



T.C.

YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÖZEFAGUS CA., SERVİKS CA. VE GLİOBLASTOME  
MULTİFORME (GBM) TANILI HASTALARIN TEDAVİSİNDE  
KULLANILAN VOLÜMETRİK AYARLI ARC TERAPİ  
(VMAT), YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (IMRT) VE 3  
BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ (3BKRT) TEDAVİ  
TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMALI  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Nafiye KAPLAN**

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

ANKARA, 2015



T.C  
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÖZEFAGUS CA., SERVİKS CA. VE GLİOBLASTOME  
MULTİFORME (GBM) TANILI HASTALARIN  
TEDAVİSİNDE KULLANILAN VOLÜMETRİK AYARLI  
ARC TERAPİ (VMAT), YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ (IMRT) VE 3 BOYUTLU KONFORMAL  
RADYOTERAPİ (3BKRT) TEDAVİ TEKNİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMALI DEĞERLENDİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Nafiye KAPLAN**

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

**ANKARA, 2015**

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.  
07.10.2015

Nafiye KAPLAN

## TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu bilgi, birikim ve önerilerinden dolayı danışmanım Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Fiziği Bölüm başkanı Sayın Prof. Dr. Aytünç ATEŞ'e ve Anabilim dalında görevli diğer tüm hocalarıma,

İşe başladığım günden itibaren bilgilerini bana aktaran hep yanımda olan yol gösteren ve eğitimime destek olan Ankara Onkoloji Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü başta Eğitim ve İdari Sorumlusu Prof. Dr. Yıldız YÜKSELEN GÜNEY olmak üzere, Uzm. Dr. Bülent KÜÇÜKPLAKÇI ve Uzm. Dr. Ayşen DİZMAN'a,

Çalışmam boyunca manevi destekleri ile yanımda olan Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi fizik mühendisleri, Taylan YILDIRIM, Ramiser TANRISEVEN, Büşra ÇAKIR, Aslı BOZKURT, İlkay Ordu ALTUNDAĞ ve Behiye AŞKIN ÇEŞMECİ, Mehmet ŞAN'a ve Eğitim Sorumlusu Uzm. Dr. Bektaş KAYA'ya,

Tezimin istatistiksel analizinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Uzm. Dr. Ömer YAZICI'ya,

Çalışmanın her safhasında yakın ilgi, bilgi, birikim ve önerileri ile verdiği desteği hiçbir zaman unutmayacağım Uzm. Dr. Gonca İNAN ALTINIŞIK ve Ebru ATASEVER AKKAŞ'a,

Başarılarımı her zaman destekleyen ve tezimin hazırlanmasında her türlü desteğini esirgemeyen, bilgi birikimi ve tecrübeleri ile beni yönlendiren; bu yolda birlikte yürüdüğüm meslektaşım ve nişanlım Yasin ERGİN'e,

Tüm yaşamım boyunca hep yanımda olan ve attığım her adımda bana güvenen ve destekleyen çok sevgili aileme teşekkürü bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>iii</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>iv</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>v</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. KURAMSAL TEMELLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Radyasyon .....	3
2.2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi.....	4
2.2.1. Fotoelektrik Olay.....	4
2.2.2. Compton saçılması .....	5
2.2.3. Çift oluşum .....	6
2.3. Özefagus kanseri .....	6
2.4. Glioblastome Multiforme (GBM) beyin tümörü.....	8
2.5. Serviks Kanseri .....	10
2.6. Medikal Lineer Hızlandırıcılar .....	11
2.6.1. Enjeksiyon sistemi.....	12
2.6.2. Radyo frekans güç üretim sistemi .....	12
2.6.3. Hızlandırıcı dalga kılavuzu.....	14
2.6.4. Çevresel sistemler.....	14
2.6.5. Demet taşıma sistemi.....	15
2.6.6. Demet şekillendirme sistemleri .....	15
2.7. Radyoterapi Tedavi Teknikleri.....	15
2.7.1. Konvansiyonel Radyoterapi .....	15
2.7.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) .....	16
2.7.3. Doz Volüm Histogramları .....	18
2.7.4. Bilgisayarlı tomografi (BT).....	18
2.7.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) .....	19
2.7.6. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT) .....	19
2.7.7. Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (Intensity Modulated Arc Therapy, VMAT).....	21

<b>3. MATERYAL VE YÖNTEM.....</b>	<b>23</b>
3.1.MATERYAL.....	23
3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	23
3.1.2. Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı.....	24
3.1.3 Varian (Aria11) Eclipse Tedavi Planlama Sistemi.....	25
3.2. YÖNTEM.....	26
3.2.1. 3BKRT, IMRT ve VMAT Planların yapılması.....	26
3.2.2. Planlama ve Optimizasyon.....	30
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>33</b>
4.1. Kritik Organlar İçin Elde Edilen Veriler.....	33
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>49</b>
<b>6. SONUÇ.....</b>	<b>54</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>56</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>60</b>

## ÖZET

### **Özefagus Ca, Serviks Ca ve Glioblastome Multiforme (GBM) Tanılı Hastaların Tedavisinde Kullanılan Volümetrik Ayarlı Arc Terapi (VMAT), Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) ve 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi**

Bu tez çalışmasında özefagus kanseri tanısı konan 20 hastanın; pelvis kanseri tanısı konan 20 hastanın ve beyin yerleşimli tümörü olan Glioblastome Multiforme (GBM) 20 hastanın Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT), Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) ve üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) teknikleri ile planları yapılarak; elde edilen sonuçların kritik organlar açısından farklı tedavi tekniklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Hedef hacim için tanımlanan dozun %100'ü hedef hacmin %95'ini alacak şekilde planlamalar yapılmıştır. Her bir teknik için Bilgisayarlı Tomografi (BT) kesitleri incelenerek hedef hacimde soğuk veya sıcak alanlar oluşmamasına özen gösterilmiş ve elde edilen Doz-Volüm Histogramları (DVH) değerlendirilmiştir. Böylece kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır.

Özefagus Ca. hastalarında yakın kritik organlardan akciğer, kalp, spinal korda bakılmış ve IMRT tekniğinin düşük doz bölgelerinde üstünlüğü diğer kritik organ değerlendirilmesinde VMAT tekniğinin üstün oluşu görülmüştür. Serviks Ca tanılı hastalarda rektum, mesane ve bağırsak dozlarına bakılmış ve burada VMAT tekniğinin anlamlı fark yarattığı görülmüştür. GBM hastalarında ise beyin sapı, optik kiazma, sağ optik sinir ve sol optik sinire bakılmıştır. Burada ise aynı şekilde VMAT tekniğinin avantajlı olduğu görülmekle birlikte IMRT tekniği de 3BKRT tekniğine göre avantajlıdır. Çalışmanın sonucunda tekniklerin birbirine ve farklı bölgelere göre avantaj ve dezavantajları görülmüştür.

**Anahtar kelimeler:** X-ışını, Radyoterapi, IMRT, VMAT, 3BKRT



## **ABSTRACT**

### **Comparative Evaluation of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT), 3D Conformal Radiotherapy (3DCRT) and Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) ,Treatment Techniques Used in Treating of the Patients Diagnosed with Esophageal Ca, Cervic Ca and GBM (Glioblastoma Multiforme)**

In this thesis study, 20 patients were used diagnosed with esophageal cancer; 20 patients were diagnosed with pelvic cancer and brain tumors located in the glioblastoma multiforme (GBM), treatment plans were performed using VMAT, IMRT and 3DRT techniques and the obtained results of critical organs were compared in terms of the different treatment techniques. Plans were made for the target volume according to 100 % of the described dose receives the 95 % of the target volume. CT slices were examined for each technique ensured not to occur cold or hot areas in the target volume and volume histograms ( DVH ) were evaluated. Thus compared receiving doses of critical organs Near critical organs lungs, heart, spinal cord were examined for esophageal patients.

IMRT technique is found better at a low dose regions of the lungs, and VMAT technique is found better for the other critical organs evaluation. Rectal, bladder and bowel dose were examined and were found to be better than the VMAT technique for diagnosed Cervical Ca patients. Also brain stem, optical chiasma, right optical nerve and left optical nerve were examined for GBM patients. Although VMAT technique has advantage for this kind of patients groups, IMRT technique has more advantage than 3DRT technique.

**Keywords:** X-ray, Radiotherapy, IMRT, VMAT, 3DRT

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
3KBRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Intensity Modulated Radiotherapy
GBM	: Glioblastome Multiforme
MU	: Monitör Unit
RF	: Radyo Frekans
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
ICRU	: International Commission on Radiation Units and Measurements
GTV	: Gross Tumor Volume
CTV	: Clinical Target Volume
PTV	: Planning Target Volume
TV	: Tedavi Volümü
IV	: Işınlanan Volüm
OAR	: Organs at Risk
DVH	: Doz Volüm Histogramları
MRG	: Magnetik Rezonans Görüntüleme
VMAT	: Volümetrik Ayarlı Ark Terapi, Intensity Modulated Arc Therapy
CBCT	: Cone Beam Computer Tomography
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
AAA	: Anisotropic Analytical Algorithm
PBC	: Pencil Beam Convolution
EMC	: Electron Monte Carlo
GGPB	: Generalized Gaussian Pencil Beam
MRDC	: Multi-Resolution Dose Calculation
DVO	: Dose Volume Optimizer
PGO	: Plan Geometry Optimization
PRO	: Progressive Resolution Optimizer

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Radyasyon Çeşitleri .....	3
Şekil 2.2. Fotoelektrik Olay .....	4
Şekil 2.3. Compton Saçılması .....	5
Şekil 2.4. Çift Oluşum .....	6
Şekil 2.5. Özefagusun Anatomik Bölgeleri .....	7
Şekil 2.6. GBM Kesit Görünümü .....	9
Şekil 2.7. Lineer Hızlandırıcı Cihazının Blok Şeması .....	11
Şekil 2.8. Magnetron Yapısı .....	13
Şekil 2.9. Klystron Yapısı .....	13
Şekil 2.10. Radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları .....	19
Şekil 2.10. Çok Yapraklı Kolimatör Şekli (Varian Millenium MLC120).....	20
Şekil 3.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı .....	23
Şekil 3.2. Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı .....	24
Şekil 3.3. Özefagus Ca 3BKRT planı .....	27
Şekil 3.4. Özefagus Ca VMAT planı .....	27
Şekil 3.5. Özefagus Ca IMRT planı .....	27
Şekil 3.6. Serviks Ca 3BKRT planı .....	28
Şekil 3.7. Serviks Ca VMAT planı .....	28
Şekil 3.8. Serviks Ca IMRT planı .....	28
Şekil 3.9. GBM 3BKRT planı .....	29
Şekil 3.10. GBM VMAT planı .....	29
Şekil 3.10. GBM IMRT planı .....	29
Şekil 3.11. VMAT Optimizasyon Ekranı .....	32
Şekil 3.12. IMRT Optimizasyon Ekranı .....	32

## TABLÖLAR DİZİNİ

<b>Tablo 4.1.</b> Akciğer için V5 doz yüzdesi .....	34
<b>Tablo 4.2.</b> Akciğer için V10 doz yüzdesi .....	35
<b>Tablo 4.3.</b> Akciğer için V20 doz yüzdesi .....	36
<b>Tablo 4.4.</b> Kalp için ortalama doz .....	37
<b>Tablo 4.5.</b> Spinal Kord için maksimum doz.....	38
<b>Tablo 4.6.</b> Rektum için V40 doz yüzdesi .....	40
<b>Tablo 4.7.</b> Mesane için V45 doz yüzdesi .....	41
<b>Tablo 4.8.</b> Bağırsak için V40 doz yüzdesi.....	42
<b>Tablo 4.9.</b> Bağırsak için V45 doz hacmi .....	43
<b>Tablo 4.10.</b> Beyin sapı için maksimum doz .....	45
<b>Tablo 4.11.</b> Kiazma için maksimum doz.....	46
<b>Tablo 4.12.</b> Sağ optik sinir için maksimum doz.....	47
<b>Tablo 4.13.</b> Sol optik sinir için maksimum doz .....	48

## 1.GİRİŞ

Kanser kontrolsüz hücre çoğalmaları sonucu çevre dokulara infiltrasyon gösteren, lenf ve kan yoluyla uzak metastazlar yapabilen habis tümörlere verilen genel tanımdır.

Hipokrat ve Galien bıraktıkları belgelerde, hiçbir şüpheye yer bırakmayacak şekilde kanser hastalarının ayrıntılı tanımı yapmışlardır. Ancak kanser ile oluşum nedenini araştırmak üzere ilk ciddi çalışmalar 17. yy'da, rahibelerde meme kanserinin diğer kadınlardan daha sık olduğunu gösteren Ramazzini ile başlamıştır. 1775'te Pott baca temizleyicilerinde skrotum kanserine normalden daha fazla karşılaştığını gözlemlemiştir. 20.yy başında bu gibi gözlemler önemli bir birikim katmıştır. Radyoaktif radon gazına maruz kalan madencilerde akciğer (bronş) kanseri, X ışınlarına maruz kalan radyologlarda cilt kanseri, anilin boyaları ile temas sonucu boyacılar da görülen mesane kanserleri, tütün çiğneyenlerdeki ağız kanserleri vb... 1950'li yıllardan itibaren kanser araştırmaları yeni risk faktörlerini ortaya koymaya, deneysel olarak ispatlanması gereken nedenleri ve doğrulanması halinde kanserin önlenmesi için alınacak tedbirleri bulmaya çalışmaktadır (1).

Kanser hastalarının tedavisinde yer alan metodların oranları şöyledir; %50 cerrahi, %27 radyoterapi, %14 cerrahi+radyoterapi, %28 kemoterapi, %56 kemoterapi+diğer metodlar şeklinde olup, kanser tedavisinde radyoterapinin önemli yer tuttuğu görülmektedir.

Radyoterapide temel amaç, tümöre maksimum tedavi dozunu verirken, sağlıklı dokuları ve kritik organları mümkün olan en üst düzeyde korumaktır. Radyasyon Onkolojisinde gelişen teknolojiye bağlı olarak planlama teknikleri de tedavi dozlarının üç boyutlu dağılımını değerlendirme imkanı sağlamıştır. Konvansiyonel radyoterapi yöntemi ile özellikle düzensiz alanlarda sağlıklı dokuları koruyarak sadece tümöre maksimum dozu vermek oldukça zordur. Özellikle modern görüntüleme yöntemleri olan Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Magnetik Rezonans görüntüleme (MR) ile hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesi ve tümörün

normal doku ile ilişkisinin daha net ortaya konulması ile birlikte üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği kullanılmaya başlanmıştır (1, 3).

Son yıllarda üç boyutlu tedavi planlama sistemlerinin geliştirilmesi ile tümörlü dokuya maksimum doz verilirken, radyasyona duyarlı sağlıklı dokuları korumak mümkün olmaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), tedavi alanı içinde dinamik doz değişiklikleri yaparak hedef dokuya maksimum dozu verirken sağlıklı dokuyu en üst düzeyde koruyabilen bir yöntemdir. Volümetrik ayarlı ark terapi (Volumetric Modulated Arc Therapy = VMAT), tedavi esnasında gantry rotasyon hızını, derece başına doz hızını ve lif hareketlerini değiştirerek hacimsel olarak doz değişimleri yapabilen tedavi tekniğidir (4-9). Böylece tümörlü dokuya maksimum doz verilirken sağlıklı dokuları maksimum düzeyde koruma olanağı sağlar.

Bu tez çalışmasında özefagus kanseri tanısı konan 20 hastanın; serviks kanseri tanısı konan 20 hastanın ve beyin yerleşimli tümörü olan Glioblastome Multiforme (GBM) tanılı 20 hastanın VMAT, IMRT ve üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) teknikleri ile planları yapılarak; elde edilen sonuçların kritik organlar açısından farklı tedavi tekniklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Tümör kontrolü hedef hacme verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan hastaya uygulanacak tedavi yönteminin seçimi oldukça önemlidir. Uygulanan tedavi planlaması hastalığın tanısına, hastanın fiziksel ve biyolojik durumuna göre en uygun tedavi planlamasının hangisi olacağına karar verilmesi hayati önem taşımaktadır. Bu çalışma sonucu ile farklı bölgelerde uygulanan farklı tedavi tekniklerinden elde edilen sonuçlar her bir bölge için tedavi planlama tekniği seçiminde önemli sonuçlar oluşturulacaktır.

