

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

**BAŞ BOYUN KANSERLERİNDE STATİK, DİNAMİK YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ VE ARK TERAPİ TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Yüksek Lisans Tezi**

**Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı**

**Umut Efe DOKURLAR**

**I. DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Deniz YALMAN**

**II. DANIŞMAN**

**Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK**

**İZMİR**

**2014**



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

**BAŞ BOYUN KANSERLERİNDE STATİK, DİNAMİK YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ VE ARK TERAPİ TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Yüksek Lisans Tezi**

**Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı**

**Umut Efe DOKURLAR**

**I. DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Deniz YALMAN**

**II. DANIŞMAN**

**Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK**

**İZMİR**

**2014**

**DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ**

(Adı Soyadı)

(İmza)

**Başkan :** Prof. Dr. Deniz YALMAN .....

**Üye :** Prof. Dr. Yavuz ANACAK .....

**Üye :** Prof. Dr. Mustafa TEPE .....

Yüksek Lisans Tezinin kabul edildiği tarih: .....



## ÖNSÖZ

Kritik organların korunması ve doz dağılımı açısından daha iyi sonuçlar elde ettiğimiz yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) teknikleri, baş boyun tümörlerinin radyoterapisinde sıklıkla tercih edilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, farklı YART uygulama tekniklerinin tedavi kalitesi ve verimi yönünden karşılaştırılmasıdır. Bunun için baş-boyun tümörlü 20 hastanın statik, dinamik YART ve volümetrik ayarlı ark terapi (VMAT) planlamaları "Monaco" tedavi planlama sistemiyle oluşturulmuş, planlamalardan elde edilen veriler istatistiksel yöntemlerle karşılaştırılmıştır.

Sağlık fiziği alanında yapılan bu çalışmada fizik konularının yanı sıra temel düzeyde tıbbi uygulamalara yönelik bilgiler de verilmiştir. Çalışmanın hazırlanmasında konuyla ilgili temel kaynaklar ve bilimsel araştırmalardan yararlanılmış ve çalışma Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu tezin hazırlanma aşamasındaki teknik konularda, ilgili bölümlerin yazılmasında büyük özveri ve titizlik gösteren değerli hocalarım Prof. Dr. Deniz YALMAN ve Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK'a, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli hocam Fiz. Müh. İbrahim OLACAK, desteklerini her zaman gösteren Öğr. Gör. Emin TAVLAYAN, Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ, Öğr. Gör. Sinan HOCA, Öğr. Gör. Hakan EREN ve Uzm. Fiz. Yusuf Ziya HAZERAL'a, klinikteki çalışmalarım boyunca yanımda olan meslektaşım Uzm. Fiz. Hikmet Yalçınkaya'ya, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen aileme teşekkür ederim.



# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No.</u>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
<b>2.1. Baş-Boyun Bölgesinin Anatomisi</b> .....	3
<b>2.1.1. Larenks Anatomisi</b> .....	3
<b>2.1.2. Nazofarenks Anatomisi</b> .....	4
<b>2.2. Baş-Boyun Kanseri</b> .....	4
<b>2.3. Baş-Boyun Kanseri Tedavi Yaklaşımları</b> .....	5
<b>2.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi İçin Tedavi Planlama Aşamaları</b> .....	6
<b>2.4.1. Üç Boyutlu Görüntüleme Teknikleri</b> .....	6
<b>2.4.2. Tedavi Volümlerinin Tanımlanması</b> .....	12
<b>2.4.3. Tedavi Planlama Sistemleri</b> .....	15
<b>2.4.4. Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi</b> .....	16
<b>2.5. Lineer Hızlandırıcılar</b> .....	20
<b>2.5.1. Kafa Kısmı (Gantri)</b> .....	22
<b>2.5.2. Çok Yapraklı Kolimatör (Multileaf Collimator - MLC)</b> .....	23
<b>2.6. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)</b> .....	23
<b>2.6.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi</b> .....	24
<b>2.6.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi</b> .....	25
<b>2.6.3. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT)</b> .....	25

<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b> .....	26
<b>3.1.</b> "Toshiba Asteion" Marka BT Simülator .....	26
<b>3.2.</b> "Monaco v3.2" Tedavi Planlama Sistemi .....	27
<b>3.2.1.</b> "Monaco" Değer Fonksiyonları.....	27
<b>3.3.</b> Baş-Boyun Hastalarına Ait YART ve VMAT Planlamaları .....	31
<b>3.4.</b> Baş-Boyun Tümörlerinin Radyoterapisinde Doz Sınırlamaları .....	33
<b>3.5.</b> "Elekta Synergy" Marka Lineer Hızlandırıcı .....	35
<b>4. BULGULAR</b> .....	36
<b>4.1.</b> Veriler ve Tablolar .....	37
<b>4.1.1.</b> PTV İçin Elde Edilen Veriler .....	37
<b>4.1.2.</b> Parotisler İçin Elde Edilen Veriler .....	40
<b>4.1.3.</b> Oral Kavite İçin Elde Edilen Veriler.....	42
<b>4.1.4.</b> Gözler İçin Elde Edilen Veriler.....	42
<b>4.1.5.</b> Lensler İçin Elde Edilen Veriler .....	43
<b>4.1.6.</b> Optik Sinirler İçin Elde Edilen Veriler .....	44
<b>4.1.7.</b> Beyin Sapı İçin Elde Edilen Veriler.....	45
<b>4.1.8.</b> Medulla Spinalis İçin Elde Edilen Veriler .....	46
<b>4.1.9.</b> Kiazma İçin Elde Edilen Veriler .....	47
<b>4.1.10.</b> Larenks İçin Elde Edilen Veriler .....	48
<b>4.1.11.</b> Sağlıklı Dokular İçin Elde Edilen Veriler .....	48
<b>4.1.12.</b> Tedavi Süresi, Toplam Monitor Unit (MU) ve Segment Sayıları İçin Elde Edilen Veriler .....	51

<b>5. TARTIŞMA</b> .....	53
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	62
<b>7. ÖZET</b> .....	64
<b>8. ABSTRACT</b> .....	66
<b>9. YARARLANILAN KAYNAKLAR</b> .....	68
<b>EKLER</b> .....	74

