek duyulmadan günümüz teknolojisini takip etme konusunda uygun tedavi aldığını sonuçlardada görmekteyiz.

Rando fantomun insan benzeri yapıda olması ve sabitleme sistemi maske ile alınması düşük enerjili foton veya Co-60 teleterapi cihazı ile ışınlanmasında bolus kullanmadan da cildin istenilen dozu aldığı görülmektedir.

6 MV foton enerjisi ile tedavi edilen hastalarda planlanan hedef hacmin istenilen dozu aldığı tedavi planlama sisteminde ve kullanılan Termolüminesans ve Gafkromik film dozimetrelerde aldığımız sonuçlarda kanıtlanmıştır. Anterior commissure tutulumu olan hastalarda nüks olabilme ihtimaline karşı wedge kullanımı ile birlikte üç alanlı planların, segmentli ve wedge planların beraber kullanımın ya da cildin istenilen dozu alması için bolus kullanımını gerekli kılabilir.

Termolüminesans ve Gafkromik film dozimetrelerle aldığımız sonuçlara göre 4 MV ve Co-60 teleterapi cihazının tedavide kullanılmasının, hastanın tedavisi için daha uygun olduğu ve tedavi sırasında hastanın nüks olabilme ihtimaline karşı doğabilecek her türlü olumsuzlukların önüne geçilmesi için kullanılması önerilir. Sadece 6 MV ve üstü foton enerjisine sahip klinikler için ise T1-2 glottik larenks kanseri hastalarının tedavisi sırasında 6 MV kullanımın hastanın tedavisi için sorun teşkil etmediği anlaşılırsa bolus kullanımı, üç alanlı planların ya da plan üzerinde segment ve wedge kullanımın ortak olduğu plan tasarımları önerilir.

## KAYNAKLAR

Berthelsen Ak, Dobbs J, Kjellén E, Landberg T, Möller Tr, Nilsson P, Specht L, Wambersie A. What's New In Target Volume Definition For Radiologists In Icru Report 71? How Can The Icru Volume Definitions Be Integrated In Clinical Practice?. 2007;7: 104-116.

Compton C, Byrd D, Aguilar J, Kurtzman S, Olawaiye A, Washington M, A Companion To The Seventh Editions Of The Ajcc Cancer Staging Manual and Handbook Çeviren: Ergüney S. Ajj Kanser Evreleme Atlası Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti. İstanbul; 2013, s: 79-90.

Foote RL, Grado GL, Buskirk SJ, Olsen KD, Bonner JA, Earle JD, Kasperbauer JL, McCaffrey TV, Suman VJ. Radiation Therapy For Glottic Cancer Using 6-MV Photons. 1996;77: 381-386.

Gunderson LL, Tepper JE, Bogart JA. Clinical Radiation Oncology. 4th ed. Philadelphia: Elsevier Health Sciences; 2015, p:649-672.

ICRU, Prescribing, Recording And Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report, 50. 1993.

ICRU, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Report, 62. 1999.

Khan FM. The Physics Of Radiation Therapy. 4th ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins Company; 2010, p: 140-490.

Lewis D, Micke A, Yu X, Chan Mf. An Efficient Protocol For Radiochromic Film Dosimetry Combining Calibration And Measurement In A Single Scan. (2012);39: 6339-6350.

Michinori Y, Ikuo J, Mitsuhiro T, Masahiro K, Yoshio H. The Results of Radiotherapy for T1 Glottic Cancers: Influence of Radiation Beam Energy. 1999;53:91-94.



Parsons JT, Greene BD, Speer TW, Kirkpatrick SA, Barhorst DB, Yanckowitz T. Treatment Of Early And Moderately Advanced Vocal Cord Carcinoma With 6-MV X-Rays. 2001; 50: 953-959.

Podgorsak, Be, Radiation Oncology Physics, A Handbook For Teachers And Students, International Atomic Energy Agency Vienna, 2005, p: 77-158.

Sandborg, M. Computed Tomography: Physical Principles And Biohazards. 1995; 81: 1102-1799.

Sombeck MD, Kalbaugh KJ, Mendenhall WM, Parsons JT, Smith SA, Million RR, Palta JR. Radiotherapy For Early Vocal Cord Cancer: A Dosimetric Analysis Of  $^{60}\text{Co}$  Versus 6 MV Photons. 1996;18: 167-173.

Thomsen, K. J. Optically Stimulated Luminescence Techniques In Retrospective Dosimetry Using Single Grains Of Quartz Extracted From Unheated Materials. 1 st ed. Denmark: Roskilde; 2004, p:17-33.

Thwaites D1, Tuohy Jb, Back To The Future: The History And Development Of The Clinical Linear Accelerator. 2006;51: 343-362.

Tong CC, Au KH, Ngan RKC, Cheung FY, Chow SM, Fu YT, Au JSK, Law SCK. Definitive Radiotherapy For Early Stage Glottic Cancer By 6 MV Photons. 2012;4: 1-23.

Topçu V, Bilgisayarli Tomografide İmaj Oluşumu / Gösterimi, Üç Boyutlu (3d) İmaj İşleme Ve Gösterim Teknikleri: Multislice Bt'de Sanal Laringoskopik Uygulamalar. Sağlık Bakanlığı Taksim Eğitim Araştırma Hastanesi Radyodiagnostik Kliniği Uzmanlık Tezi, 2005, İstanbul (Danışman: Rad.Dr.Bülent Öner).

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	<b>Ahmet Satuk</b>	<b>Uyruğu</b>	<b>T.C</b>
<b>Soyadı</b>	<b>KARAGÖZ</b>	<b>Tel no</b>	<b>0506 714 49 00</b>
<b>Doğum tarihi</b>	<b>31/05/1989</b>	<b>e-posta</b>	<b>ahmetsatukkaragoz@gmail.com</b>

### Eğitim Bilgileri

	<b>Mezun olduğu kurum</b>	<b>Mezuniyet yılı</b>
<b>Lise</b>	<b>Seydişehir Mahmut Esat Anadolu Lisesi</b>	<b>2007</b>
<b>Lisans</b>	<b>Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği</b>	<b>2013</b>
<b>Yüksek Lisans</b>	<b>Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Radyoterapi Fiziği Bölümü</b>	<b>2016</b>
<b>Doktora</b>		

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (yıl-yıl)</b>
<b>Medikal fizikçi</b>	<b>Antalya Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi</b>	<b>2.5</b>

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Sınav türü</b>	<b>Puanı</b>
<b>İngilizce</b>	<b>YDS</b>	<b>62.5</b>

**Proje Deneyimi**

<b>Proje Adı</b>	<b>Destekleyen kurum</b>	<b>Süre (Yıl-Yıl)</b>

**Burslar-Ödüller:**

**Yayımlar ve Bildiriler:**