## 2. KURAMSAL TEMELLER

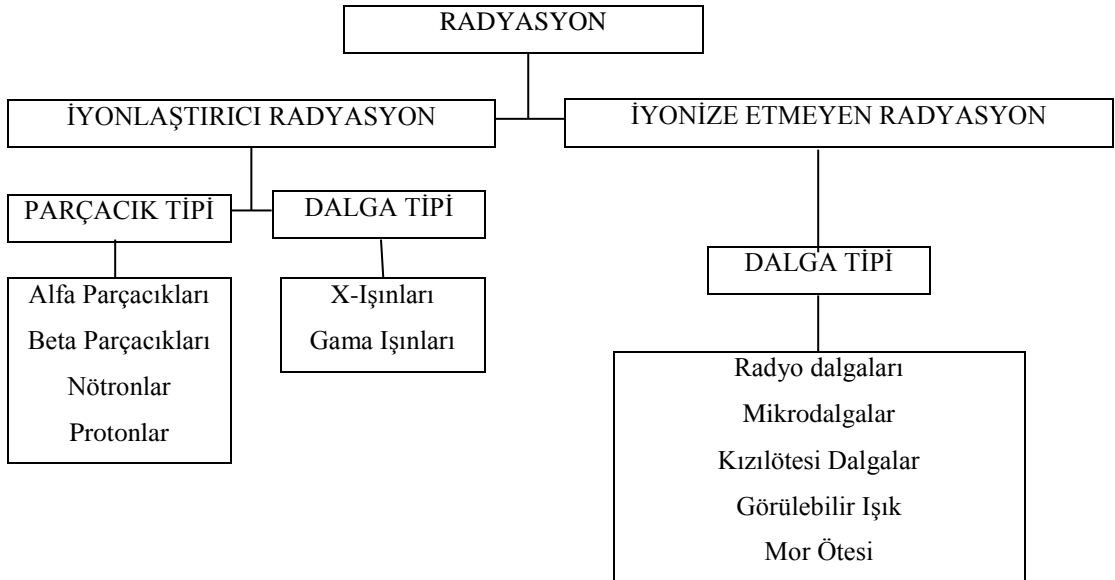
### 2.1. Radyasyon

Radyasyon, maddenin kendiliğinden veya dışarıdan bir etki sonucu elektromagnetik dalga veya yüklü ya da yüksüz parçacık olarak salınım yapmasıdır. Radyasyon olayında alfa, beta, nötron ve elektron demeti gibi parçacıklar ile gama ve x-ışınları gibi foton yapısındaki elektromanyetik dalgalar etkilidir.

Kararsız çekirdek yapısına sahip atomlar kararlı hale geçebilmek için üzerindeki fazla yükü dış ortama aktarmaktadır.

İyonize olmayan radyasyon; etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyarabilir. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ve (çok kısa dalga boyları hariç olmak üzere) morötesi ışık iyonize etmeyen radyasyona örnektir.

İyonlaştırıcı radyasyon; atomdan elektron koparabilen yani atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Bunlar: Alfa, beta, gama, X-ışınları, proton ve nötronlar'dır.



Şekil 2.1. Radyasyon çeşitleri (10).

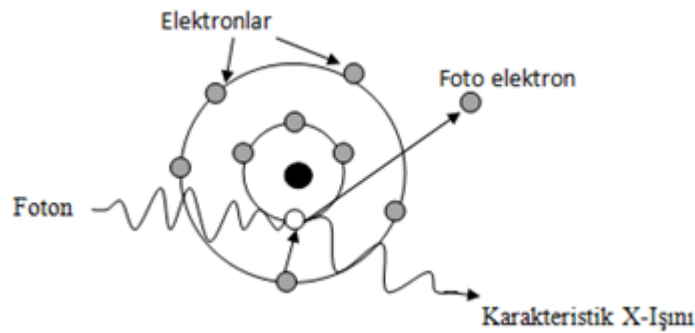
## 2.2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi

Gama ve X ışını gibi bütün elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda benzer davranış gösterdiği için çok küçük enerji paketleri anlamına gelen foton adı verilmiştir. Fotonlar, içinden geçtikleri ortamın (maddenin) atomları ile rastgele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak soğurulabileceği gibi saçılmaya da uğrayabilirler. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşiminde rol oynayan en önemli üç olay; Fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumdur.

### 2.2.1. Fotoelektrik Olay

0,5 Mev'den küçük enerjili fotonlarda sık görülür. Atomun K,L,M,N yörüngelerindeki sıkı bağlı elektronları ile etkileşir. Gelen düşük enerjili foton etkileştiği sıkı bağlı elektronlardan birine enerjisinin tümünü vererek kaybolur, etkileştiği elektron atomdan fotoelektron olarak fırlar. Fotoelektronlar diğer atomların yörünge elektronlarını koparacak kadar enerjiye sahip olduklarından bütün enerjilerini kaybedinceye kadar ikincil iyon çiftleri oluşturarak yollarına devam eder. Fotoelektronun enerjisi, gelen gama ışınının enerjisi ile elektronun yörüngeye bağlanma enerjisinin farkına eşittir (11).

$$E_{Kinetik} = h\nu - E_{Bağlanma} \quad (2.1)$$



Şekil 2.2. Fotoelektrik olay (11).

Burada  $h$  Planck sabitidir ve  $\nu$  frekansı ifade etmektedir.  $h\nu$  fotonun enerjisi olmak üzere gelen fotonun soğurulabilmesi için  $h\nu > E_{Bağlanma}$  olması gerekir.



Fotoelektrik olay sonunda Şekil 2.2’de görüldüğü gibi yörüngede bir elektron boşluğu oluşur. Bu boşluk diğer yörüngedeki elektronlar tarafından doldurulur ve enerjisi iki yörünge arasındaki enerji farkına eşit olan karakteristik X-ışını salınır. Bu olaya fotoelektrik olay adı verilir (11).

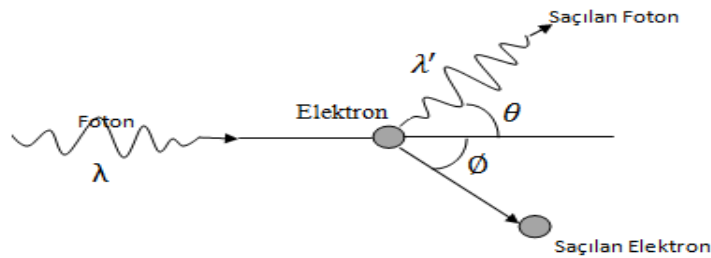
### 2.2.2. Compton Saçılması

Atoma zayıf bağlı bir dış yörünge elektronu, enerjisi kendisine göre daha büyük olan bir fotonla çarpışması sonucunda meydana gelen olaya Compton Saçılması denir. Gelen fotonun enerjisi çarptığı elektronun bağlanma enerjisinden oldukça büyüktür. Gelen foton enerjisinin bir kısmını çarptığı elektronu yörüngesinden fırlatmak için harcar. Geri kalan enerjisi, geliş doğrultusu ile bir  $\theta$  açısı yaparak (geliş doğrultusu değişmiş olarak) yoluna devam etmesini sağlar. Burada saçılan foton ile fırlayan elektronun enerjileri toplamı gelen fotonun enerjisine eşittir.

Foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ona kinetik enerji kazandırarak fırlatmaya harcar geri kalan enerji ile de başka yönde yoluna devam eder.  $\lambda$  gelen fotonun dalga boyu,  $\lambda'$  saçılan fotonun dalga boyu,  $c$  ışık hızı ve  $h$  Planck sabiti olmak üzere gelen fotonun dalga boyu ile saçılan fotonun dalga boyu arasındaki fark (11, 13);

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta) \quad (2.2)$$

Yüksek enerjili fotonlar enerjileri belirli bir seviyeye düşene kadar Compton saçılımına uğrarlar ancak fotonlar sadece Compton saçılması ile tamamen soğurulmadığından daha sonra fotoelektrik olayla soğurulurlar,



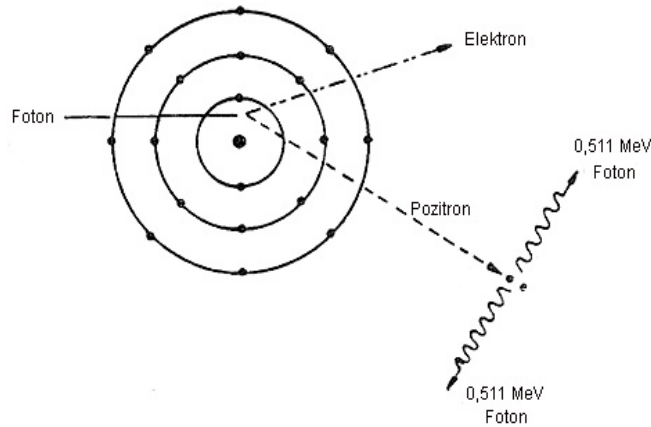
Şekil 2.3. Compton saçılması (11).

### 2.2.3. Çift Oluşum

Yüksek foton enerjilerinde meydana gelen bu etkileşimde atomun çekirdeğinin yük alanının etkisiyle bir foton, artı ve eksi yüklü iki elektrona dönüşür. Bu olay genellikle bir fotonun, atom çekirdeğinin yakınından geçerken meydana gelirken, bazen de foton bir elektronun yakınından geçerken de meydana gelebilir. Çift oluşum olayında foton, enerjisinin tamamını aktararak yok olur (11).

Elektronun durgun kütlesi 0,511 MeV olduğundan bu olayın gerçekleşebilmesi için gelen fotonun enerjisinin iki elektronun durgun kütle enerjilerinin toplamı olan 1,022 MeV 'den daha büyük olması gerekir. Yani;

$$h\nu \geq 2m_0c^2 \quad (2.3)$$



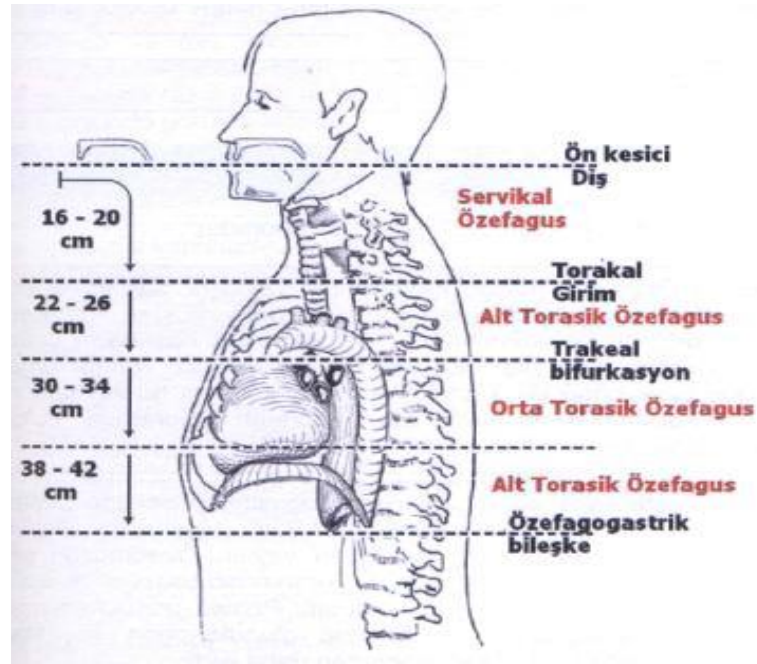
Şekil 2.4. Çift oluşum (11).

Foton enerjisinin 1.022 MeV'lik kısmını elektron ve pozitron kütleleri için kullanılırken kalan kısmını da parçacıklara kinetik enerji olarak aktarır.

### 2.3. Özefagus Kanseri

Özefagus kanserleri, gastrointestinal sistem kanserleri arasında 4.sıradadır ve tüm kanserlerin %5'ini oluşturur. Erkeklerde ve siyah ırkta daha fazla görülür. Ortalama görülme yaşı erkekte 62, kadında 70 yaşır. Kronik alkolizm ve sigara kullanımı en önemli risk faktörleridir. Her iki risk faktörüne de sahip kişilerde risk katlanarak artar. Baş-boyun tümörleri gibi sekonder lokalizasyon görülme riski

fazladır. En çok mediasten ve çölyak ganglion metastazına rastlanır. Lokal kontrolün sağlanamaması bunun yanında ganglion ve karaciğer metastazlarının sık olması nedeniyle prognoz oldukça kötüdür. Cerrahi tedavi yöntemi olmakla birlikte ancak 5 hastadan birine uygulanabilmektedir. Cerrahi uygulanamayan hastalarda kemoradyoterapi uygulanır. Özefagus altıncı servikal vertebra seviyesinde hipofarinksten başlayıp 11. torakal vertebra seviyesinde mideye kadar uzanan musküler tüp şeklinde bir organdır. Özefagus uzunluğu yaşa, tipe, cinse göre değişmekle birlikte erişkinlerde 22-28 cm'dir. Bu oran erkeklerde ortalama 25 cm, kadınlarda 23 cm olarak kabul edilir. Anatomik olarak servikal, torasik ve abdominal olmak üzere üç segmente ayrılır. Şekil 2.5'de görüldüğü gibi servikal özefagus, krikofaringeus seviyesinden başlayıp T1 vertebra seviyesine kadar uzanır. Torasik özefagus T1vertebra seviyesinden özefagus hiatusuna kadar devam eder. Abdominal özefagus hiatusundan başlayıp özefagogastrik bileşkede sonlanır (14).



Şekil 2.5. Özefagusun anatomik bölgeleri.

Özefagus kanserinde disfaji, yutkunma esnasında takılma veya tıkanma hissi en önemli bulgu olmakla birlikte, bu semptom geç ortaya çıkmaktadır. Önce katı gıdalarda görülen bu semptom, daha sonra yumuşak ve sıvı gıdalara karşı da gelişir ve önemli beslenme bozukluklarına yol açar. Daha nadir olarak kanama, ses kısıklığı

ve ağrı görülebilir. Kilo kaybı önemlidir. 1-2 ay gibi kısa bir sürede vücut ağırlığının % 10'undan fazla kilo kaybı kötü prognoza işaret eder.

Özefagus kanseri multidisipliner olarak ele alınması gereken kompleks bir hastalıktır. Cerrahi tedavi sonrasında görülen genel sağkalım oranlarının düşük olması ek tedavi yöntemlerinin gerekliliğini göstermiştir (Rindani R et al., Aust N. Z. J. Surg 1999; Hulscher J. B. et al., Ann Thorac Surg 2001). Preoperatif kemoradyoterapinin yalnızca cerrahi tedaviye üstünlüğü gösterilmiştir. (CROSS çalışması, van Hagen P. et al., NEJM 2012). Cerrahi tedavi uygulanamayacak olan vakalarda küratif kemoradyoterapi uygulanmaktadır. Radyoterapi dozları küratif vakalarda doz 41,4-50,4 Gy iken küratif radyoterapi dozları 50,4-59,4 Gy arasında değişmektedir (CROSS çalışması, van Hagen P et al., NEJM 2012, INT 0123 çalışması, Minsky BD et al., J. C. O. 2002).

#### **2.4. Glioblastome Multiforme (GBM) Beyin Tümörü**

Gliom, beynin nöronlara destek olan dokularından kaynak alan bir beyin tümürüdür. Gliomlar, primer beyin tümörlerinin % 40'ını oluşturmaktadır. Gliom tümör türlerinden biri olan GBM, düşük sağ kalımla birlikte yüksek Grad'lı gliomlar içerisinde en az diferansiye ve en kötü prognozu olanıdır (Şekil 2.6). DSÖ (Dünya Sağlık Örgütü)'nün yapmış olduğu sınıflandırmaya göre tüm gliomların % 75 ini oluştururlar. Erişkinlerde (45-70 yaş) en yaygın görülen primer beyin tümörleridir. İnvazyon özelliği yüksektir. Erkeklerde daha sık görülür (E/K oranı 1,6 dır). Sıklıkla frontal lob yerleşimlidir. Nispeten yuvarlak şekillidir. Metastaz olasılığı % 12 den azdır. Lenfatik metastaz yapmazlar. Hematolojik metastaz nadiren rastlanır (Fiveash 2007). Tanı sonrası, ortalama sağkalım bir yıldan azdır. En uygun tedavi koşullarında bu süre iki yıla kadar uzayabilir (Buckner 2003).



**Şekil 2.6.** GBM Kesit Görünümü.

Yerleşim yeri ve büyüklüğüne göre değişik belirtiler verirler. Bunlar; kafa içi basınç sendromu artışına bağlı bulantı, kusma, baş ağrısı, epilepsi nöbeti, konuşma bozukluğu, yarı felç, görme diskinin şişmesi, bulanık görme olabilmektedir (Feighaum 1999). Hastalığın prognozu; hasta yaşı ve cinsiyeti, tümör histolojisi, tümör lokalizasyonu ve büyüklüğü, karnofsky derecesi, semptomların ortaya çıkma zamanı, cerrahi rezeksiyon genişliği, ameliyat sonrası rezidüel tümör hacmi, verilen radyasyon dozu, kemoterapi kullanımına bağlıdır (Gehan 1977).

Hastaların standart tedavisi mümkün olan en geniş cerrahi rezeksiyon sonrasında uygulanan temozolamid ile eş zamanlı radyoterapi ve sonrasında uygulanan adjuvan temozolamid tedavisidir (Stupp et al., NEJM 2005) Cerrahi sonrası uygulanan tedavinin amacı lokal nüks olasılığını azaltmak ve tümör kontrolünü artırmaktır.

Kemoterapi ve radyoterapi tekniklerindeki son gelişmeler GBM hastalarındaki sağ kalım süresini artırmıştır. Fakat bu hastalarda özellikle kemoterapinin etkisinden dolayı doku nekrozu, zihinsel hasar ve geç radyasyon hasarı (toxicity) riski de artmıştır. Bu nedenle en az radyasyon hasarı ile optimum tümör kontrolü sağlayan klinik radyoterapi teknikleri önem kazanmıştır (Mac Donald 2007).