## KISALTMALAR

**3B-KRT**.....3 boyutlu konformal radyoterapi

**cc**.....Cubic Centimetre (Santimetreküp)

**Dmax**.....Maksimum doz

**Dmean** .....Ortalama doz

**Gy** .....Gray

**ICRU**.....The International Commission on Radiation Units and Measurements

**IMRT** .....Intensity Modulated Radiotherapy (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)

**YART**.....Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

**MU**.....Monitor Unit

**MV**.....Megavolt

**GTV**.....Gross Tumor Volume (Tanımlanabilir Tümör Hacmi)

**CTV**.....Clinical Target Volume (Klinik Hedef Hacim)

**OAR**.....Organs at Risk (Risk Altındaki Organlar)

**PRV**.....Planning Organ At Risk Volume (Planlanan Riskli Organ Hacmi)

**TV**.....Treated Volume (Tedavi Hacmi)

**RVR**.....Remaining Volume at Risk (Normal Doku Hacmi)

**PTV**.....Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)

**RTOG** .....Radiation Therapy Oncology Group

**Sn** .....Saniye

**VMAT**.....Volumetric Modulated Arc Therapy (Volumetrik Ayarlı Ark Terapi)

**DVH**.....Doz Volüm Histogramı

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No.</u>
Şekil 1. Baş boyun anatomisi.....	3
Şekil 2. BT aygıtının bölümleri. ....	7
Şekil 3. Piksel ( $a \times b$ ) ve voksel ( $a \times b \times c$ ), D: Görüntünün çapı.....	7
Şekil 4. Hounsfield ölçeği.....	8
Şekil 5. (a) BT görüntüsü (b) PET verilerinin BT imajı üzerine yerleştirilmiş hali (c) MR görüntüsü (d) PET verilerinin MR imajı üzerine yerleştirilmiş hali.....	12
Şekil 6. Radyoterapide kullanılan hacim kavramları. ....	14
Şekil 7. Hedef volüm ve riskli organlarla birlikte üç boyutlu doz dağılımının gösterimi.....	17
Şekil 8. Diferansiyel DVH örneği (a) Hedef volüm (b) Riskli organ.....	18
Şekil 9. (a) Kümülatif DVH örneği (b) İdeal kümülatif DVH.....	19
Şekil 10. Farklı konformite indeksi tanımlamalarının karşılaştırması.....	19
Şekil 11. Farklı ticari markaların lineer hızlandırıcılarına ait gantri tasarımları. ....	23
Şekil 12. YART tedavi planlamasına ait segment örnekleri.....	24
Şekil 13. "Serial" değer fonksiyonunun yüksek doz bölgelerinde gösterdiği etki.....	28
Şekil 14. "Parallel" değer fonksiyonunun DVH üzerindeki etkisi.....	28
Şekil 15. "Quadratic Overdose" değer fonksiyonunun doz eğrisine etkisi.....	29
Şekil 16. "Quadratic Underdose" değer fonksiyonunun doz eğrisine etkisi.....	30
Şekil 17. "Maximum dose" değer fonksiyonunun doz eğrisine etkisi.....	30
Şekil 18. "Overdose DVH" değer fonksiyonunun DVH üzerindeki etkisi.....	31
Şekil 19. "Underdose DVH" değer fonksiyonunun DVH üzerine etkisi.....	31
Şekil 20. Termoplastik YART maskesi.....	32
Şekil 21. Hedef hacim ve riskli organlara ait konturlar.....	32

<b>Şekil 22.</b> (a) Statik, dinamik YART ve (b) VMAT tedavi planlamalarında kullanılan alanlar.....	33
<b>Şekil 23.</b> Transvers kesitteki doz dağılımı a) Statik YART b) Dinamik YART c) VMAT.....	36
<b>Şekil 24.</b> Sagittal kesitteki doz dağılımı a) Statik YART b) Dinamik YART c) VMAT.....	36
<b>Şekil 25.</b> Koronal kesitteki doz dağılımı a) Statik YART b) Dinamik YART c) VMAT.....	37
<b>Şekil 26.</b> Üç ayrı tekniğin sonuçlarını içeren doz - volüm histogramı. ....	37

## RESİMLER DİZİNİ

Sayfa No.

<b>Resim 1.</b> "Toshiba Asteion-TSX-021B" BT Simülator.....	26
<b>Resim 2.</b> "Elekta Synergy" lineer hızlandırıcı cihazı. ....	35

## TABLolar DİZİNİ

Sayfa No.

<b>Tablo 1.</b> Kritik Organlar İçin Belirlenmiş Doz Sınırlamaları.....	34
<b>Tablo 2.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	38
<b>Tablo 3.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait konformite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	38
<b>Tablo 4.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%2 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	39
<b>Tablo 5.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%98 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	39
<b>Tablo 6.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait homojenite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	40
<b>Tablo 7.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait ipsilateral parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	40
<b>Tablo 8.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kontralateral parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	41
<b>Tablo 9.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait ipsilateral parotis V30 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	41
<b>Tablo 10.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kontralateral parotis V30 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	42
<b>Tablo 11.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait oral kavite ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	42
<b>Tablo 12.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	43

<b>Tablo 13.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	43
<b>Tablo 14.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait lens maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	44
<b>Tablo 15.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ optik sınır maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	44
<b>Tablo 16.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol optik sınır maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	45
<b>Tablo 17.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait beyin sapı maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	45
<b>Tablo 18.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait beyin sapı ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	46
<b>Tablo 19.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait medulla spinalis maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	46
<b>Tablo 20.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait medulla spinalis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	47
<b>Tablo 21.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kiazma maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	47
<b>Tablo 22.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kiazma ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	48
<b>Tablo 23.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait larenks ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	48
<b>Tablo 24.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağlıklı doku ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	49

<b>Tablo 25.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 5 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	50
<b>Tablo 26.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 10 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	50
<b>Tablo 27.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 15 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	50
<b>Tablo 28.</b> Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 20 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	51
<b>Tablo 29.</b> Üç farklı tekniğe ait tedavi süreleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. .....	51
<b>Tablo 30.</b> Üç farklı tekniğe ait MU değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. .....	52
<b>Tablo 31.</b> Üç farklı tekniğe ait segment sayıları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları. ....	52