Tedavilerinde genel olarak günlük 1,8 Gy veya 2 Gy'den toplam 60 Gy'lik doz yeterli olmaktadır. Bununla birlikte farklı grupların farklı hedef hacim

tanımlamaları bulunmakta boost tedavisi uygulanması klinikler arasında farklılıklar göstermektedir ( Chang et al., IJROBP 2007, Stupp et al., NEJM 2005). Radyoterapi dozunun 60 Gy üzerine çıkarılmasının yüksek gradlı tümörlerde faydası gösterilememiştir (RTOG çalışması Chang CH, Cancer 1983). Tedavinin tamamlanmasından sonraki ilk yıl içerisinde düzenli olarak her 3 ayda bir BT veya MRG ile kontrol yapılması önerilmektedir (RTOG 0825).

## **2.5. Serviks Kanseri**

ABD’de kadınlarda görülen tüm kanserlerin %6’sını oluşturan serviks kanseri, görülme sıklığına göre 6. sırada yer almaktadır. Kadınlarda kansere bağlı ölümlerin %1.6’sı, jinekolojik malignitelere bağlı ölümlerin ise %15’i serviks kanserine bağlıdır. Servikal kanser dünyada en sık görülen jinekolojik malignensi ve kadınlarda en sık 3. Kanserdir (Perezand Brady’s Principles and Practice Radiation Oncology s:1355, 2013). Gelişmiş ülkelerde serviks kanseri jinekolojik kanserler içinde 2.-3. Sıklıkla görülürken, gelişmekte olan ülkelerde hala en sık görülen jinekolojik kanser olarak karşımıza çıkmaktadır (14, 15).

Gelişiminde rol oynayan HPV (Human Papilloma Virus) ve özellikle HPV 16 ve HPV18 tipleridir. Serviks kanserinde tedavi seçimi tümör boyutu, evre, histoloji, lenf bezi metastazı varlığı, cerrahi ve radyoterapinin risk faktörleri, hasta özellikleri gibi pek çok faktöre bağlı olarak değişmektedir. Genel olarak erken evre olgulara cerrahi uygulaması ön plandayken, ileri evre olgular için standart yaklaşım radyokemoterapidir.

Radyoterapinin etkinliği tümör dozunun artırılması ile artmakta, ancak bu tümörü çevreleyen normal dokularda önemli fonksiyon bozukları ile karakterize geç yan etkilere neden olmaktadır. Başarı oranının artırılması eksternal radyoterapiye eklenen brakiterapi ile sağlanırken, radyoterapi ile eş zamanlı kemoterapi uygulamaları sinerjistik etki ile tümörün radyasyona cevabını arttırmakta ve genel sağkalım oranlarını yükselmektedir (RTOG 90-01 çalışması, Eifel P et al. JCO 2004).

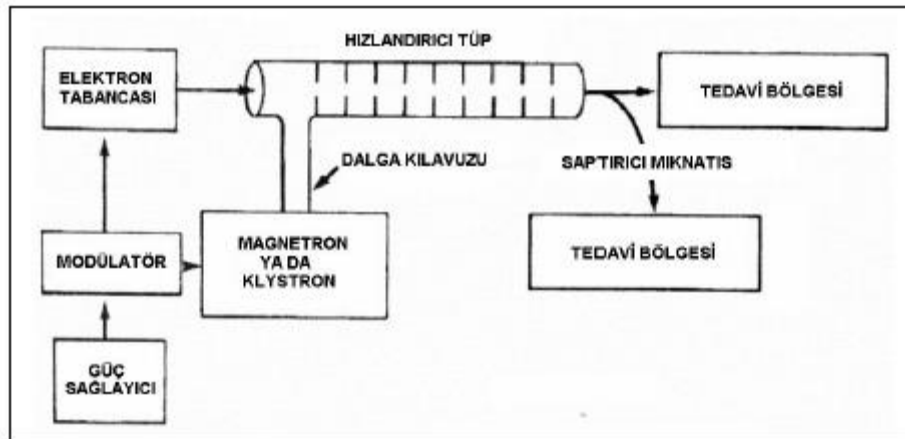
## 2.6. Medikal Linear Hızlandırıcılar

Linear hızlandırıcılar; yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar yardımıyla elektron gibi yüklü parçaları, ışık hızına yakın bir değere kadar hızlandırır. Hızlandırılan yüksek enerjili elektron, yüzeysel tümör tedavilerinde kullanılabilir. Aynı zamanda tungstenden yapılmış bir hedefe çarptırılarak X-ışını da elde edilebilir. Elde edilen X-ışını ise, daha derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılır (3).

Klinik kullanımda pek çok linear hızlandırıcı çeşidi vardır. Bazıları sadece 4 MV ya da 6 MV gibi düşük enerjili X-ışını, bazıları ise hem X-ışını hem de farklı enerjilerde elektronlar üretir. Tipik modern yüksek enerjili linear hızlandırıcılar ise iki foton enerjisi (6 MV ve 18 MV) ve farklı elektron enerjileri üretir (6, 9, 12, 16, 22 Mev) (3, 17, 18).

Şekil 2.7’de blok şeması verilen linear hızlandırıcılar 6 ana bölümden oluşur.

- ✓ Enjeksiyon sistemi
- ✓ Radyo frekans güç üretim sistemi
- ✓ Hızlandırıcı dalga kılavuzu
- ✓ Çevresel sistemler
- ✓ Demet taşıma sistemi
- ✓ Demet şekillendirme sistemi



Şekil 2.7. Linear hızlandırıcı cihazının blok şeması (3)

### **2.6.1. Enjeksiyon sistemi**

Elektrostatik hızlandırıcı olan bu kısım elektron tabancası olarak adlandırılmaktadır. Elektronların hızlandırma sürecinin başladığı bölümdür. Elektron tabancasının katodu baryum aluminat ya da toryum gibi termoiyonik materyallerden oluşur. Katot negatif elektrik yüküne sahip yüzeydir. Linaklarda elektronların yayılımı, elektron tabancasının katotunun ısıtılması ile meydana gelir. Medikal lineer hızlandırıcıların elektron tabancaları iki tiptir. Diyod tipi ve triod tipi. Her iki elektron tabancası da ısıtılmış filaman katot ve topraklanmış anot vasıtasıyla elektronları üretir. Isıtılan katottan termoiyonik biçimde çıkan elektronlar kalem demet olarak odaklandırılır (19, 20).

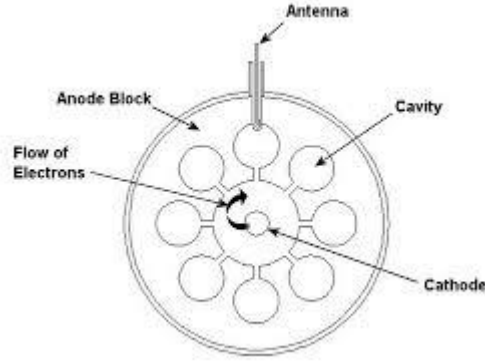
### **2.6.2. Radyo frekans güç üretim sistemi**

Mikrodalgalar, dalga kılavuzunda elektronları istenilen kinetik enerjiye çıkarmak için hızlandırıcı olarak kullanılırlar. RF sistemi bu mikrodalgaları üretmekle sorumludur. RF güç üretim sistemi iki ana kısımdan oluşmaktadır. RF güç kaynağı ve puls modülatör. RF güç kaynağı ya magnetron ya da klystron olabilir. İki cihazda termoiyonik olarak üretilen elektronları hızlandırmak ve yavaşlatmak için kullanılır. Fakat tasarımları farklıdır. Yüksek enerjili X-ışını üretiminde klystron kullanılırken düşük enerjilerde magnetron kullanılmaktadır. Fakat magnetronun yüksek enerjili X-ışını üretmek için kullanılabileceği gibi klystron da düşük enerjili X-ışını üretiminde kullanılabilir (3, 19, 20).

Magnetronlar mikro dalga üreten cihazlardır. Yüksek güçlü osilatörler gibi çalışırlar, birkaç mikro saniye aralıklarla mikro dalga atımları üretirler ve bu atımlar saniyede yüzlerce kez tekrarlanır. Her bir atımdaki mikro dalgaların frekansları yaklaşık 3000 MHz'dir. Magnetron silindirik bir yapıdadır, merkezi bir katoda ve rezonans boşlukları olan bakır bir anota sahiptir. Anot ve katot arası boşluk vakumludur. Katot bir iç filament tarafından ısıtılır ve elektronlar termoiyonik yayılım ile üretilir. Boşlukların ara kesitine dik biçimde statik manyetik alan uygulanırken, anot ve katot arasına puls halinde elektrik alan uygulanır. Katottan ayrılan elektronlar puls halindeki elektrik alan etkisi ile anota doğru hızlandırılırlar. Eş zamanlı olarak manyetik alanın da etkisi altında olan elektronlar, rezonans

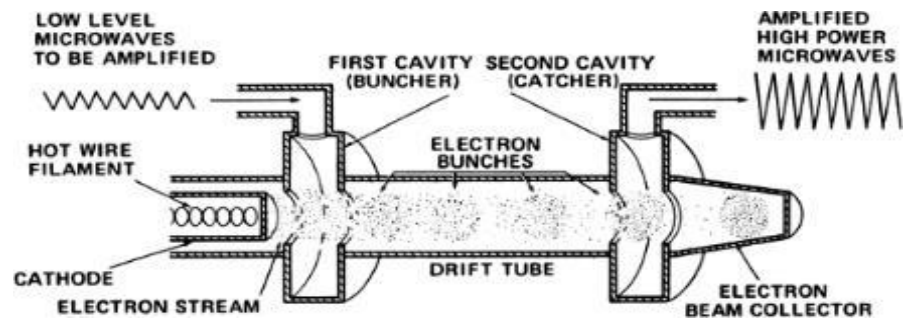


boşluklara doğru karmaşık spiraller biçiminde hareket ederlerken mikro dalga formunda enerji yayımlarlar. Üretilen bu mikro dalga atımları, dalga kılavuzu yardımı ile hızlandırıcıya aktarılır.



Şekil 2.8. Magnetron yapısı (3).

Klystron bir mikro dalga üretici değil, genlik güçlendiricidir (Şekil 2-5). Düşük güçlü bir mikro dalga osilatörü tarafından beslenmesi gerekir. Katotta üretilen elektronlar, zayıf mikro dalgalar ile beslenen, demetleyici boşluğu olarak adlandırılan, ilk boşluk içerisinde voltajın negatif atımı ile hızlandırılırlar. Mikro dalgalar boşluk boyunca alternatif bir elektrik alan meydana getirirler. Elektronların hızları, hız modülasyonu olarak bilinen bir işlem ile, oluşturulan alternatif elektrik alan kullanılarak çeşitli seviyelere ayarlanır. Elektronların bazıları hızlandırılırken, bazıları yavaşlatılır, bazıları ise etkilenmemektedir. Bu işlem, elektronların hızlarının ayarlanıp demetler halinde sürüklenme tüplerine geçişleri ile sonuçlanır. Klystronlar yapısal olarak magnetronlardan daha büyük ve ağırdırlar. Bu nedenle magnetronlar gantry'e monte edilebilirler, klystronlar ise genellikle gantry standının arkasına monte edilirler (3).



Şekil 2.9. Klystron yapısı (3).

Özetlenecek olursa, bir güç kaynağı içerisinde atım oluşum ağı ve anahtarlama tüpü (hidrojen tayatron) bulunan modülatöre elektriksel güç (doğru akım) sağlar. Modülatördeki yüksek voltaj atımlar birkaç mikro saniyelik yassı başlı doğru akım atımlarıdır. Bu atımlar eş zamanlı olarak magnetron ya da klystron'a ve elektron tabancasına iletilir. Magnetron ya da klystronda oluşturulan atımlı mikro dalgalar dalga kılavuz sistemi ile hızlandırıcı tüpe enjekte edilir. Uygun bir anda elektron tabancasından çıkan elektronlar da hızlandırıcı tüpe iletilirler. Elektronlar hızlandırıcı tüpe yaklaşık 50 keV'lik bir enerji ile girerler ve mikro dalgaların elektromanyetik alanları ile etkileşirler. Bu elektronlar mikro dalgaların tepelerine binmek suretiyle hızlandırılırlar. Elektronlar hızlandırıcı tüpten çıkışta yaklaşık 3 mm çapındadırlar. Düşük enerjili linaklarda (6 MV'ye kadar) oluşan yüksek hızlı elektronlar doğrudan hedef materyale çaptırılarak X-ışını üretilir. Yüksek enerjili linaklarda hızlandırıcı tüpü düşük enerjililere daha uzundur ve hızlandırılan elektronlar 2700 kez döndürülerek hedefe çaptırılır (3).

### **2.6.3. Hızlandırıcı dalga kılavuzu**

Dalga kılavuzları, vakumlu veya içi hava dolu, dikdörtgen veya dairesel kesit alanına sahip mikrodalgaların geçişine izin veren metalik yapılarıdır. En basit hızlandırıcı dalga kılavuzu içinde bitişik disklerden oluşmuş ortasında iris biçiminde boşluklar barındıran tüp sistemidir. Bu yapı içinde elektrik alanları homojen biçimde elektronların yavaşlatılması veya hızlandırılması görevini yapar (19).

### **2.6.4. Çevresel sistemler**

Lineer hızlandırıcı çevresel sistemleri, elektron hızlandırmada doğrudan etkisi olmayan, fakat lineer hızlandırıcının çalışabilmesi için hayati öneme sahip döngülerdir. Lineer hızlandırıcı çevresel sistemleri dört ana döngü olarak düşünülebilir (19).

- ❖ Vakum pompa sistemi, RF güç sisteminde ve hızlandırıcı kılavuzunda basıncı  $10^{-6}$  Tor değerine kadar düşürür.
- ❖ Su soğutma sistemi, hızlandırıcı kılavuzunu, hedefi, devreleri soğutmaktadır.

- ❖ Opsiyonel hava basınç sistemi, hedefin ve diğer demet şekillendirme kısımlarının basınçlı hava ile hareketini sağlamaktadır.
- ❖ Zırhlama, radyasyon sızıntısını engellemek için kullanılmaktadır.

### **2.6.5. Demet taşıma sistemi**

Düşük X-ışını üreten ortavoltaj lineer hızlandırıcılarda elektron demetini yönlendirecek ve bükecek sisteme gerek duyulmazken, yüksek enerjili hızlandırıcılarda, elektron demetinin hedefe çarptırılması için bükülmesi gerekmektedir.  $90^\circ$  ve  $270^\circ$  bükülmeyi sağlamak için bu sistemler kullanılmaktadır (19, 20).

### **2.6.6. Demet şekillendirme sistemleri**

Elektronların hedefe çarptırılması ile üretilen X-ışınları düzleştirici filtre ile homojen bir yapıya dönüştürülür. Sabit olan birincil kolimatörlerden geçerek ilerleyen X-ışınları, daha sonra referans iyon odalarından geçerek doz değerlerinin istenilen seviyede olup olmadığı tespit edilir. Kama filtre, taşıyıcı blok sistemi ve hareketli kolimatör yapılarıyla demet şekillendirilerek hedef bölgeye yönlendirilir.

## **2.7. Radyoterapi Tedavi Teknikleri**

### **2.7.1. Konvansiyonel Radyoterapi**

Konvansiyonel radyoterapi, 1960'lı yıllarda simülatör veya floroskopi cihazlarından elde edilen iki boyutlu görüntü ile tedavi alanı hasta cildine işaretlenerek yapılan radyoterapi tekniğidir. Bu teknikte 2 - 4 gantry açısında tedavi alanları belirlenir. Cihazın ışınlama süresi veya Monitör Unit (MU) değeri elle hesaplanır. Çoğunlukla alanlar dikdörtgen ve kare şeklinde iken zamanla standart bloklar ve daha sonra hastaya özel oluşturulan bloklar ile alan şekillendirilmiştir. Ancak buna rağmen sağlıklı dokular yeterince korunamamakta ve hedef hacim istenen doz dağılımını sağlayamamaktadır.

İlerleyen teknolojiadaki gelişmeler, görüntüleme teknolojilerindeki yenilikleri de beraberinde getirmiştir. Bu değişimler ile birlikte radyoterapi tedavileri, elle hesaplama gerektiren ve iki boyutlu X-ışınları görüntüleri kullanılan konvansiyonel tedavilerden, üç boyutlu X-ışınları görüntülerinin ve karmaşık bilgisayar algoritmalarının kullanıldığı daha kompleks tedavilere dönüşmüştür (21). Böylece hedef hacim ve kritik organların üç boyutlu görüntülenmesi sağlanmıştır. Bu sayede kritik organların hacimsel olarak aldığı doz dağılımı doz volüm histogramları aracılığı ile değerlendirilmesi sağlanmıştır.

### **2.7.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)**

Bilgisayarlı Tomografi cihazlarının keşfiyle 1980'li yıllarda konformal tedavi başlamıştır. BT görüntülerinin bilgisayar ortamında birleştirilmesiyle elde edilen üç boyutlu görüntü üzerinde Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) aracılığıyla üç boyutlu doz dağılımı elde edilir. Linak cihazının kurulum aşamasında TPS'ne linak cihazından alınan ölçümler yüklenir ve bir doz hesaplama algoritması aracılığıyla modelleme yapılır.

Konvansiyonel radyoterapiye göre en önemli avantajı üç boyutlu görüntünün üzerinde doz dağılımını görüp değerlendirebilmesidir. Bu sayede kritik organların alacağı doz daha doğru tahmin edilebilir (3).