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Baş-boyun kanserlerinin tedavileri çok disiplinli yaklaşımlarla gerçekleştirilir ve hastaların çoğuna radyoterapi uygulanmaktadır (1,2). Radyoterapi, tümöre maksimum doz verilirken sağlıklı dokuların korunmasını amaçlar (3). Radyoterapi alanındaki teknolojik gelişmeler ve yapılan çalışmalar bu amaca hizmet etmektedir. Günümüzde iki boyutlu ve üç boyutlu radyoterapi yerine sıklıkla kullanılan yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğinin kullanıma girmesiyle birlikte zamanla görülen eksiklikler teknolojik gelişmeleri beraberinde getirmiştir. YART tekniğinin planlamasında ana ışın demetine ek olarak farklı yoğunluklardaki küçük demetçikler oluşturularak hedef hacim üzerinde kesiştirilir. Işın demetleri vücuda çeşitli açılardan girerek hedef hacim üzerinde maksimum dozu oluştururken sağlıklı dokuların olabildiğince korunması sağlanır (1). YART uygulanması uzun zaman alan bir teknik olduğundan hasta konforu ve tedavinin kesinliği açısından kaygılar yaratmıştır. Bu sorunu çözmeye yönelik yapılan çalışmalar lineer hızlandırıcıların gelişimine ve YART tekniğinin evrim geçirmesine yol açmıştır. Günümüzde yeni lineer hızlandırıcıların sağladığı teknolojik gelişmeler sayesinde uygulanabilen dinamik YART ve VMAT gibi tekniklerle tedavi süreleri oldukça kısaltılmıştır. Dinamik YART tekniği ışınlama esnasında lif hareketlerine izin verirken, VMAT tekniği aynı zamanda gantri hareketi sağlayarak tedavi hızını arttırmaktadır. Bununla birlikte süre açısından elde edilen bu kazancın dezavantajlarının olup olmadığı yaygın bir araştırma konusu haline gelmiştir (5-7).

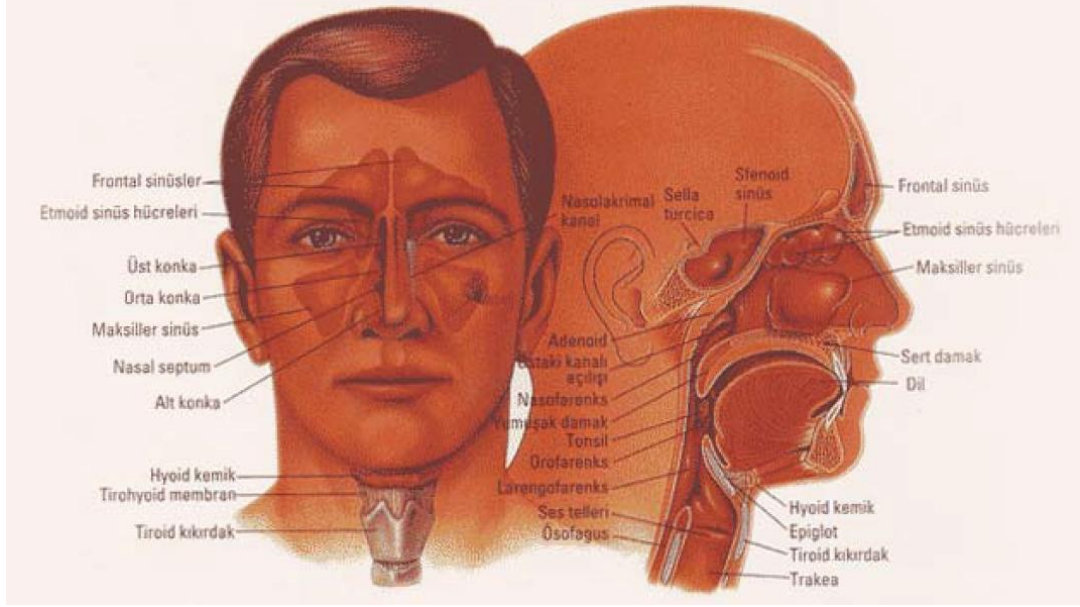
Bu çalışmada, YART ile tedavi edilmesi kararlaştırılmış baş-boyun kanserli 20 hastanın planlamaları "Monaco" tedavi planlama sistemi kullanılarak yapılmıştır. Statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için elde edilen planlamalar tedavi

kalitesi ve verimi açısından istatistiksel yöntemlerle karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına bağlı olarak, baş boyun bölgesinde tümörün yerleşiminin ve kritik organların hastaya özgül değerlendirilip, üç ayrı teknik arasında kolaylıkla seçim yapılabilmesi amaçlanmaktadır. Tedavi süresi açısından elde edilen istatistiksel verilerin planlamadaki doz dağılımı açısından fark görülmeyen noktalarda, teknikler arasında seçim yapılmasını kolaylaştıran ve klinik uygulamada tedavi verimini arttıran faktörler olarak rol oynayacağı düşünülmektedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Baş-Boyun Bölgesinin Anatomisi

Baş boyun bölgesi, bulundurduğu yapılar ve bu yapıların birbirleriyle olan ilişkileri nedeniyle oldukça kompleks bir anatomiye sahiptir (Şekil 1) (2).



Şekil 1. Baş boyun anatomisi.

#### 2.1.1. Larenks Anatomisi

Larenks, Kıkırdak, kas ve fibroelastik bağlardan oluşan, dil kökü ile trakea arasında, yenidoğanlarda 1-4. ve erişkinlerde 3-6. servikal vertebralar seviyesinde yerleşen, trakeaya hava girişini kontrol eden, ses oluşturabilen ve yutma sırasında sfinkter gibi görev yapan üst solunum yollarının önemli bir bölümüdür.

Anatomik olarak 3 bölgeden oluşmaktadır:

1. Supraglottik larenks
2. Glottik larenks
3. Subglottik larenks

Larenksin 3 bölgeye ayrılması bu bölgelerde gelişen tümörlerin yayılım şekli, klinik bulgular, tedavi yöntemleri ve prognozu belirlemek açısından önemlidir (9,10).

### **2.1.2. Farenks ve Nazofarenks Anatomisi**

Farenks, sindirim borusunun ikinci parçasıdır. Ağız boşluğundan sonra gelir. Burun ve ağız boşlukları ile larenksin arkasında, boyun omurlarının önünde 12,5-15 cm uzunluğundadır. Üst ve orta bölümleri genişken, aşağıya doğru daralmaya başlar. En dar yeri özafagus ile birleştiği yerdir. Sindirim ve solunum sistemlerinin ortak bir organı olarak sayılabilir (3).

Nazofarenks, kafa tabanından yumuşak damağa uzanan, nazal kavite ve orofarenksi birleştiren düzensiz yapıda anatomik bir boşluktur. Önde koana ağızları, üstte sfenoid kemik, arkada 1. ve 2. servikal vertebra, altta yumuşak damak tarafından sınırlanmaktadır (4).

### **2.2. Baş-Boyun Kanseri**

Baş-boyun kanseri ağız boşluğu, farenks ve larenksi kapsayan birbiriyle ilişkili bir grup kanserdir. Güney Asya, Orta ve Güney Avrupa yüksek insidanslı bölgelerdir. Çoğunluğu histolojik olarak skuamoz hücreli karsinom türündedir ve bu kanserler için en belirgin risk faktörleri tütün ve alkol kullanımınıdır. Sigara, baş boyun kanseri için en önemli risk faktörü olup ağır içiciler, uzun dönemli içiciler ve kara tütün ya da yüksek katranlı sigara içicileri için bu risk daha yüksektir. Puro ve pipo içmek de risk oluşturmaktadır. Alkollü içeceklerin tüketilmesi de baş boyun kanseri riskini önemli derecede arttırmaktadır. Ağır içicilerin maruz kaldığı risk, sigara içmeyenlere ve çok az içenlere göre on kat fazladır. Alkol ve tütünün etkisinin değişik anatomik bölgelerdeki baş boyun kanserlerine göre çeşitlilik gösterebileceği

düşünülmekle birlikte, her ikisine maruziyetin bileşik etkisi, dünya genelindeki tüm baş boyun kanserlerinin çoğunluğunu açıklamaktadır. Alkol ve tütünün neden olduğu kanserlerin oranı yaşla birlikte düşmektedir, 45 yaş öncesinde tanı konulan kanserlerin oranı %32'dir. Yetersiz ağız sağlığı ağız içi kanserler için risk faktörleri arasındadır. İnsan papilloma virüsünün de bazı baş boyun kanserlerinin nedeni olduğu bilinmektedir (5).

### **2.3. Baş-Boyun Kanserlerinde Tedavi Yaklaşımları**

Baş-boyun kanserlerinde tedavi yöntemi tümörün yerleşim yerine ve hastalığın evresine göre değişmektedir. Oral kavite ve orofarengeal kanserlerde erken evrede ( Evre I-II ) tedavi cerrahi ya da radyoterapi şeklinde olabilirken ileri evre ( Evre III-IV ) kanserlerde en iyi yöntem cerrahi ve sonrasında radyoterapidir. Rezekte edilemeyecek tümörlerde ise kemoradyoterapi uygulanmaktadır. Beş yıllık sağkalım Evre I tümörlerde % 60-80 arasında iken, evre IV'de % 25'e düşmektedir (6).

T1 hipofarenks kanserlerinde cerrahi veya radyoterapi kullanılabilirken, daha ileri evredeki hipofarenks kanserleri cerrahi sonrası radyoterapiye ihtiyaç duyar. Evre I hipofarenks kanserlerinde 5 yıllık sağkalım %70 civarındayken Evre IV'te %4'e düşmektedir (6).

Erken evre larenks kanserleri radyoterapi ya da cerrahi ile tedavi edilebilirken daha ileri evreli tümörler cerrahi + radyoterapi ya da kemoradyoterapi ile tedavi edilebilirler. Evre I larenks kanserinin 5 yıllık sağkalım oranı % 90 iken evre IV larenks kanserinde bu oran % 40'a düşmektedir (6).

Erken evre nazofarenks kanserlerinde boyun bölgesine metastaz bulunsa da tedavi seçeneği radyoterapi iken ileri evrelerde kemoradyoterapi uygulanmaktadır.

Tüm nazofarenks kanserlerindeki 5 yıllık sağkalım oranı % 50 - 76 arasında değişmektedir(6).

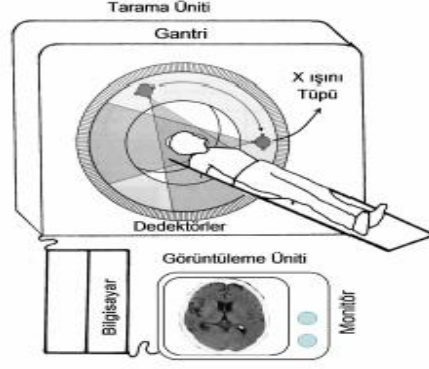
## **2.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi İçin Tedavi Planlama Aşamaları**

### **2.4.1. Üç Boyutlu Görüntüleme Teknikleri**

#### **2.4.1.1. Bilgisayarlı Tomografi**

X ışınlarıyla elde edilen konvansiyonel filmlerde radyasyonun farklı ortamlardan geçerken uğradığı soğurulma miktarından yararlanır. Ancak iki boyutlu bu görüntülerde derinlemesine ayrıntıları görmek mümkün olmamaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT) radyasyonun aynı karakteristiğinden yararlanan ancak farklı uygulama ve hesaplama yöntemleri içeren görüntüleme tekniğidir (14,15).