3BKRT tekniğinde hasta ilk olarak BT taramasına alınır. BT tümörün ve hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesini sağlanmaktadır. Böylece radyasyon onkoloğuna hedef hacimleri ve kritik organları her bir kesit üzerinde çizilme olanağı sağlar. Hedeflerin ve ilgili kritik organların bilgisayar ortamında çizilmesi işlemi "konturlama" olarak adlandırılır. Bu hacimler, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU Report 50, 62) tarafından aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (17, 18, 20);

- Tanımlanabilir Tümör Volümü (Gross Tumor Volume, GTV)
- Klinik Hedef Volümü (Clinical Target Volume, CTV)
- Planlanan Hedef Volüm (Planning Target Volume, PTV)
- Tedavi Volümü (Treated Volume)
- Işınlanan Volüm (Irradiated Volume)

➤ Riskli Organ (Organs at Risk, OAR)

**Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV):** Tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve kötü huylu (malign) büyümenin gerçekleştiği bölgedir. Genişliği ve miktarı bilgisayarlı tomografi, nükleer manyetik rezonans görüntüleme, radyografi gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığıyla belirlenmektedir (ICRU report 50, ICRU report 62 1999).

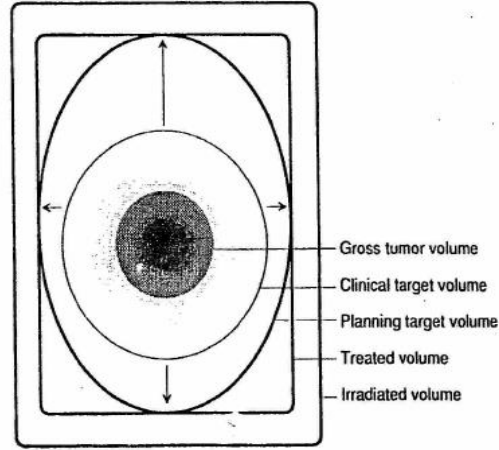
**Klinik hedef hacim (CTV):** tanımlanabilir tümör hacmi ve/veya yok edilmesi gereken malign hastalığı içeren doku hacmidir. Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi zorunludur (ICRU report 50, ICRU report 62 1999).

**Planlanan hedef hacim (PTV):** Tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılmaktadır (ICRU report 50, ICRU report 62 1999).

**Tedavi hacmi (TV):** Tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkolojisi ekibinin kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirdiği miktarda doz alan doku hacmidir (ICRU report 50, ICRU report 62 1999).

**Işınlanan hacim (IV),** normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doz hacmidir (ICRU report 50, ICRU report 62 1999).

**Riskli organ (kritik normal yapı) (RO):** Radyasyon duyarlılığı tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (göz, omurilik vs.)' dir (ICRU report 50, ICRU report 62 1999).



**Şekil 2.10.** Radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları.

### 2.7.3. Doz Volüm Histogramları

Doz Volüm Histogramları (DVH), hedef hacmin ve sağlıklı dokuların almış olduğu dozların gösterildiği grafiklerdir. Doz Volüm histogramları, üç boyutlu tedavi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin elde edilmesini sağlarlar. Üç- boyutlu doz dağılımındaki tüm bilgilerin özeti niteliğindedir. Basitçe, tanımlanan hacimlerde doz değerlerinin dağılım frekanslarını temsil eder. Verilen planın değerlendirilmesi ya da denenen planların karşılaştırılması için önemli bir araçtır.

### 2.7.4. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografide, X-ışını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ışın veren x- ışını tüpü ile hastanın karşısındaki radyasyon dedektörü beraber hareket ederek tarama yapmaktadır. Dedektörden gelen veriler bir analog dijital çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür. Bu bilgiler görüntü bilgilerinde işlenerek BT görüntüleri oluşturulur. Sonuçta dokuların ard arda kesitsel görüntüleri oluşturulur.

BT'de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Görüntülerdeki düzeltmeler ve matematiksel işlemler, bilgisayar tarafından yapılmaktadır. X-ışını tüpünden çıkan ışınlar hasta içerisinde belli bir azalığa uğradıktan sonra dedektöre ulaşır. Soğurulmanın miktarı görüntü ile ilgili bilginin kaynağıdır. Soğurma

katsayılarına bağı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasındadır. Hounsfield birimi de denilen BT numarası;

$$H = \frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000 \quad (2.5)$$

olarak hesaplanmaktadır. Buradaki  $\mu$  lineer soğurma katsayısıdır. Hounsfield numarası suyun soğurma katsayısındaki % 0,1'lik değişimi vermektedir. BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmektedir. BT numarası değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (Bor 2003).

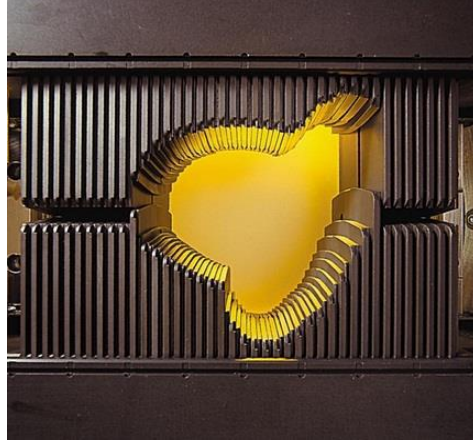
### **2.7.5. Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRG)**

MR, BT gibi çeşitli düzlemlerde anatomik görüntü sağlar. MR görüntüleme transvers, sagittal, koronal ve eğik düzlemlerde tarama yapabilir. Radyoterapi için hedef çizimi ve tanısal yorumlamanın en iyi görüntülerle yapılmasına olanak sağlar. BT'ye göre diğer üstünlükleri iyonlaştırıcı radyasyon kullanılmaması, yüksek kontrast ve daha iyi yumşak doku görüntüleri elde edilmesidir. BT'ye göre eksi yönleri ise düşük ayırma gücü, kemik veya kalsifikasyonları görüntülemeadaki güçlük tarama süresinin uzunluğu ve bu sebeple görüntü bozukluklarının oluşması, metal objelerin manyetik etkileşimidir (Khan 2003).

### **2.7.6. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT)**

Yoğunluğu değiştirilmiş doz dağılımlarının elde edilebilmesi 1960'larda mümkün olmaya başlamıştır. 3BKRT'nin geliştirilmiş bir formu olan IMRT'de ana demet, hedef bölgede farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük demetçiklere veya segmentlere bölünür. Bunun sağlanabilmesi için lineer hızlandırıcıların gantrisine takılan bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör (ÇYK)'ler ve TPS algoritmaları kullanılmaktadır. ÇYK'ler radyasyonun ilerleme yönüne dik olarak yerleştirilmiş tungsten alaşım yapraklardan oluşmaktadır (Şekil 2.8). Yaprakların sayısı üretici firmalara göre farklılık gösterir. Günümüzde en sık kullanılan cihazlardaki yaprak sayıları 80 (40 çift), 120 (60 çift) ve 160 (80 çift)

olarak üretilmektedir. Sadece bir koordinat doğrultusunda hareket eden ve merkezi eksenini geçebilen yaprakların genişlikleri 5-10 mm. arasında değişmektedir.



**şekil 2.10.** ok Yapraklı Kolimatör şekli (Varian Millenium MLC120).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, konformal radyoterapinin en gelişmiş halidir. Tümör kontrol olasılığını yükseltme ve tedaviye bağlı oluşabilecek hasarları azaltma (normal doku komplikasyon olasılığını düşürme) stnlklerine sahiptir. IMRT tekniğinde, yoğunlukları ayarlanmış demetler kullanılarak, hedef hacimde istenilen doz dağılımını elde edilirken, tümör vresindeki kritik organların dozlarının tanımlanan referans değerler içinde olması sağlanır. Mümkün olan en iyi çözüme ulaşmak için gerekli ışın parametrelerini tanımlayan bir optimizasyon algoritması kullanılması ters planlama yönteminin temelidir. Doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak elde edilir. Bu yoğunluklar, YK'ler tarafından oluşturulan segmentlerle tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir (22).

Planlama sisteminde oluşturulan yoğunlukları ayarlanmış ışın huzmeleri medikal lineer hızlandırıcılar kullanılarak iki farklı teknikte uygulanabilir. Işınlamanın, hedef hacim üzerindeki YK hareketi sonlanınca başladığı ve tedavi alanlarının birçok segmentten oluştuğu tekniğe Step and Shoot IMRT ya da segment tabanlı IMRT denir.

**Step-and-shoot tekniği:** oklu segment tekniği olarak da bilinen bu teknik, pek çok küçük, homojen ve farklı yoğunluktaki, YK'ler ile şekillendirilmiş alan



segmentlerinden oluşur. Bu teknikte sadece ÇYK'ler pozisyonlarına ulaşır, gantry açısı gibi diğer parametreler planlanan sabit değerlerine geldiğinde ışınlama yapılır.

**Dinamik MLC tekniği:** Step-and-shoot tekniğinin geliştirilmiş halidir. Sliding window (kayan pencere) tekniği olarak da bilinir. Bu teknikte ÇYK'ler hareket halindeyken cihaz ışınlamaya devam eder.

Her iki teknikte de sonuç olarak benzer doz dağılımı elde edilir. Ancak dinamik ÇYK tekniğinde tedavi süresi daha kısadır. Diğer taraftan step-and-shoot tekniğinin uygulaması daha kolaydır ve monitör unit değerleri çok az farkla daha azdır (6-9, 22).

### **2.7.7. Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (Intensity Modulated Arc Therapy, VMAT)**

Lineer hızlandırıcıların rotasyonel tedavi yapabilme özelliğinin geliştirilmesi, değişebilen doz hızı ve gantry hızı gibi gelişmeler rotasyonel tedavide yenilikleri de beraberinde getirmiştir. Bir VMAT tedavisi boyunca ÇYK lifleri ışın huzmesine, planlanan hedef hacmi tedavi edecek şekilde, şekil alırken gantry'nin hasta etrafında yaptığı dönüş boyunca doz hızı ve gantry dönüş hızı sürekli olarak değişir. Bu özellik sayesinde, yoğunluğu ayarlanmış bir alan oluşmaktadır (24).

Ark tedavisinin teknik olarak 3 bileşeni vardır;

1. rotasyonel hareket,
2. dinamik MLC ve
3. değişken doz hızı (doz rate) ile değişken gantry hızı.

Planlanan hedef hacim, gantry'nin dönüşü ile ışınlanır. VMAT, hacimsel bir tekniktir; tedavi boyunca, gantry hasta etrafında dönerken, tedavi masası hareket etmez, sabit kalır. VMAT tedavilerinde ÇYK lifleri gantry pozisyonunun bir fonksiyonu olarak hareket eder ve istenilen yoğunluk ayarı lifler ile sağlanır (24, 25).

VMAT tekniğinin en büyük avantajı tedavi sresindeki azalmadır. Tedavi süresinin azalması, hasta konforu ve tedavi etkinliğini arttırması açısından önemlidir. VMAT tekniğinde, birçok IMRT tekniğe göre Monitör Unit (MU) etkinliği daha fazladır; bu daha az MU değeri ile aynı dozu sağlayabildiğini gösterir (24-26).

### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

#### 3.1. MATERYAL

Bu çalışma Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi (AOEAH), Radyasyon Onkolojisinde yapılmıştır. Çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıdaki gibidir:

1. Philips marka Bilgisayarlı Tomografi cihazı
2. Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı
3. Varian (Aria 11) Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

##### 3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

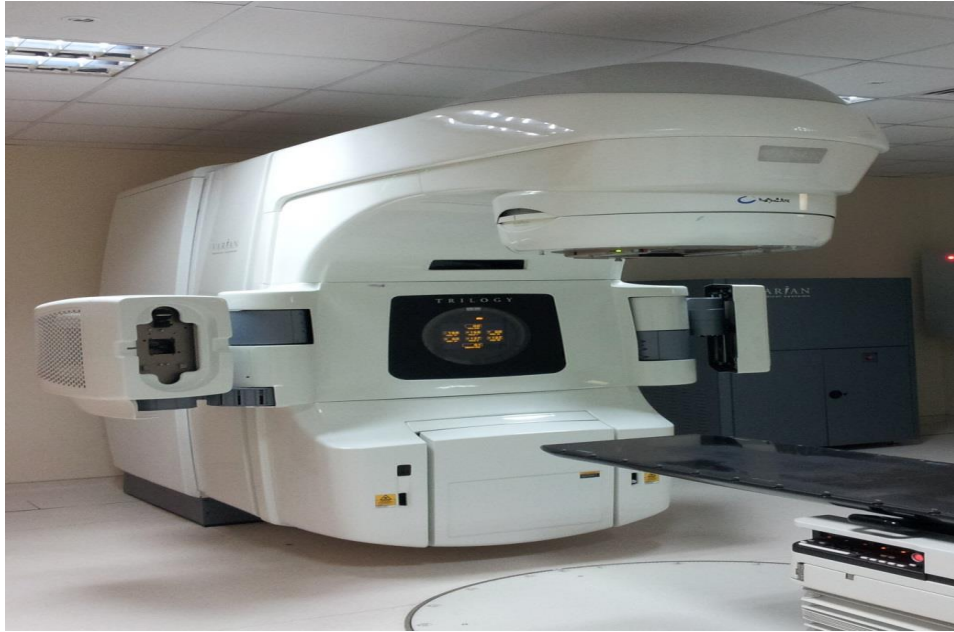
Philips marka Brilliance Big Bore model 4 boyutlu bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılmıştır. Cihaz 16 dedektörlü ve gantry açıklığı 85 cm olup 200 kg. kapasiteli bir masaya sahiptir. Sırt üstü pozisyonunda yatan hastalara 3 mm kalınlıklarda kesitler oluşturacak şekilde BT görüntüleri çekilmiştir. BT'den elde edilen görüntüler sanal ortamda çizim (kontur) ve planlama bilgisayar sistemlerine aktarılmıştır.



**Şekil 3.1.** Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.

### 3.1.2. Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada, 6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV elektron enerjilerine ve 6 ile 18 MV foton enerjilerine sahip Varian Medical Systems marka Trilogy lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz; 3BKRT, YART ve VMAT tedavi tekniklerinin uygulandığı bir lineer hızlandırıcı cihazdır. VMAT tekniği sayesinde hastanın ışın tedavi süresini kısaltan, yüksek teknolojiyle üretilmiş bir radyoterapi cihazıdır. Doz hızı 100 ile 1000 MU/dk arasındadır. Toplamda 120 adet olmak üzere 60 çift yapraktan oluşan Millenium MLC-120 model ÇYK'e sahiptir. Kaynak cilt mesafesi SSD (source skin distance) 100 cm'de ortadaki 40 ÇYK 0.5 cm ve yanlardakiler 1 cm kalınlıkta izdüşümüne sahiptir. SSD 100 cm'de en büyük alan boyutu 40 cm x 40 cm'dir. 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60°'lik dinamik kama filtreler ve 15°, 30°, 45°, 60°'lik fiziksel kama filtreler sahiptir. Doz dağılımı ve görüntülemeyi düşük seviyede etkileyen karbon fiber malzemeden üretilmiş tedavi masası vardır. Cihazda bulunan Kilovoltaj kaynağı ve Kilovoltaj dedektörü ve Megavoltaj kaynağı ve Megavoltaj dedektörü de vardır. Bunlar sayesinde hastanın CBCT ( Cone Beam Computer Tomography) görüntüleri alınarak doğru bir şekilde set-up'ının yapılması sağlanır. Bu sistemler sayesinde görüntü kılavuzluğunda radyoterapi yapılabilmektedir (Wolff D vd. 2009, 27).



Şekil 3.2. Varian Trilogy lineer hızlandırıcı.

### **3.1.3. Varian (Aria 11) Eclipse Tedavi Planlama Sistemi**

Çalışmada kullanılan Eclipse versiyon 11 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), üç boyutlu konformal, yoğunluk ayarlı radyoterapi, elektron, proton ve brakiterapi dahil her türlü tedavi için modern radyasyon tedavi planlamasını basitleştiren kapsamlı bir TPS'dir.

Varian ve başka marka lineer hızlandırıcılar ile brakiterapi cihazları için kullanılan DICOM uyumlu bir planlama sistemidir. BT, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) görüntüleme yöntemleri kullanılarak hastanın 3 boyutlu modellenmesi oluşturulabilmektedir. Fotonlar için Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), Pencil Beam Convolution (PBC), Acuros External Beam (AcurosXB) ve elektronlar için Electron Monte Carlo (EMC), Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB) gibi doz dağılımı hesaplama algoritmalarına sahiptir. Ayrıca yoğunluk ayarlı radyoterapide Multi-Resolution Dose Calculation (MRDC), Dose Volume Optimizer (DVO), Plan Geometry Optimization (PGO) ve Progressive Resolution Optimizer (PRO) gibi doz optimizasyon algoritmalarına sahiptir (27).