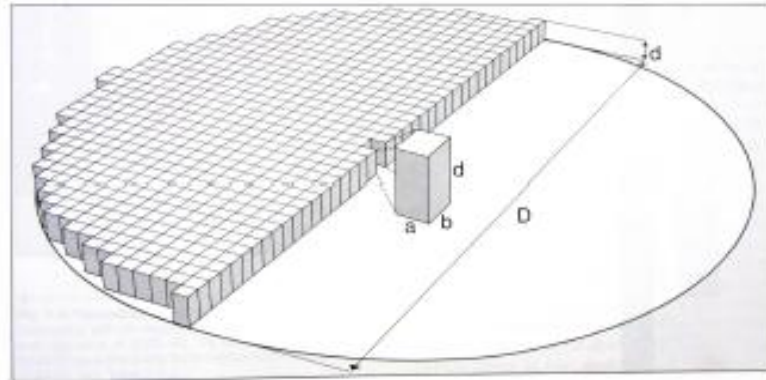
BT cihazı tarama bölümü, bilgisayar sistemi, görüntüleme bölümü olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır (Şekil 2) . Tarama bölümü, gantri ve hasta masasından oluşur. Gantri içerisinde karşılıklı konumlandırılmış senkronize çalışan x-ışını tüpü ve dedektörler bulunmaktadır. İstenilen kesit kalınlığına ve kesitler arasındaki mesafeye göre çekim sırasında hasta masası gantri içerisinde hareket eder. Dedektör teknolojileri geliştikçe daha hızlı çekimlere olanak sağlayan BT cihazları üretilmektedir. Bilgisayar sistemi, dedektörlerden gelen dijitalize verileri işleyerek görüntünün tümünü oluşturacak voksellerin değerlerini oluşturur. Görüntüleme bölümü, sayısal değerlerden ortaya çıkmış görüntünün ortaya çıktığı ve işlendiği bölümdür (7).



Şekil 2. BT aygıtının bölümleri.

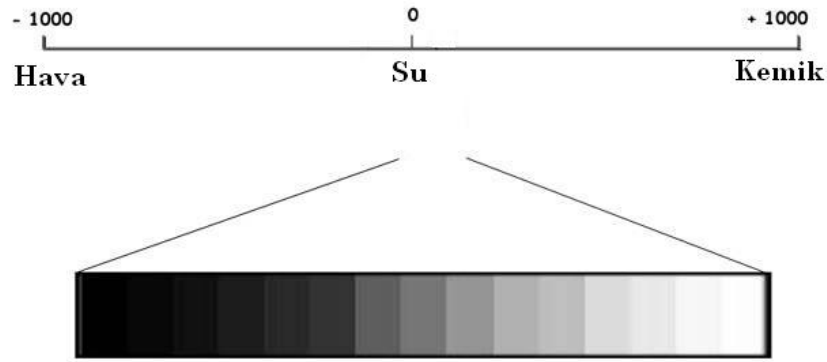
BT görüntüsünün alınabilmesi için x-ışını tüpü kesit düzlemi çevresinde 360 derece döner ve x-ışını demeti gönderilir. Vücuda giren ve çıkan x-ışını miktarı ölçülür ve aradaki fark sayesinde birçok hesaplama yapılarak görüntü elde edilir. Bütün dijital görüntülerde olduğu gibi BT'de de görüntü piksellerden oluşmaktadır. Buna **görüntü matrisi** denir. Matris sayısı görüntünün iki kenarındaki piksel sayısının çarpımı şeklinde gösterilir ve günümüzdeki aygıtlarda bu sayı genellikle  $512 \times 512$  'dir (7).

BT görüntülerinin bizim tarafımızdan belirlenen bir kalınlıkları da vardır. Dolayısıyla aslında iki boyutlu değildirler. Ölçüm yapılan birim, tabanı piksellerin, yüksekliği ise kalınlığın oluşturduğu voksellerdir (Şekil 3) (7).



Şekil 3. Piksel ( $a \times b$ ) ve voksel ( $a \times b \times d$ ), D: Görüntünün çapı.

Dedektörlerin ölçtüğü ve dijitalize ettiği değerler, bilgisayar aracılığıyla her vokselin x-ışınlarını tutma değerlerine dönüştürülür. Bu değerlerde suyun x-ışını tutma değeri 0 kabul edilir. Cetveldeki diğer değerler -1000 ve +3095 arasındadır. Bu cetvele bu yöntemi geliştiren İngiliz fizikçi Hounsfield' den dolayı **Hounsfield cetveli**, bu cetveldeki sayılara da **Hounsfield ünitesi** (HU) adı verilir. Sistemin bilgisayarları bu cetvele göre tüm voksellere bir sayı atar. Bu sayı, voksel içerisine giren tüm yapıların HU değerlerinin bir ortalamasıdır. Sistem son olarak voksellere verilen bu değerlere, gri skalada karşılık gelen tondaki rengi verir ve görüntü meydana gelir (Şekil 4) (8).



Şekil 4. Hounsfield ölçeği.

#### 2.4.1.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), çok güçlü bir mıknatıs ve radyo dalgaları kullanılarak görüntü elde edilmesini sağlar ve bunun için iyonizan radyasyon kullanmaz (9). Vücudumuzda bulunan yağ ve suyun moleküler yapısında bulunan hidrojen atomlarının güçlü bir manyetik alan içerisinde, kendilerini rezonansa uğratacak bir radyofrekans dalgasıyla uyarılıp titreştirilmesinden elde edilen sinyallerin görüntüye dönüştürüldüğü, doku kontrast rezolüsyonu en yüksek radyolojik görüntüleme yöntemidir (10).

MRG'nin temelleri 1923 yılında Wolfgang Pauli'nin çekirdekdeki spin rezonans olayını ortaya çıkarmasıyla atılmıştır. MRG'nin tanımlanması 1946 yılında Felix Bloch ve Edward Mills Purcell adlı araştırmacılar tarafından yapılmıştır. MRG, insan vücudunda ilk defa 1973 yılında Paul C. Lauterbur tarafından gerçekleştirilmiştir (10).

MRG aygıtı birbiriyle uyum içerisinde çalışan üç temel alt birimden oluşur. Bunlar gantri, bilgisayar ve görüntüleme alt birimleridir. Gantri, hasta vücudunu tümüyle içine alabilen bir tünele benzetilebilir. Son yıllarda, dar ve kapalı yerde kalma korkusu olan hastalara yönelik kısmen açıklığı olan ve daha kısa modeller üretilmiştir. Gantri ünitesi magnet ve bobinlerden oluşur. MRG aygıtının en önemli elemanı magnettir. Magnet, görüntüleme için yeterli manyetizasyonu yaratabilecek, düzenli ve güçlü bir manyetik alan oluşturabilmelidir. MRG aygıtında manyetik alanı farklı yöntemlerle sağlayan magnetler kullanılabilir. Bunlar süperkonduktif, rezistiv, permanent (daimi), elektromagnetler ve birden fazla yöntemi aynı anda kullanan hibrid magnetlerdir. Bobinler, gantri içerisine yerleştirilmiş iletken tellerdir. Bunlar magnetin iç tarafından gantri boşluğuna doğru sırasıyla "shim", "gradient" ve "radyofrekans (RF)" sargılarıdır. "Shim" sargıları, manyetik alanın daha düzenli olmasını sağlamak için kullanılan sargılardır. "Gradient" sargıları, dış manyetik alanda değişiklik yapmak için kullanılırlar. "Gradient" sistemi x, y, z koordinatlarında ayrı ayrı çalışan üç sargıdan oluşur. RF sargıları, görüntülenecek dokuları uyarmak ve sinyal kaydı amacıyla kullanılır. MRG aygıtındaki bilgisayar ünitesi BT ünitesinde kullanılanların bir benzeridir. RF sargılarında saptanan sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi için gereken matematiksel işlemlerin yapıldığı birimdir (7).

Yumuşak doku anatomik bilgisine ihtiyaç duyulduğunda MRG kullanılması avantaj sağlamaktadır. MRG ile vücudun büyük bölümünü oluşturan yumuşak dokuların yüksek kontrast çözünürlüğü altında birbirinden ayrıştırılması, iç yapılarının daha iyi bir şekilde ortaya konmasını kolaylaştırmaktadır. MRG kullanımının bazı dezavantajları olup bunlar cihazın manyetik alan gücüne ve tekniğin yarattığı etkenlere bağlıdır. Üzerinde kalp pili, nörostimülatör, infüzyon pompası gibi aygıtları taşıyan hastalar MRG için uygun olmamaktadır. MRG'de sinyaller proton yoğunluğuna bağlı oluşturulduğundan bazı doku ya da oluşumlardan yeterli sinyal alınamaz. Kortikal kemik, kalsifikasyon, akciğer dokuları bunlara örnek olarak verilebilir (10).

Günlük pratikte MRG çekimlerinin %60-80'sini santral sinir sistemi, %15-20'sini kas-iskelet sistemi, geri kalanı ise karaciğer, pelvik, baş-boyun ve toraks incelemeleri oluşturmaktadır (10).

#### **2.4.1.3. Pozitron Emisyon Tomografisi**

Pozitron emisyon tomografisi (PET), pozitron emisyonu yapan radyoizotoplarla bağlanmış radyofarmasötikler kullanılarak yapılan nükleer tıp görüntüleme yöntemlerinin en gelişmiş olanıdır. En çok kullanılan pozitron yayıcılar Karbon-11, Oksijen-15, Nitrojen-13, Flor-18'dir. Kullanılan izotopların yarı ömürleri kısa (O-15 için 2 dk, F-18 için 109 dk) olduğu için siklotronlar, tekniği uygulayan merkezlerin yakınında olmalıdır (11).

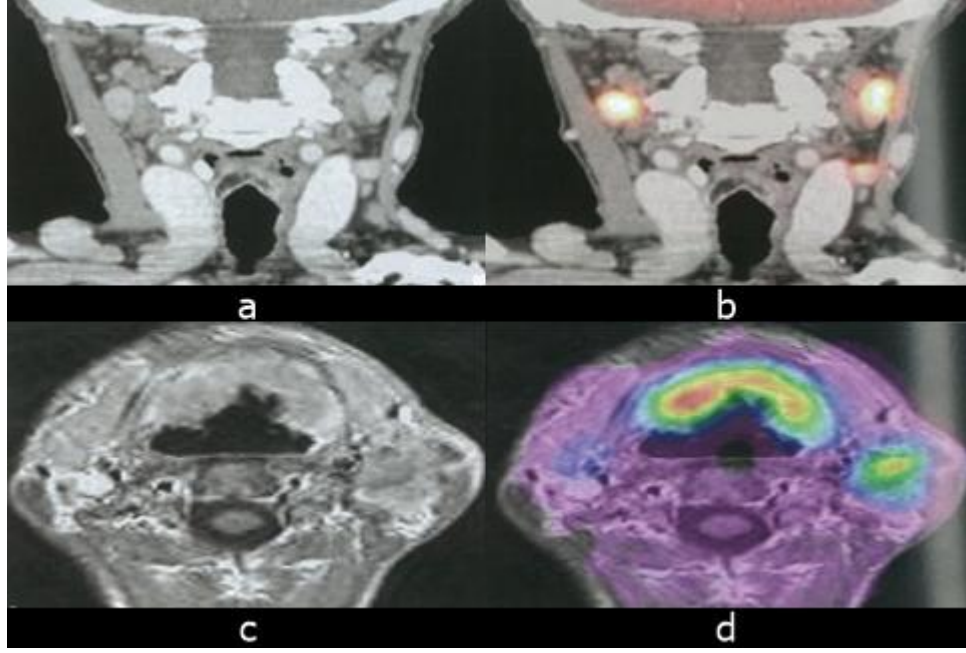
PET uygulamalarında en sık kullanılan radyofarmasötik F-18 ile işaretlenmiş flurodeoksiglukozdur (FDG). FDG, glikoz gibi hücre membranındaki glikoz taşıyıcı moleküller tarafından hücre içerisine alınır ve glikoliz metobalizmasına girer. Ancak glikoliz metobalizması tamamlanmadığı için hücre içerisinde birikir. PET

tarayıcısında kullanılan kristal dedektörlerle hastadan gelen ışınlar algılanır ve işlenir. Çoğu tümörde glikoliz artışı olduğu için FDG-PET görüntülerinde belirgin olarak görülmektedirler (12).