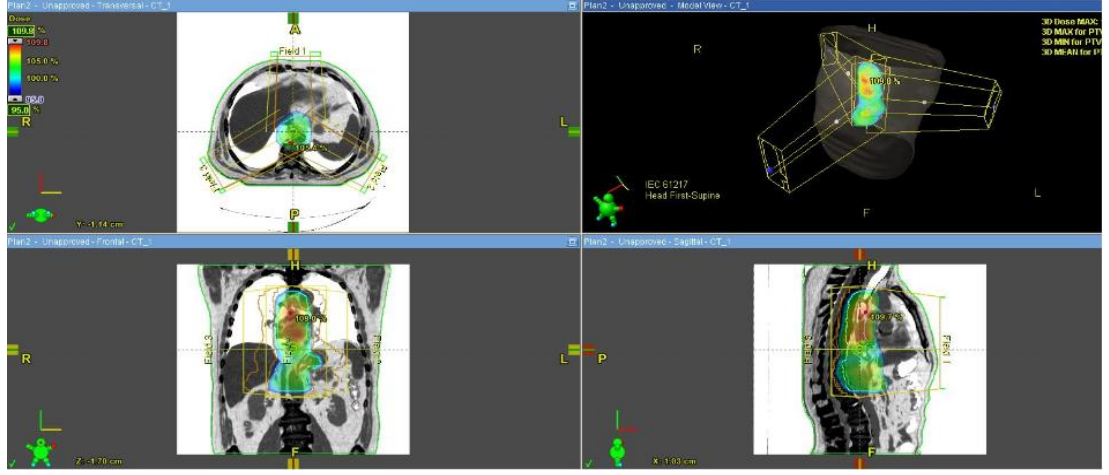
Yoğunluk ayarlı planların kalite kontrolünde planlar fantom ya da Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPGC) ile yapılacak analizlerde Portal Dose Image Prediction (PDIP) algoritması kullanılır.

## **3.2. YÖNTEM**

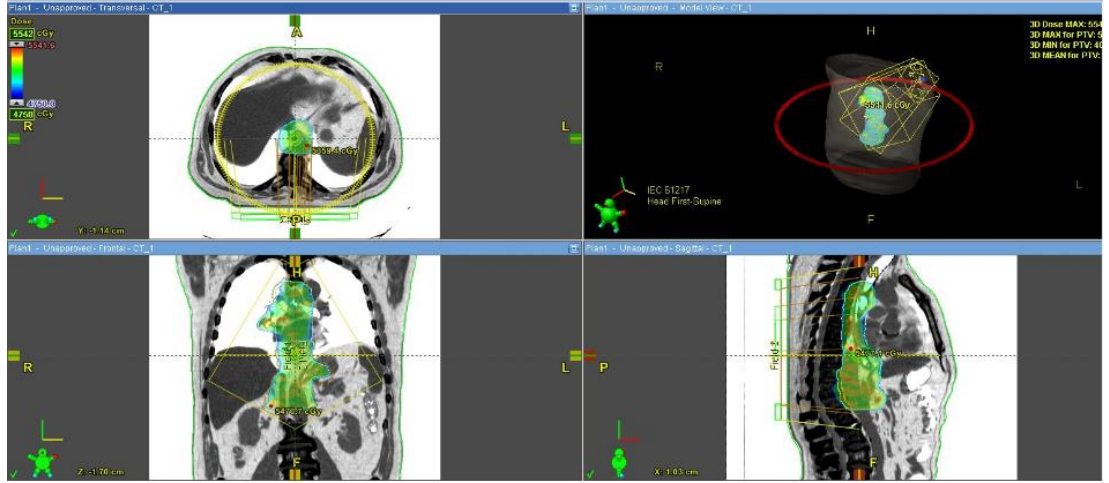
Bu çalışmada, AOEAH'de 3 mm aralıklı bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınmış ve tedavisi tamamlanmış olan özefagus kanseri tanılı 20 hastanın; pelvis kanseri tanılı 20 hastanın ve beyin yerleşimli tümörü olan 20 hastanın VMAT, IMRT ve 3BKRT teknikleri ile planları yapılmıştır. Bu hastalar Varian Trilogy cihazı Eclipse tedavi planlama sisteminde Triple-A (AAA) algoritması ile planlar yapılmıştır. Her üç planlama tekniği için kıyaslamalar yapılmıştır. Yapılan plan değerlendirmesi sırasında DVH değerlendirilmesi ile birlikte her bir BT kesitlerindeki doz dağılımlarına bakılarak PTV içinde sıcak veya soğuk alan oluşmamasına özen gösterilmiştir.

### **3.2.1. 3BKRT, IMRT ve VMAT Planların yapılması**

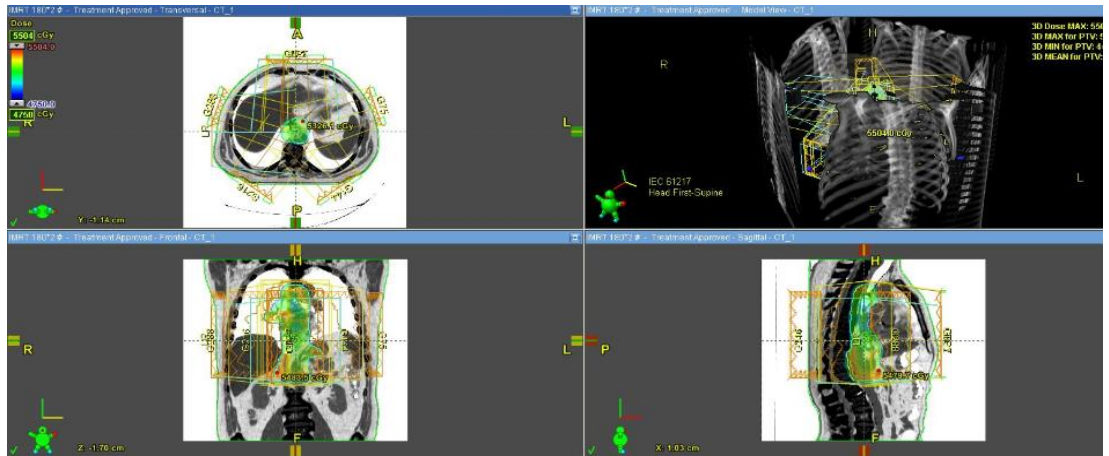
Çalışmada BT ile görüntüleri alınan, AOEAH'de tedavisi tamamlanmış, Özefagus kanseri tanısı konan 20 hastanın; Serviks kanseri tanısı konan 20 hastanın ve beyin yerleşimli tümörü olan GBM tanılı 20 hastanın VMAT, IMRT ve 3BKRT teknikleri ile planları yapılmıştır. İmmobilizasyon için Özefagus kanseri hastalarında akciğer bordü; Serviks kanseri hastalarında diz altı yastığı; GBM kanseri hastalarında başboyun maskesi kullanılmıştır.



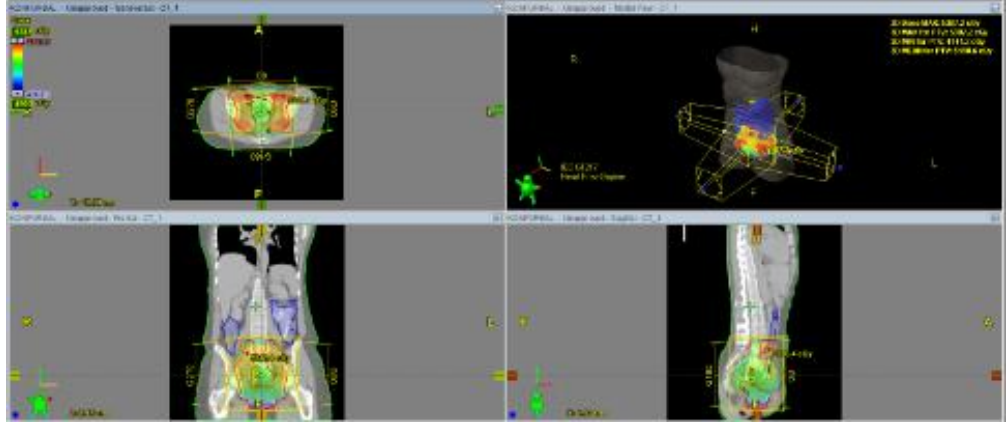
Şekil 3.3. Özefagus Ca. 3BKRT planı.



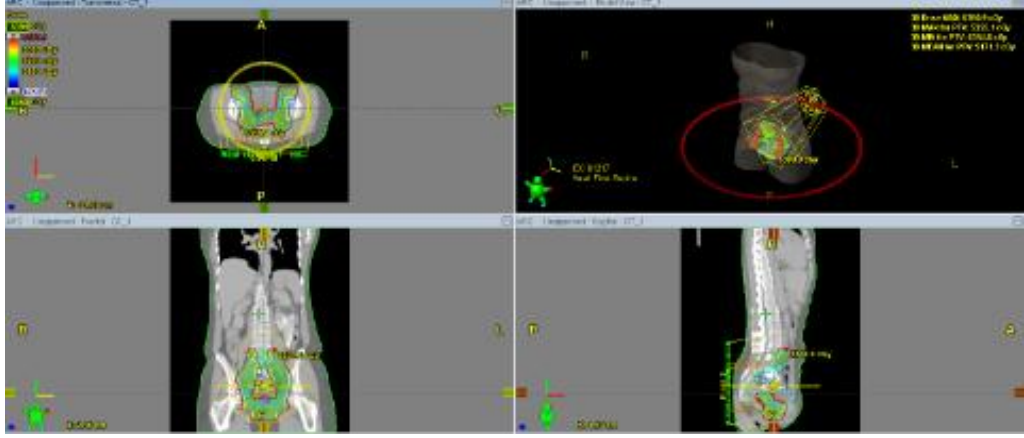
Şekil 3.4. Özefagus Ca. VMAT planı.



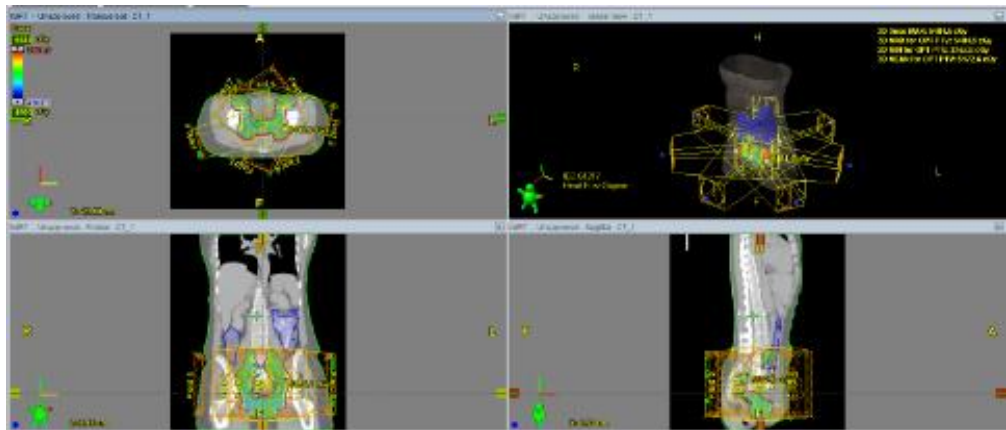
Şekil 3.5. Özefagus Ca. IMRT planı.



Şekil 3.6. Serviks Ca. 3BKRT planı.

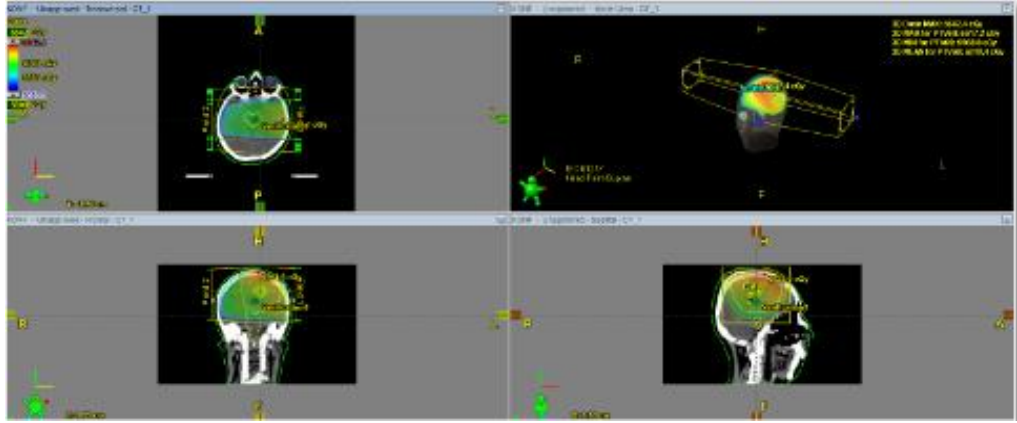


Şekil 3.7. Serviks Ca. VMAT planı.

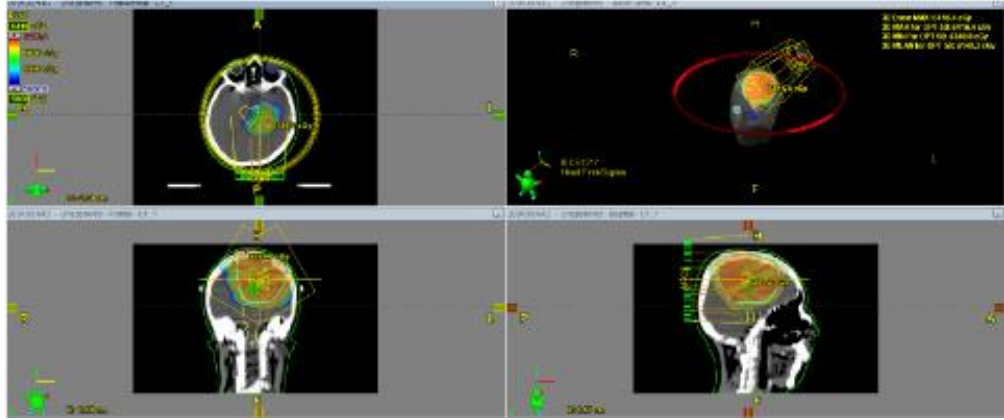


Şekil 3.8. Serviks Ca. IMRT planı.

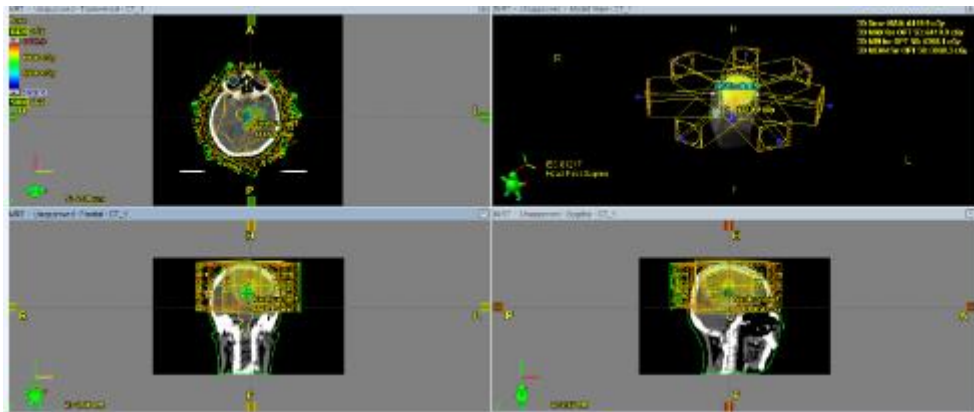




Şekil 3.9. GBM 3BKRT planı.



Şekil 3.10. GBM VMAT planı.



Şekil 3.11. GBM IMRT planı.

### 3.2.2. Planlama ve Optimizasyon

Tedavi planları ters planlama yöntemi ile IMRT, VMAT ve 3BKRT teknikleriyle yapılmıştır. IMRT ve VMAT planları 6 MV foton enerjisinde planlanmış olup 3BKRT planları 18 MV ile planlanmıştır. Tüm planlarda izomerkez PTV'nin merkezi olarak ayarlanmıştır. IMRT planları, sliding window yöntemi ile yapılmış olup hedefin yerleşimine göre sağlam dokuları koruyacak şekilde açılara sahip Serviks ve GBM için 0, 51, 102, 153, 204, 255 ve 306° açılarında 7 alanlı, Özefagus için ise 0, 72, 144, 216, 288° olacak şekilde 5 alandan oluşmaktadır. IMRT planları için kolimatör açısı 0° iken VMAT planları için, kolimatör açıları 30° ve 330° derece olup, 360° gantry dönüşü yapan iki tam rotasyon ile yapılmıştır. 3BKRT planlarında kritik organlar ve hedef hacim yerleşimine göre farklı alan ve açılarda planlanmış olup; özefagus için 0, 120, 240° olup 3 alanlı; serviks için 0, 90, 270, 180° olup 4 alanlı ve gbm için ise 90 ve 270° olacak şekilde 2 alanlı planlanmıştır.