PET, morfolojik yaklaşımdan ziyade fonksiyonel bir yaklaşım sağlamaktadır (13). PET'in esas gelişimi BT ile birlikte kullanılmasıyla olmuştur (12). PET/BT, iki yöntemin birlikte kullanılmasıyla ortaya çıkmış hibrid bir görüntüleme yöntemidir. PET/BT'nin en çok kullanım endikasyonu onkoloji olgularıdır. Tanı amaçlı PET/BT çekiminde diğer tanı yöntemleriyle belirlenmiş kitlelerin metabolik özellikleri ortaya konur. Kanser tanısı almış olgularda evrelendirme yapılabildiği gibi, ilk tedaviden sonra yeniden evreleme amaçlı veya tedavi gören olguların tedaviye yanıtının değerlendirilmesinde kullanılabilir (14).

#### **2.4.1.4. Füzyon**

Füzyon, iki veya daha fazla görüntünün birleştirilerek yeni bir görüntü elde edilmesi sürecidir. Süreç, farklı görüntüleme tekniklerinin farklı özelliklerinden yararlanılmasını sağlar. Örneğin BT'den gelen görüntü anatomik olarak bilgi verirken, PET'den gelen görüntüler biyolojik olarak bilgi sağlamaktadır (Şekil 5). Birleştirme, aynı görüntüleme tekniğiyle farklı zamanlarda alınmış görüntüler için de gerçekleştirilebilir. Örneğin, tedavi öncesi ve sonrası çekilmiş iki farklı BT görüntüsü tedavinin yanıtının değerlendirilmesinde kolaylık sağlamaktadır (15).



**Şekil 5.** (a) BT görüntüsü (b) PET verilerinin BT imajı üzerine yerleştirilmiş hali (c) MR görüntüsü (d) PET verilerinin MR imajı üzerine yerleştirilmiş hali.

#### **2.4.2. Tedavi Volümlerinin Tanımlanması**

Tedavi planlama süreci ve tedavi planının sunumu açısından tümör ve normal dokuların tanımlanması gereklidir. Bu tanımlamalar gerçekleşmediği takdirde tümör ve sağlıklı dokuların dozları tanımlanamaz, kaydedilemez ve raporlanamaz (16).

##### **2.4.2.1. Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume-GTV)**

Tanımlanabilir tümör hacmi, tümörün gösterilebilir uzanımı ve yerleşimidir. Primer tümörü, metastatik bölgesel nodları veya uzak metastazları içerebilir. Total cerrahi rezeksiyon durumunda GTV tanımlanmaz, sadece klinik hedef hacim (CTV) tanımlanır. GTV, genelde malign tümörleri temsil eder ancak malign olmayan lezyonları da temsil edebilir (karotis gövdesi glomus tümörü, arteriovenöz malformasyon, hipofiz adenomu). Tümörün evrelemesinin yapılabilmesi, lokal kontrol için dozun doğru bir şekilde dağıtılabilmesi, tedavi sırasında CTV ve planlanan hedef hacim (PTV) tekrar tanımlanmak istendiğinde GTV'nin regresyonunun değerlendirilebilmesi, GTV'deki değişiklikler gözlemlenerek tedavi

sonucu için öngörülerde bulunulabilmesi için GTV'nin doğru bir şekilde tanımlanması şarttır (16).

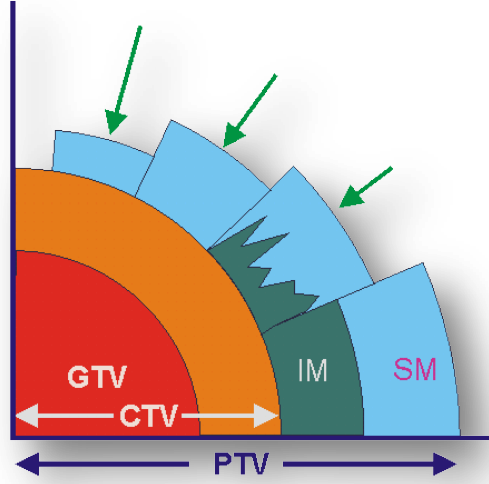
#### **2.4.2.2. Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume-CTV)**

Gösterilebilir bir GTV ve subklinik malign hastalığı içeren, tedavi için yararlı olasılık derecesine sahip doku hacmidir. Subklinik yayılımı, primer tümör GTV'sinin kenarlarındaki mikroskopik tümör yayılımını, lenf nodlarına olası bölgesel yayılımı, olası potansiyel uzak metastatik yayılımı içermektedir. CTV'nin belirlenmesinde tümörün biyolojik özellikleri ve klinik deneyim rol oynar. CTV sınırları belirlenirken klinik deneyimlere dayalı yayınlanmış öneriler dikkate alınmalıdır (16).

#### **2.4.2.3. Planlanan Hedef Hacim (Planing Target Volume-PTV)**

PTV, doz dağılımının oluşturulmasında ve bunun bildiriminde kullanılan geometrik bir kavramdır. Organ hareketleri ve hasta pozisyonlandırılması sırasındaki hataların CTV'nin gerekli dozu almasını engellememesi için oluşturulur. CTV'nin boyu, şekil ve pozisyonu göz önünde bulundurularak verilen sınır değerine **internal marj**, hasta pozisyonlandırılmasında olabilecek hataların düşünülmesiyle verilen sınıra ise **eksternal marj** denir. Hem tümör yerleşimindeki hem de cihaz parametrelerindeki belirsizliklerin ve varyasyonların varlığının ve etkisinin bilgisini içerir. Bu varyasyonlar tedavi esnasında, fraksiyonlar arasında ve planlama ile tedavi arasındaki süreçte yaşanabilecek değişiklikleri kapsar. İnternal varyasyonlar anatomik bölgeye ve hastaya bağlı olarak değişiklikler gösterebilir. Eksternal varyasyonlar ise hasta pozisyonlandırma metodlarına, ekipmanların mekanik belirsizliklerine, dozimetrik belirsizliklere, BT bilgilerinin transfer hatalarına ve personelin hatalarına göre gelişebilmektedir. Varyasyonların engellenmesinde hasta immobilizasyon aygıtlarının iyi seçilmesi, kalite kontrol

programlarının geliştirilmesi, personelin deneyimi ve bilgi birikimi önem kazanmaktadır (16).