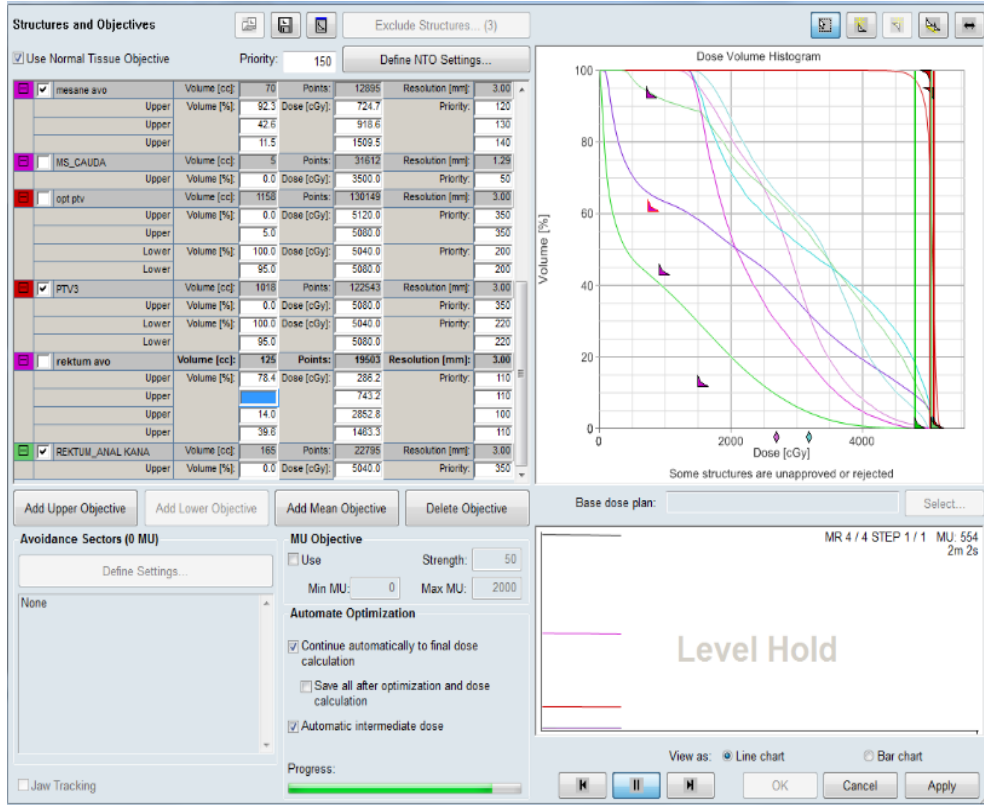
Optimizasyon aşamasında, hedef hacim ve riskli organ dozlarına ait doz tanımlamaları yapılmıştır. Önem durumuna göre yapılan doz tanımlamalarına ağırlık değerleri verilmiştir. PTV'nin en az %95'inin istenilen dozun %100'ünü alması sağlanırken sağlıklı dokular için en az doz alması sağlanacak şekilde optimizasyonlar yapılmıştır. Yapılan plan değerlendirmesi sırasında DVH değerlendirilmesi ile birlikte her bir BT kesitlerindeki doz dağılımlarına bakılarak PTV içinde sıcak veya soğuk alan oluşmamasına özen gösterilmiştir. Planlar değerlendirilirken QUANTEC doz sınırlamaları referans alınmıştır (28).

Yapılan planlarda özefagus kanseri hastaları için günlük 180cGy olacak şekilde 28 fraksiyonda toplam 5040 cGy; Serviks kanseri hastalarında aynı şekilde 180 cGy üzerinden 28 fraksiyonda toplam 5040 cGy; GBM hastalarında ise günlük 200 cGy üzerinden PTV50 olarak tanımlanan bölgeye 25 fraksiyon ve ek olarak PTV60 olarak tanımlanan bölgeye 200 cGy günlük dozdan 5 fraksiyonda iki fazlı olup toplamda 6000 cGy olarak planlanmıştır.

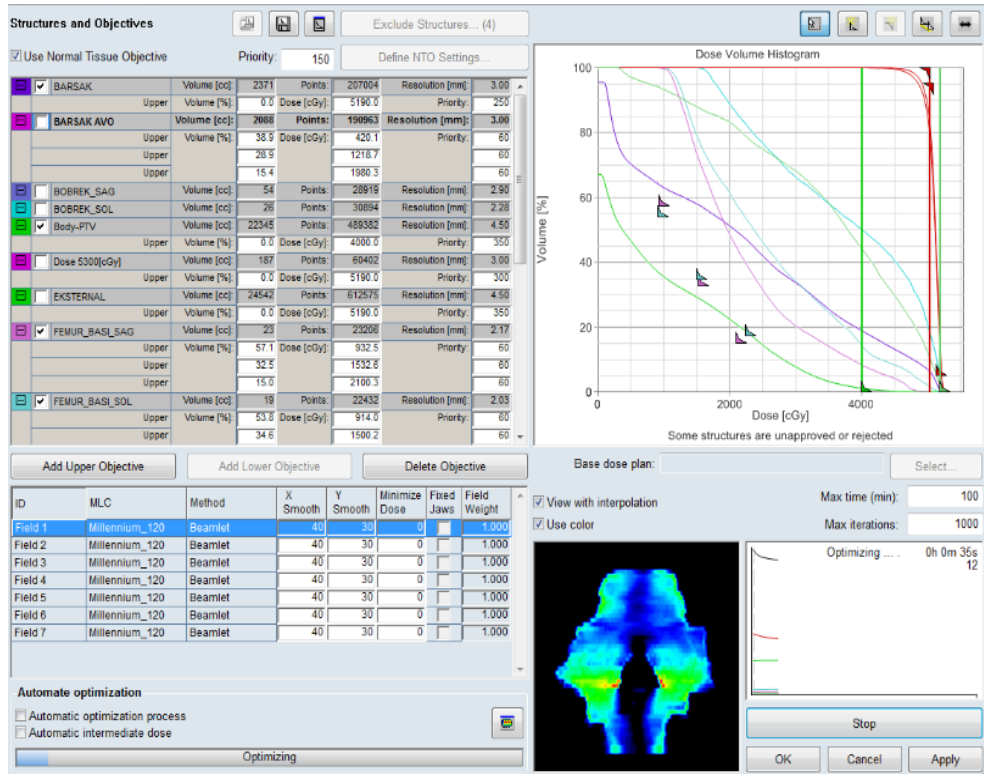
IMRT planlarının optimizasyonu için doz-hacim optimizasyon (DVO) algoritması çalışır. DVO optimizasyon algoritması istenilen doz dağılımını elde ederken en uygun alan şekli ve yoğunluğunu belirler. Optimizasyon yapılırken DVH

grafine bakılarak algoritmanın yeni yöntemler üretip üretmediği kontrol edilir ve tüm çözümler üretilmişse optimizasyon durdurularak hesaplama yapılır.

VMAT planları için ilerleyici çözünürlük optimize edici (PRO) algoritması kullanılır. PRO algoritması ile her bir ark için bir dizi kontrol noktasıyla modelleme yapılır.



Şekil 3.12. VMAT optimizasyon ekranı.



Şekil 3.13. IMRT optimizasyon ekranı.

## 4. BULGULAR

Bu çalışmada Özefagus kanseri tanılı, Serviks kanseri tanılı ve GBM tümörü olan 20 hasta için Varian (Trilogy) cihazında yapılan IMRT, VMAT, 3BKRT planlamaları yapılmıştır. Farklı planlama teknikleri sonucunda elde edilen kritik organ dozları karşılaştırılmıştır. Çalışma istatistiği SPSS 16.0 kullanılarak yapılmıştır. Grupların ortalamaları arasındaki farkın önemi Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir.

### 4.1. Kritik Organlar İçin Elde Edilen Veriler

Bu çalışmaya Varian (Trilogy) cihazında tedavisini tamamlamış T4 evre opere olmayan yaş ortalaması 55 olan özefagus kanseri tanısı konan orta yerleşimli 20 hasta alınmış ve hedef hacme verilecek dozu 50.4 Gy olarak tanımlanan farklı tekniklerle yapılan planlarla elde edilen kritik organ dozları değerlendirilmiştir. Akciğer için V5, (5 Gray alan hacim) V10 (10 Gray alan hacim) ve V20 (20 Gray alan hacim) hacimlerinin aldığı doz yüzdelerine; V5, (5 Gray alan hacim) V10 (10 Gray alan hacim) ve V20 (20 Gray alan hacim) hacimlerinin aldığı doz yüzdelerine; spinal kord için maksimum dozlara bakılmıştır. Planlamalarda RTOG 0617, QUANTEC protokolleri dikkate alınmıştır. Özefagus hastalarında bakılan kritik organ değerlerinin sonuçları Tablo 4.1, Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4 ve Tablo 4.5'te ifade edilmiştir.

**Tablo 4.1.** Akciğer için V5 doz yüzdesi.

V5 (%)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	%75	%56	%66
2.Hasta	%44	%33	%38
3.Hasta	%85	%72	%85
4.Hasta	%49	%38	%55
5.Hasta	%64	%58	%70
6.Hasta	%84	%77	%80
7.Hasta	%99	%86	%98
8.Hasta	%91	%67	%80
9.Hasta	%50	%44	%49
10.Hasta	%62	%50	%63
11.Hasta	%70	%61	%70
12.Hasta	%55	%42	%57
13.Hasta	%60	%50	%57
14.Hasta	%72	%61	%70
15.Hasta	%63	%55	%60
16.Hasta	%80	%69	%75
17.Hasta	%77	%59	%65
18.Hasta	%74	%60	%67
19.Hasta	%65	%50	%62
20.Hasta	%57	%42	%55

**Tablo 4.2.** Akciğer için V10 doz yüzdesi.

V10 (%)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	%46	%41	%54
2.Hasta	%59	%47	%67
3.Hasta	%97	%72	%93
4.Hasta	%78	%49	%67
5.Hasta	%46	%35	%51
6.Hasta	%26	%22	%28
7.Hasta	%73	%56	%76
8.Hasta	%36	%25	%40
9.Hasta	%50	%41	%48
10.Hasta	%62	%50	%59
11.Hasta	%45	%30	%40
12.Hasta	%38	%30	%32
13.Hasta	%55	%44	%51
14.Hasta	%58	%43	%51
15.Hasta	%49	%34	%40
16.Hasta	%67	%50	%59
17.Hasta	%59	%43	%53
18.Hasta	%60	%51	%57
19.Hasta	%39	%27	%35
20.Hasta	%50	%42	%48

**Tablo 4.3.** Akciğer için V20 doz yüzdesi.

V20 (%)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	%10	%19	%29
2.Hasta	%4	%7	%11
3.Hasta	%26	%38	%47
4.Hasta	%8	%15	%23
5.Hasta	%22	%17	%33
6.Hasta	%10	%11	%34
7.Hasta	%38	%47	%64
8.Hasta	%18	%22	%33
9.Hasta	%15	%17	%30
10.Hasta	%16	%19	%37
11.Hasta	%25	%29	%39
12.Hasta	%10	%7	%26
13.Hasta	%18	%25	%38
14.Hasta	%22	%25	%39
15.Hasta	%17	%20	%30
16.Hasta	%13	%19	%27
17.Hasta	%10	%16	%23
18.Hasta	%14	%20	%25
19.Hasta	%11	%17	%23
20.Hasta	%17	%22	%34



**Tablo 4.4.** Kalp için ortalama doz.

Kalp ortalama doz (cGy)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	1306 cGy	1267 cGy	1664 cGy
2.Hasta	2367 cGy	2320 cGy	2858 cGy
3.Hasta	2706 cGy	2800 cGy	3311 cGy
4.Hasta	2350 cGy	2258 cGy	2822 cGy
5.Hasta	2478 cGy	2600 cGy	2944 cGy
6.Hasta	82 cGy	71 cGy	87 cGy
7.Hasta	2255 cGy	2438 cGy	2744 cGy
8.Hasta	2178 cGy	2450 cGy	2652 cGy
9.Hasta	2100 cGy	2190 cGy	2756 cGy
10.Hasta	2250 cGy	2500 cGy	2987 cGy
11.Hasta	1983 cGy	2007 cGy	2676 cGy
12.Hasta	1876 cGy	1900 cGy	2341 cGy
13.Hasta	2350 cGy	2408 cGy	3004 cGy
14.Hasta	1564 cGy	1703 cGy	2100 cGy
15.Hasta	1386 cGy	1473 cGy	1700 cGy
16.Hasta	2049 cGy	2100 cGy	2722 cGy
17.Hasta	1745 cGy	1600 cGy	1985 cGy
18.Hasta	1950 cGy	2023 cGy	2483 cGy
19.Hasta	1723 cGy	1815 cGy	2796 cGy
20.Hasta	2241 cGy	2468 cGy	3210 cGy

**Tablo 4.5.** Spinal Kord için maksimum doz.

Spinal Kord Max. Doz(cGy)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	3460 cGy	3550 cGy	3600 cGy
2.Hasta	3220 cGy	3281 cGy	4162 cGy
3.Hasta	4008 cGy	4247 cGy	4900 cGy
4.Hasta	2976 cGy	3259 cGy	3751 cGy
5.Hasta	3253 cGy	3545 cGy	3992 cGy
6.Hasta	4596 cGy	4819 cGy	5218 cGy
7.Hasta	3223 cGy	3364 cGy	3673 cGy
8.Hasta	1912 cGy	2249 cGy	2400 cGy
9.Hasta	1578 cGy	1799 cGy	2682 cGy
10.Hasta	4026 cGy	4214 cGy	4798 cGy
11.Hasta	1789 cGy	1920 cGy	3500 cGy
12.Hasta	1265 cGy	1431 cGy	2056 cGy
13.Hasta	1594 cGy	1726 cGy	2653 cGy
14.Hasta	1896 cGy	2026 cGy	3385 cGy
15.Hasta	2168 cGy	2465 cGy	3974 cGy
16.Hasta	1699 cGy	1792 cGy	4053 cGy
17.Hasta	2046 cGy	2344 cGy	4315 cGy
18.Hasta	3045 cGy	3519 cGy	4857 cGy
19.Hasta	3127 cGy	3650 cGy	4681 cGy
20.Hasta	2783 cGy	2900 cGy	4711 cGy

Varian (Trilogy) cihazında tedavilerini tamamlamış yaş ortalaması 55, opere olan 20 Serviks kanseri tanılı hastaya IMRT, VMAT ve 3BKRT planları yapılmıştır. Hedef hacim dozu 50.4 Gy olarak tanımlanmıştır. Farklı tekniklerle yapılan planlar sonucu kritik organlar değerlendirilmiştir. Kritik organlardan rektum için V40 (45 Gy alan hacim) hacminin doz yüzdesi mesane için, V45 (45 Gy alan hacim) hacminin aldığı doz yüzdesi; bağırsak V40 (40 Gy alan hacim) hacminin doz yüzdesi ve için V45 (45 Gy alan hacim) hacminin aldığı doz hacmine bakılmıştır. Planlarda RTOG 0418 ve QUANTEC doz referansları dikkate alınarak yapılmıştır. Her bir hastadan elde edilen değerler Tablo 4.6, Tablo 4.7, Tablo 4.8 ve Tablo 4.9' da ifade edilmiştir.

**Tablo 4.6.** Rektum için V40 doz yüzdesi.

V40 (%)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	%38	%52	%98
2.Hasta	%38	%45	%85
3.Hasta	%48	%70	%88
4.Hasta	%57	%65	%99
5.Hasta	%36	%42	%96
6.Hasta	%64	%58	%94
7.Hasta	%37	%45	%92
8.Hasta	%56	%66	%100
9.Hasta	%33	%35	%95
10.Hasta	%93	%86	%100
11.Hasta	%39	%44	%95
12.Hasta	%42	%64	%97
13.Hasta	%65	%72	%97
14.Hasta	%49	%55	%99
15.Hasta	%43	%48	%93
16.Hasta	%49	%56	%95
17.Hasta	%50	%59	%96
18.Hasta	%43	%50	%90
19.Hasta	%52	%59	%92
20.Hasta	%40	%55	%95

**Tablo 4.7.** Mesane için V45 doz yüzdesi.

V45 (%)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	%55	%73	%99
2.Hasta	%32	%52	%98
3.Hasta	%27	%33	%96
4.Hasta	%45	%49	%99
5.Hasta	%35	%43	%100
6.Hasta	%40	%35	%83
7.Hasta	%66	%68	%99
8.Hasta	%74	%73	%99
9.Hasta	%51	%55	%100
10.Hasta	%32	%42	%98
11.Hasta	%26	%31	%93
12.Hasta	%49	%49	%99
13.Hasta	%35	%42	%92
14.Hasta	%23	%30	%100
15.Hasta	%34	%39	%97
16.Hasta	%35	%40	%92
17.Hasta	%40	%49	%89
18.Hasta	%33	%45	%92
19.Hasta	%53	%60	%97
20.Hasta	%42	%48	%92

**Tablo 4.8.** Bağırsak için V40 doz yüzdesi.

Barsak V40 (%)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	%23	%25	%37
2.Hasta	%15	%13	%27
3.Hasta	%8	%13	%5
4.Hasta	%33	%34	%36
5.Hasta	%10	%14	%14
6.Hasta	%12	%15	%16
7.Hasta	%8	%17	%19
8.Hasta	%37	%31	%41
9.Hasta	%11	%12	%14
10.Hasta	%21	%22	%28
11.Hasta	%25	%24	%58
12.Hasta	%18	%20	%24
13.Hasta	%12	%10	%17
14.Hasta	%15	%20	%21
15.Hasta	%8	%10	%13
16.Hasta	%13	%15	%21
17.Hasta	%7	%15	%27
18.Hasta	%30	%35	%38
19.Hasta	%20	%23	%29
20.Hasta	%17	%19	%25

**Tablo 4.9.** Bağırsak için V45 doz hacmi.

Barsak V45 (cc)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	235 cc	357 cc	488 cc
2.Hasta	138 cc	199 cc	240 cc
3.Hasta	115 cc	112 cc	139 cc
4.Hasta	286 cc	318 cc	510 cc
5.Hasta	160 cc	164 cc	508 cc
6.Hasta	219 cc	253 cc	367 cc
7.Hasta	126 cc	154 cc	268 cc
8.Hasta	253 cc	338 cc	472 cc
9.Hasta	158 cc	204 cc	295 cc
10.Hasta	192 cc	210 cc	294 cc
11.Hasta	150 cc	175 cc	213 cc
12.Hasta	172 cc	180 cc	197 cc
13.Hasta	153 cc	177 cc	200 cc
14.Hasta	141 cc	159 cc	231 cc
15.Hasta	163 cc	196 cc	245 cc
16.Hasta	152 cc	180 cc	235 cc
17.Hasta	170 cc	199 cc	260 cc
18.Hasta	155 cc	185 cc	247 cc
19.Hasta	180 cc	207 cc	250 cc
20.Hasta	188 cc	233 cc	365 cc

Varian (Trilogy) cihazında tedavilerini tamamlamış yaş ortalaması 49 olan opere sol frontal yerleşimli GBM tanılı, 3 mm kesit aralıklı BT görüntüleri alınan hedef hacmi PTV50 ve PTV60 şeklinde tanımlanan 20 hasta günlük dozu 200 cGy olacak şekilde planlamalar yapılmıştır. Bu hastalara IMRT, VMAT ve 3BKRT planları yapılmıştır. Her teknikte hedef hacim için tanımlanan PTV50 ve PTV60 için iki fazlı planlar yapılmış olup toplamda 60 Gy doz verilmiştir. Farklı planlama teknikleri için kritik organ dozları karşılaştırılması yapılmıştır. Karşılaştırmada beyin sapı için maksimum doza, kiazma için maksimum doza, optik sinirler için maksimum dozlara bakılmıştır. RTOG0825 ve QUANTEC doz referansları ile planlar yapılmıştır. Bu değerler Tablo 4.10, Tablo 4.11 ve Tablo 4.12 ve Tablo 4.13'de verilmiştir.



**Tablo 4.10.** Beyin sapı için maksimum doz.

Beyin sapı max. doz (cGy)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	5500 cGy	5500 cGy	5933 cGy
2.Hasta	5505 cGy	5533 cGy	5967 cGy
3.Hasta	5450 cGy	5448 cGy	5926 cGy
4.Hasta	5356 cGy	5345 cGy	5972 cGy
5.Hasta	5303 cGy	5314 cGy	5997 cGy
6.Hasta	5330 cGy	5523 cGy	5991 cGy
7.Hasta	5300 cGy	5345 cGy	5995 cGy
8.Hasta	5420 cGy	5500 cGy	5900 cGy
9.Hasta	5500 cGy	5515 cGy	5981 cGy
10.Hasta	5264 cGy	5300 cGy	5879 cGy
11.Hasta	5299 cGy	5310 cGy	5982 cGy
12.Hasta	5356 cGy	5370 cGy	5879 cGy
13.Hasta	5400 cGy	5423 cGy	5973 cGy
14.Hasta	5126 cGy	5200 cGy	5789 cGy
15.Hasta	5350 cGy	5400 cGy	5997 cGy
16.Hasta	5301 cGy	5324 cGy	5978 cGy
17.Hasta	5352 cGy	5390 cGy	5941 cGy
18.Hasta	5415 cGy	5434 cGy	5972 cGy
19.Hasta	5456 cGy	5675 cGy	5912 cGy
20.Hasta	5422 cGy	5428 cGy	5958 cGy

**Tablo 4.11.** Kiazma için maksimum doz.

Kiazma max. doz (cGy)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	5309 cGy	5165 cGy	5962 cGy
2.Hasta	4445 cGy	4584 cGy	5988 cGy
3.Hasta	4983 cGy	5022 cGy	6065 cGy
4.Hasta	3950 cGy	4323 cGy	5868 cGy
5.Hasta	3263 cGy	3992 cGy	5220 cGy
6.Hasta	3500 cGy	3845 cGy	5156 cGy
7.Hasta	3715 cGy	3900 cGy	5565 cGy
8.Hasta	4000 cGy	4265 cGy	5149 cGy
9.Hasta	3789 cGy	3999 cGy	4956 cGy
10.Hasta	3555 cGy	3765 cGy	5095 cGy
11.Hasta	4265 cGy	4500 cGy	5065 cGy
12.Hasta	4298 cGy	4454 cGy	4989 cGy
13.Hasta	4300 cGy	4700 cGy	5112 cGy
14.Hasta	4530 cGy	4785 cGy	5910 cGy
15.Hasta	4124 cGy	4698 cGy	6015 cGy
16.Hasta	4552 cGy	4751 cGy	6120 cGy
17.Hasta	4125 cGy	4545 cGy	4950 cGy
18.Hasta	4291 cGy	4598 cGy	5870 cGy
19.Hasta	4376 cGy	4700 cGy	5978 cGy
20.Hasta	4390 cGy	4610 cGy	6020 cGy

**Tablo 4.12.** Sağ optik sinir için maksimum doz.

Sağ optik Sinir max. doz (cGy)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	887 cGy	952 cGy	540 cGy
2.Hasta	1280 cGy	1594 cGy	689 cGy
3.Hasta	2261 cGy	2417 cGy	420 cGy
4.Hasta	1320 cGy	1927 cGy	830 cGy
5.Hasta	1436 cGy	1704 cGy	705 cGy
6.Hasta	1356 cGy	1567 cGy	500 cGy
7.Hasta	1256 cGy	1500 cGy	892 cGy
8.Hasta	2023 cGy	2320 cGy	982 cGy
9.Hasta	1569 cGy	1785 cGy	773 cGy
10.Hasta	1265 cGy	1478 cGy	652 cGy
11.Hasta	1423 cGy	1699 cGy	600 cGy
12.Hasta	1235 cGy	1465 cGy	892 cGy
13.Hasta	1318 cGy	1520 cGy	731 cGy
14.Hasta	1652 cGy	1900 cGy	565 cGy
15.Hasta	1700 cGy	1936 cGy	653 cGy
16.Hasta	1235 cGy	1468 cGy	874 cGy
17.Hasta	1222 cGy	1456 cGy	535 cGy
18.Hasta	1159 cGy	1398 cGy	656 cGy
19.Hasta	1200 cGy	1456 cGy	456 cGy
20.Hasta	1432 cGy	1719 cGy	756 cGy

**Tablo 4.13.** Sol optik sinir için maksimum doz.

Optik Sinir max. doz (cGy)	VMAT	IMRT	3BKRT
1.Hasta	1771 cGy	1955 cGy	2342 cGy
2.Hasta	1561 cGy	1702 cGy	3126 cGy
3.Hasta	2351 cGy	2516 cGy	3000 cGy
4.Hasta	1788 cGy	1984 cGy	3544 cGy
5.Hasta	1256 cGy	1674 cGy	3526 cGy
6.Hasta	1500 cGy	1741 cGy	3561 cGy
7.Hasta	1256 cGy	1440 cGy	3000 cGy
8.Hasta	1469 cGy	1722 cGy	3265 cGy
9.Hasta	1103 cGy	1300 cGy	2500 cGy
10.Hasta	1069 cGy	1263 cGy	2999 cGy
11.Hasta	1456 cGy	1600 cGy	2789 cGy
12.Hasta	1233 cGy	1500 cGy	3000 cGy
13.Hasta	1693 cGy	1925 cGy	3526 cGy
14.Hasta	1325 cGy	1515 cGy	3059 cGy
15.Hasta	1207 cGy	1399 cGy	3100 cGy
16.Hasta	1063 cGy	1200 cGy	2679 cGy
17.Hasta	1756 cGy	1896 cGy	3094 cGy
18.Hasta	2310 cGy	2563 cGy	3621 cGy
19.Hasta	2500 cGy	2789 cGy	3354 cGy
20.Hasta	1745 cGy	1966 cGy	3107 cGy

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada Özefagus, GBM ve Serviks kanseri hastaları için VMAT, IMRT ve 3B KRT planlama tekniklerinde kritik organ dozları karşılaştırılması ve her bir bölge için uygun tekniklerin bulunması amaçlanmıştır.

Özefagus kanseri hastalarında VMAT, IMRT ve 3BKRT planlama tekniklerinde kritik organ dozları doz sınırlamalarını belirlemede, QUANTEC (The Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic) (28) ile belirlenen doz kısıtlamaları göz önüne alınmıştır.

Özefagus için yapılan çalışmanın sonucunda VMAT tekniğinin avantaj sağladığı görülürken, akciğer doz dağılımı için bakıldığında düşük doz bölgelerinde IMRT tekniğinin üstün olduğu ortaya çıkmıştır. VMAT tekniğinde her açıdan doz verilirken IMRT’de sadece belli açılardan doz verilmesi nedeniyle IMRT’nin akciğer V5 ve V10 değerleri için VMAT tekniğine göre daha üstün çıkmasına karşın, V20 bölgesinde VMAT tekniğinin üstün olduğu görülmüştür. Akciğer V5 hacminin aldığı ortalama doz yüzdesi VMAT için %68.8, IMRT için %56.50, 3BKRT için %66.10 olarak bulunmuştur. IMRT ve 3BKRT, VMAT tekniğinden daha düşük çıkmıştır. Düşük doz bölgelerinden V10 hacmi ortalama doz yüzdeleri VMAT için %54.65, IMRT %41.6, 3BKRT için %52.45 olarak bulunmuştur. Burada da IMRT tekniğinin daha avantajlı görülmüştür. Bu da tümör yerleşimi ve girilen alan sayısı ile ilgilidir. V20 bölgesi için ortalama doz yüzdesi VMAT için %16.20, IMRT için %20.6, 3BKRT için %32.25 olarak bulunmuş ve VMAT tekniğinin daha üstün olduğu görülmüştür.

Spinal kord için maksimum doza bakıldığında ise VMAT tekniği IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre daha üstün olup maksimum doz ortalamaları, VMAT için 2683 cGy, IMRT için 290 cGy, 3BKRT için ise 386 cGy olarak tespit edilmiştir.

Kalp medyan dozu açısından tekniklerinden elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, VMAT tekniğinde IMRT tekniğine; IMRT tekniği de 3BKRT tekniğine göre daha düşük çıkmıştır. Kalp için medyan dozların ortalaması VMAT için 1946 cGy, IMRT için 2019 cGy, 3BKRT için 2482 cGy olarak bulunmuştur.

Buna göre VMAT ve IMRT teknikleri arasında büyük farklılıklar olmamasına karşın 3BKRT planlarında daha yüksek olduğu izlenmiştir.

Yin ve arkadaşlarının çalışmasında 20 özefagus kanseri hastasına 5 alanlı, 7 alanlı, 9 alanlı IMRT planı ile tek ve çift rotasyonlu VMAT planı karşılaştırılması yapılmıştır. Bunun sonucunda akciğer için bakılan düşük doz bölgesinde IMRT, VMAT tekniğine göre üstünlük sağlarken V20 hacminde VMAT tekniğinin avantajlı olduğu görülmüştür. Çalışmaya göre akciğer için düşük doz bölgelerinden V5 hacmi yüzdeleri VMAT için %82.83 iken IMRT de %74.86 ve V10 hacmi yüzdeleri ise IMRT için %55.14 iken VMAT için %65.26 olup düşük doz bölgelerinde IMRT tekniğinin üstünlüğü görülmüştür. V20 hacmi yüzdeleri arasında VMAT tekniğinin sonuçları IMRT tekniğine yakın olmakla birlikte daha düşük çıktığı görülmüştür. V20 değerleri VMAT için %23.05 iken IMRT için %24.39 olarak bulunmuştur. IMRT ve VMAT planlarında bakılan spinal kord için maksimum değeri yaklaşık aynı olup IMRT için 3785 cGy iken VMAT planlarında 3841 cGy olarak bulunmuştur (29).

Yapılan çalışmalardan Giorgia ve ark. yapmış olduğu çalışmada 10 akciğer kanseri hastasına 5 alanlı IMRT ve VMAT tekniğinde planlar yapılmış olup V5 ve V10 değerleri göz önüne alındığında VMAT tekniğinin IMRT tekniğine göre üstün olmadığı görülmüştür. Bu farklılık tümör yerleşimi, kullanılan alan sayısı gibi sebeplere dayanmaktadır. Aynı zamanda IMRT ve VMAT teknikleri kişisel tecrübelerin de etkili olduğu planlama teknikleridir ve kişisel farklılıklar da plan sonucunu etkileyebilir (30).

Bizim çalışmamızda da bu çalışmada olduğu gibi akciğer V5 ve V10 değerleri anlamlı olarak IMRT tekniğinde üstün bulunurken ( $p<0.05$ ) VMAT ve 3BKRT tekniğinde anlamlı fark yoktur ( $p=0.064$ ,  $p=0.266$ ). V20 için ise çalışmaya paralel olarak VMAT tekniğini IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre üstün çıkmıştır. Bununla birlikte IMRT tekniğinde 3BKRT tekniğine göre anlamlı üstünlük sağladığı görülmüştür ( $p<0.05$ ).

Spencer ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 8 özefagus kanseri hastası için IMRT, VMAT ve Helikal tomoterapi planları yapılmıştır. Bunun sonucunda ise kritik organlardan spinal kord için bakılan maksimum dozda IMRT ve VMAT

tekniklerinde yaklaşık aynı değerler bulunmuştur (31). Benzer şekilde Yin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada IMRT ve VMAT planlarında bakılan spinal kord için maksimum değeri IMRT için 3785 cGy iken VMAT planlarında 3841 cGy olarak bulunmuştur (29).

Bizim çalışmamızda ise spinal kord maksimum değerlerinin VMAT tekniği ile 3BKRT ve IMRT teknikleri arasında anlamlı fark olduğu bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Yapılan çalışmalar arasındaki bu farklılık tümör yerleşimi, büyüklüğü ve alan sayısına bağlı olarak değişiklik göstermektedir.

GBM hastalarında da VMAT, IMRT ve 3BKRT planları için kritik organ dozları karşılaştırılmıştır. Yapılan planlarda DVH değerlendirilmiş ve aynı şekilde QUANTEC ile belirlenen doz kısıtlamaları göz önüne alınmıştır. Çalışmanın sonucunda; beyin sapı, kiazma ve optik sinirler için bakılan maksimum dozların ortalamaları, VMAT tekniğinde IMRT tekniğine yakın olmakla birlikte 3BKRT tekniğinden daha düşük olduğu bulunmuştur. IMRT maksimum doz ortalamaları ise 3BKRT tekniğinden daha düşük çıkmıştır. Buna göre beyin sapı için maksimum doz ortalamaları VMAT için 5370 cGy, IMRT için 5413 cGy, 3BKRT için 5946 cGy olarak bulunmuştur. Kiazma maksimum doz ortalamaları VMAT için 4180 cGy, IMRT için 4460 cGy, 3BKRT için 5552 cGy olarak bulunmuştur. Sağ optik sinir için maksimum doz ortalamaları VMAT için 1411 cGy, IMRT için 1663 cGy ve 3BKRT için 685 cGy'dir. Sol optik sinir için ise VMAT tekniğinde 1570 cGy, IMRT için 1783 cGy, 3BKRT için 3110 cGy olarak elde edilmiştir. Beyin sapı, kiazma ve sol optik sinir için bakılan maksimum doz değerleri açısından VMAT tekniği IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre üstünlük sağlarken tümör yerleşimine bağlı olarak sağ optik sinirde 3BKRT tekniği VMAT ve IMRT tekniklerinden daha düşük çıktığı görülmüştür.

Hermanto ve ark. yaptığı çalışmada intrakranial malign tümörlere sahip 20 hastanın IMRT ve 3BKRT teknikleri ile değerlendirilmesi ve karşılaştırılması yapılmıştır. Çalışmada 3 ve 5 alanlı 3BKRT ile 4 ve 6 alanlı IMRT planları karşılaştırılmıştır. IMRT planlarında 3BKRT planlarına göre daha iyi sonuçlar çıktığı görülmüştür. Buna göre beyin sapı ortalama dozlarını %19,8 ve maksimum dozlarını %10,7 kadar, kiazma ortalama dozlarını %25,3 ve maksimum dozlarını %22,6, sağ optik sinir ortalama dozlarını %37,3 ve maksimum dozlarını %28,5, sol optik sinir

ortalama dozlarını %40,6 ve maksimum dozlarını %36,7 oranında azalttığı görülmüştür ( $p<0,01$ ) (32).

Chan ve arkadaşları 5 GBM hastası için 3BKRT tekniğinde 2 alanlı, 90 derece masa açılı planlama yapmışlardır. Bu çalışma için hastalar yeniden IMRT ile planlanarak karşılaştırılması yapılmıştır. IMRT ile maksimum dozlar, beyin sapı için 59 Gy iken 58 Gy, optik kiazma için 49 Gy iken 43 Gy, optik sinirler için 24 Gy iken 23 Gy ve lens için 3.1 Gy'den 2.9 Gy'e kadar düşürülmüştür (33).

Narayana ve arkadaşları tarafından 2006 yılında yapılan çalışmada yüksek Grad'lı gliom tanılı 58 hasta 3 alanlı ve 5 alanlı "dinamik" IMRT tekniği ile tedavi edilmiştir. 3BKRT tekniği ve IMRT teknikleri karşılaştırılmıştır (Narayana 2006). Her iki teknikte de PTV için fraksiyon dozu 1,8-2 Gy, toplam doz 59,4-60 Gy olarak belirlenerek 6 MV X-ışınları kullanılmıştır. Çalışma sonucunda hedef sarması, maksimum ve ortalama PTV dozlarında büyük bir farklılık gözlenmemiştir. IMRT tekniğinde maksimum dozlar; beyin sapı için ve optik sinirler için %7 azaldığı gösterilmiştir.

Bizim çalışmamız sonucunda elde edilen veriler bu çalışma sonuçları ile uyumlu olup IMRT planlarında beyin sapı, kiazma ve sol optik sinirlere bakıldığında 3BKRT planlarına göre anlamlı farklar olduğu görülmüştür ( $p<0.05$ ). Tümör yerleşimine bağlı olarak sağ optik sinirde ise 3BKRT tekniğinde IMRT tekniğine göre anlamlı fark olduğu görülmüştür. VMAT tekniğinde ise kritik organlardan beyin sapı, sol optik sinir ve kiazma için bakıldığında IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre anlamlı farklar olduğu görülmüştür ( $p<0.05$ ).

Serviks kanseri tanılı için 20 hasta üzerinden yapılan çalışmada VMAT IMRT ve 3BKRT teknikleri karşılaştırılması amaçlanmıştır. Karşılaştırmada rektum için V40 hacmi yüzdesine, mesane için V45 hacmi yüzdesine, bağırsak için V45 hacmine ve V40 hacmi yüzdesine bakılmıştır. Serviks içinde, Özefagus ve GBM hastalarında olduğu gibi 3BKRT tekniğinin sonuçları diğer tekniklere göre daha yüksek olduğu sonucu bulunmuştur. Serviks hastalarında, 3BKRT tekniğinin kritik organların verilen dozun nerdeyse tamamına yakın aldığı görülmüştür. Rektum için bakılan V40 hacim yüzde ortalamasına göre VMAT tekniğinde IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre daha düşük çıkmıştır. V40 hacmi ortalamaları VMAT için %48.6,



IMRT için %56.3 ve 3BKRT tekniğinde % 94.8 bulunmuştur. Mesane için bakılan V45 hacmi yüzdesi VMAT tekniği IMRT ve 3BKRT tekniklerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Mesane için V40 hacmi ortalamaları VMAT için %41.3, IMRT için %47.8, 3BKRT için %95.7 bulunmuştur. Bağırsak için V45 doz hacmi ve V40 doz yüzdelerine bakılmış olup V45 hacmi ortalama değerleri VMAT için 175.3 cc, IMRT için 210 cc, 3BKRT için 301.2 cc olup V40 hacmi yüzdeleri ise VMAT için %17.15, IMRT için %19.35, 3BKRT için %25.5 olarak bulunmuştur.

Fong ve ark. jinekolojik kanserlerde IMRT, VMAT, 3BKRT tekniklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda bağırsak için V30 hacmi yüzdesi IMRT tekniğinde ortalama  $21.9 \pm 5.9$  iken, VMAT tekniğinde  $19.5 \pm 3.1$  olarak elde edilmiştir. Rektum için V40 hacmi yüzdesi IMRT tekniğinde ortalama değeri  $17.5 \pm 5.0$  iken, VMAT tekniğinde  $13.2 \pm 5.0$ ; mesane için V50 Gy hacmi yüzdesi IMRT tekniğinde ortalama değeri  $11.5 \pm 4.4$  iken, VMAT tekniğinde  $9.5 \pm 0.6$  olarak tespit edilmiştir (34).

Bizim çalışmamız da rektum ve mesane dozları karşılaştırıldığında bu çalışma ile uyumludur. Buna göre VMAT tekniği ile IMRT tekniği arasında anlamlı fark vardır ( $p < 0.01$ ). Bağırsak için bakılan V45 hacmi VMAT tekniğinin IMRT tekniğine göre istatistiksel anlamlı olarak üstünlük sağladığı görülmüştür ( $p = 0.03$ ).

John ve ark. yaptığı çalışmada 5 serviks ve 5 endometriyum hastası üzerinden yapılan 9 alanlı IMRT ve 4 alanlı 3BKRT tekniklerinde planlar yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda bağırsak için V40 doz yüzdeleri IMRT için %20, 3BKRT için %33 olarak bulunmuştur. Rektum için V40 doz yüzdeleri IMRT için %70 3BKRT için %87 olarak bulunmuştur. Mesane için V45 doz yüzdeleri ise IMRT için %53 iken 3BKRT için %99 olarak bulunmuştur (35).

Bizim çalışmamız da literatür ile uyumlu olup IMRT ve 3BKRT teknikleri karşılaştırılmasında mesane, rektum ve bağırsak için IMRT tekniğinin anlamlı olarak üstünlük sağladığı tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ).

## 6. SONUÇ

Radyoterapide amaç tümöre maksimum doz verirken, çevre sağlıklı dokuların aldığı dozu minimum düzeyde tutabilmektir. Bu da hastaya uygulanacak doğru tedavi yönteminin önemini göstermekte ve yöntem seçiminin büyük bir titizlikle yapılmasını gerektirmektedir.

3BKRT'nin temelini, artan alan sayıları ile dozun hedef hacim etrafında şekillendirilmesi oluşturur. Doz dağılım konformitesini sağlamak için, kama filtreler, bloklar, kompensatörler kullanılır. Yoğunluk ayarlı planlamanın temel amacı ise hedef hacmin doz homojenitesini elde ederken sağlıklı dokuların aldığı dozu en aza indirmektir.

Yapılan bu çalışmada Varian Trilogy cihazında tedavisi tamamlanmış özefagus, serviks ve GBM hastalarına 3BKRT, IMRT ve VMAT planları yapılmış ve her bir hasta için yapılan tekniklerde kritik organ dozları karşılaştırılmıştır. Planlar, tanımlanan dozun %100'ü hedef hacmin %95'ini saracak şekilde yapılmıştır. Planlama teknikleri üç farklı bölge için değerlendirilmiş ve kritik organ dozlarına göre avantaj ve dezavantajları belirlenmiştir

Özefagus hastalarında kritik organ olarak akciğer, kalp ve spinal kord değerlendirilmiştir. Buna göre akciğer için bakılan düşük doz bölgelerinden V5 ve V10 hacimleri için IMRT tekniği 3BKRT ve VMAT tekniklerinden üstün çıkmıştır. Düşük doz bölgelerinin yüksek olması ikincil kanser riski taşıdığından önemlidir. Ancak V20 hacmi için elde edilen değerler ise VMAT tekniği ile IMRT ve 3BKRT tekniklerinden üstün bulunmuştur. Spinal kord için maksimum doza bakıldığında ise VMAT tekniği IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre avantajlı olup kalp için de VMAT tekniği IMRT ile yakın olup daha düşük çıkmıştır. Özetlemek gerekirse; özefagus hastalarında düşük doz bölgesinde IMRT tekniği daha avantajlı iken VMAT tekniği kalp, spinal kord ve akciğer V20 hacminde daha düşük bulunmuştur.

Serviks hastalarında rektum, mesane ve bağırsak dozlarına bakılmıştır. Buna göre mesane için bakılan V45, rektum için V40 ve bağırsak için bakılan V40 ile V45 hacminde VMAT tekniği ile IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre anlamlı olarak

üstünlük sağlanmaktadır. Serviks için yapılan 3BKRT tekniğinde kritik organlar korunamamış ve verilen dozun neredeyse tamamını almıştır.

GBM hastalarında, yakın kritik organlardan beyin sapı, optik kiazma, sağ optik sinir ve sol optik sinir için seri organ olmaları nedeniyle maksimum dozlara bakılmıştır. Buna göre beyin sapı ve kiazma için bakılan maksimum dozlarda VMAT tekniği IMRT ve 3BKRT'ye göre daha düşük çıkmıştır. Sağ optik sinirde 3BKRT tekniği VMAT ve IMRT tekniklerinden daha düşük çıktığı görülmüştür bu sonuç tümör yerleşiminin, planlama tekniklerinin kritik organları korumada başarısının üzerine etkisi sebebiyledir. Sol optik sinir için bakılan maksimum doz değerinde ise VMAT tekniği IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre üstünlük sağladığı görülmüştür.

GBM hastalarında, yakın kritik organlardan beyin sapı, kiazma, sağ optik sinir ve sol optik sinir için maksimum dozlara bakılmıştır. Buna göre Beyin sapı ve kiazma için bakılan maksimum dozlarda VMAT tekniği kullanılarak yapılan planlarda IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre daha düşük değerler sağlanmıştır. Sağ optik sinirde 3BKRT tekniğinde VMAT ve IMRT tekniklerine göre daha düşük doz değerleri çıktığı görülmüştür. Bu tümör yerleşimi ile ilgilidir. Sol optik sinir için bakılan maksimum doz değerinde ise VMAT tekniğinde IMRT ve 3BKRT tekniklerine göre üstünlük sağladığı görülmüştür.

Radyasyon ışın yoğunluğunun ayarlanması ve hedef bölgenin üç boyutlu görünümüne göre tanınması, IMRT ve rotasyon tedavi yöntemi olan VMAT tekniklerinin amacıdır. Planlamalar sonucunda her bir bölge için VMAT ve IMRT planlarında 3BKRT tekniğine göre anlamlı farklar olduğu ve daha avantajlı oldukları görülmüştür. VMAT ve IMRT planları kıyaslandığında ise düşük doz bölgelerinde IMRT tekniğinin anlamlı olarak avantaj sağladığı görülmüştür. VMAT tekniğinde gantry dönüşü sırasında ışın verir. IMRT tekniğinde ise, belirli alanlarda ışınlandığından düşük doz bölgesinin hacmi VMAT tekniğine göre daha düşük olduğu görülmüştür. Her iki teknikte de kritik organ dozları RTOG0825, RTOG0418, RTOG0617 ve QUANTEC doz sınırlarının içinde olup birbirine alternatif yöntemler olduğu tespit edilmiştir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Chao CKS, Perez CA, Brady LW., *Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları*, İstanbul, Nobel Tıp Kitapevleri, 2004: 5-7, 112-521.
2. Perez AC, Brady LW., *Principles and Practice of Radiation Oncology*, 3 rd edition, Philedelphia, 1998.
3. Khan FM., *The Physics of Radiation Therapy* 3nd ed., 2003: Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, Williams and Wilkins, Chapter 4: 38-50, 51- 54, Chapter 5: 60-61, Chapter 8: 139, 140, Chapter 9: 164-165, Chapter 14: 300-310, Chapter 17: 451.
4. Ceylan C, Küçük N, Ayata B, Kılıç A, Güden, M, Engin K., Lokalize prostat kanserli hastalarda IMRT ve CyberKnife tedavi planlarının dozimetrik ve fiziksel olarak karşılaştırılması, *Türk Onkoloji Dergisi* 2010, 25(3): 93-103.
5. Taylor A, Powell MEB., Intensity-modulated radiotherapy—what is it?, *Cancer Imaging*, 2004.
6. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy, current status and issues of interest, *Int J Rad Oncol Biol Phys*. 2001, 51: 880–914.
7. Webb S., The physical basis of IMRT and inverse planning, *Br J Radiol*, Ekim 2003, 76(910):678-89.
8. IMRT Collaborative Working Group, Intensity-modulated radiotherapy, current status and issues of interest, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001, 51(4): 880–914.
9. Atalar B, Küçükmorkoç E, Doyuran M, Güngör G, Aydın G, Yapıcı B, Çağlar H, Özyar E., Stereotaktik akciğer ışınlamalarında statik 7 alan ve dinamik konformal ark tekniklerinin karşılaştırılması, *Türk Onkoloji Dergisi*, 2012, 27(3): 111-118.

10. Kumaş A., Radyasyon Fiziği ve Tıbbi Uygulamaları, *Palme Yayıncılık*, 2006: 28, 29, 50-64, 301-303.
11. Martin JE., Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği, Çeviri Editörleri, Tanır AG, Bölükdemir MH, Koç K., Ankara, *Palme Yayıncılık*, 2013: 116, 332-335.
12. Arya PA., Çekirdek Fiziğinin Esasları, Çeviri Editörü, Şahin Y., Erzurum, *Aktif Yayınevi*, 1999: 255-264, 299-306, 349-353.
13. Seyrek E., Radyoizotopların Üretimi ve Radyoterapide Kullanılması, Eğitim Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2007.
14. Beyzadeoğlu M, Ebruli C., Temel Radyasyon Onkolojisi, *Ankara Gata Yayın*, 2010: 378-388, 431-440.
15. Silverberg SG, Loffe OB., Pathology of cervical cancer, *Cancer J.*, 2003, 9(5): 335-47.
16. Özşaran Z, Yalman D, Yürüt V, Aras A, Özşaran A, Hanhan M., Lokal ileri evre serviks kanseri tanısı ileri radyokemoterapi uygulanan olgularda erken sonuçlar, *Ege Tıp Dergisi*, 2002, Cilt 41, Sayı 3, 157-162.
17. International Commission on Radiation Units and Measurements, Report No.62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
18. Ginzton LE, Nunan CS., History of Microwave Electron Linear Accelerators for Radiotherapy, *Radiation Oncology Biol. Phys.* 1985, Vol. 11 No.2: 205-216.
19. Ommen S, Selvakumar A, New Delhi, India, Linac-3: Advances In Medical Linear Accelerator Technology, *Indraprastha Apollo Hospital*, 2008.
20. Podgorsak BE., Review of Radiation Oncology Physics: A handbook for Teacher sand Students, *IAEA Educational Reports Series*, 2003.

21. Hendee RW, Ibbott SG, Hendee GE., Radiation Therapy Physics, Third Edition  
*John Wiley & Sons Pub.*, 2005.
22. Kara M, Bucci MD, Bevan A, Roach M., Advances in Radiation Therapy:  
Conventional to 3D to IMRT to 4D and Beyond, 2009.
23. Bohsung J., Klinikfür Strahlen therapie Charite Berlin, Standort Mitte. The 2D-  
ARRAY seven 29 A new way of dosimetric verification of IMRT beams.
24. Bortfeld T, Webb S., Single-Arc IMRT? *Phys Med Biol*, 2009, 54 N9-20.
25. Otto K., Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single arc. *Med phys.*  
2008, 35:310-317.
26. Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D, Bieker M, Slotman BJ, Senan S.,  
Volumetric intensity modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-  
neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiat Oncol  
Biol Phys.* 2009, 74 252-9.
27. Trilogy Tx Instructions for Use, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2010.
28. QUANTEC *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 76, No. 3, Supplement,  
2010, 10–19.
29. Yin L., Wu H., Gong J., Geng J., Jiang F., Shi A., Yu R., Li Y., Han S., Xu B.,  
and Zhu G., Volumetric-modulated arc therapy vs c-IMRT in esophageal  
cancer: A treatment planning comparison, *World J Gastroenterol.* 2012, 18(37):  
5266–5275.
30. Giorgia N, Ghosh-Laskar S, Shrivastava SK, Banerjee S, Chaudhary S, Agarwal  
JP, Munshi A, Clivio A, Fogliata A, Mancosu P, Vanetti E, Cozzi L., Volumetric  
Modulation Arc Radiotherapy With Flattening Filter-Free Beams Compared  
With Static Gantry IMRT and 3D Conformal Radiotherapy for Advanced  
Esophageal Cancer, A Feasibility Study, *Int. J. Radiation Oncol. Biol Phys.*,  
2012, Vol. 84, No:2, pp. 553-560.

31. Martin S, Chen JZ, Dar AR, Yartsev S., Dosimetric comparison of helical tomotherapy, RapidArc, and a novel IMRT & Arc technique for esophageal carcinoma, *Radiotherapy and Oncology* Volume 101, Issue 3, December 2011, 431–437.
32. Hermanto U, Frija EK, Lii MJ, Chang EL, Mahajan A, Woo SY., Intensity modulated radiotherapy (IMRT) and conventional three dimensional conformal radiotherapy for high grade gliomas, does IMRT increase the integral dose to normal brain? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007, 67(4):1135-44.
33. Chan MF, Schupak K, Burman C, Chui CS, Ling CC., Comparison of intensity-modulated radiotherapy with three dimensional conformal radiation therapy planning for glioblastoma multiforme, *Medical Dosimetry*, 2003, Vol. 28, No. 4, 261.
34. Fong Y, Crumley C., Planning Feasibility Study Comparing 3DCRT, IMRT and RapidArc in Patients with Gynecological Cancers BC cancer agency, *J Med Phys.* 2013, 38(2): 67–73.
35. Roeske JC, Lujan A, Rotmensch J, Waggoner SE, Yamada D, Mundt A, Intensity-Modulated Whole Pelvic Radiation Therapy In Patients With Gynecologic Malignancies, *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000, Vol: 48, No:5, 1613-1621.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

<b>KİŞİSEL BİLGİLER</b>	
Adı Soyadı	: NAFİYE KAPLAN
Doğum tarihi	: 05.07.1989
Doğum yeri	: BALA
Medeni hali	: BEKAR
Uyruğu	: T.C.
Adres	: Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoloji Anabilim Dalı
Tel	: 05077158691
Faks	:
E-mail	: nfy-kpln@hotmail.com
<b>EĞİTİM</b>	
Lise	: Mimar Sinan Lisesi
Lisans	: Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi
Yüksek lisans	: Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoloji. Anabilim Dalı
<b>YABANCI DİL BİLGİSİ</b>	
İngilizce	: İyi