Şekil 6. Radyoterapide kullanılan hacim kavramları.

#### 2.4.2.4. Risk altındaki Organlar (Organs at Risk-OAR)

Işınlanmak istenmeyen her doku prensipte risk altındaki organ (OAR) olarak tanımlanır. YART ve VMAT tekniklerinin kullanılmaya başlanmasıyla risk altındaki organların daha ayrıntılı olarak konturlanması önem kazanmıştır. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT) planlarında hiç ışınlanmayan organlar bu tekniklerin kullanıldığı tedavilerde doz alabilmektedir. Bu dozların raporlanması tedavi planlarının doğru değerlendirilebilmesi için önemlidir (16).

#### 2.4.2.5. Planlanan Riskli Organ Hacmi (Planning Organ at Risk Volume-PRV)

CTV'ye belirli sınırlar verilerek PTV'nin oluşturulmasında olduğu gibi, tedavi planlama sırasında korunmaya çalışılan riskli organların hareketlerinin hesaba katılmasıyla OAR'lara belirli marjlar verilir ve PRV oluşturulur. PTV ve PRV tanımlandıktan sonra birden fazla çakışma alanları oluşsa da bu volüm tanımlamalarından taviz verilmemesi önerilir. Çakışmalar oluşsa da planlama

esnasında PTV veya PRV'ye öncelik verilerek, doz tanımlarında değişiklikler yapılarak oluşabilecek sorunların üstesinden gelinebilir (16).

#### **2.4.2.6. Tedavi Hacmi (Treated Volume-TV)**

Radyasyon onkoloğunun komplikasyonlar sınırında, tümör endikasyonu veya palyasyon için karar verdiği belirli bir izodoz konturunun sardığı doku hacmidir. Işınlama tekniklerinin farklılıklarına bağlı olarak verilen dozun kapsadığı hacim PTV'den daha büyük veya küçük olabilir. TV'nin PTV'ye göre şekil, boyut ve pozisyonunun bildirilmesi PTV içindeki veya dışındaki lokal yinelemelerin değerlendirilmesi açısından önemlidir (16).

#### **2.4.2.7. Tanımlanmayan Doku Hacmi (Remaining Volume at Risk-RVR)**

CTV ve OAR tanımlarının dışında kalan hacimdir. RVR'deki yüksek doz bölgeleri özellikle uzun dönem sağkalım beklenen genç hastalarda geç yan etki riski açısından tedavi planlama esnasında iyi değerlendirilmelidir. Doz volüm histogramlarının yanı sıra kesitsel değerlendirme de oldukça önemlidir (16).

#### **2.4.3. Tedavi Planlama Sistemleri**

Tümör kontrolünü artırıp normal doku komplikasyonlarını en aza indirecek doz dağılımını oluşturmak amacıyla eksternal radyoterapide bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri kullanılır. Bu sistemlerde hasta anatomisi ve hedef doku üç boyutlu modellenebilmektedir. Tedavi planlama birçok aşamadan oluşur ve bütün aşamalardan sonra doz dağılımının doğru bir şekilde hesaplanması medikal fizik uzmanının sorumluluğundadır. Hasta tedaviye girmeden önce oluşan doz dağılımı radyasyon onkoloğu tarafından incelenir (17).

1970'li yıllardan önce tedavi planlamaları hasta konturları üzerinde izodoz kartları kullanılarak yapılırken daha sonraları BT'nin gelişmesiyle doz dağılımlarını,

bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri aracılığıyla hastanın aksiyal kesitlerinde görmek mümkün olmuştur. Doz hesaplamaları iki boyutlu sistemlerden üç boyutlu sistemlere gelişim göstermiştir ve artık günümüzde radyobiyojik hesaplamaları da içeren üç boyutlu "Monte Carlo" teknikleri kullanılarak doz planlamaları yapılmaktadır. Bilgisayarların gücü arttıkça hesaplama süreleri de kısalmaktadır(17).

Geleneksel "forward" (ileri) tedavi planlama sistemlerinde doz dağılımı kullanıcı tarafından deneme yanılma yöntemi kullanılarak en iyi hale getirilmeye çalışılır. Zamanla bu yöntem yerini doz optimizasyon tekniğini kullanan "inverse" (tersten) planlama sistemlerine bırakmıştır. Bu yöntemde hedef ve kritik yapılar için kullanıcıdan istenen doz değerleri tedavi planlama işleminin başında tanımlanır ve sistem bu değerlere optimizasyon sürecinde ulaşmaya çalışır (17).

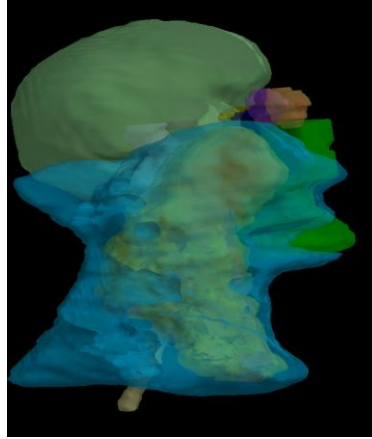
Bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri geliştikçe yazılım ve donanıma bağımlı sistemlere güvenerek yapılan işlemler de artmaktadır. Bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinde yapılan hesaplamaların tedaviye doğru yansımalarını sağlamak için kalite kontrol programlarının oluşturulması oldukça önemlidir (17).

#### **2.4.4. Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi**

Medikal fizik uzmanı tarafından manuel veya bilgisayar sistemiyle yapılan doz hesaplamaları sona erdikten sonra planın değerlendirilmesi gerekir. Doz dağılımlarının değerlendirilmesinde izodoz eğrileri, doz dağılım istatistikleri, doz volüm histogramları (DVH) kullanılır (18). Homojenite indeksi (HI) ve konformite indeksi (CI) kavramları da tedavi planlarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan tanımlamalardır (19).

#### 2.4.4.1. İzodoz Eğrileri

İzodoz eğrileri, tanımlanan dozun yüzdesi cinsinden aynı dozu alan noktaları birleştiren eğrilerdir ve hasta boyunca tüm kesitlerde incelenerek planın değerlendirilmesinde kullanılır. İzodoz eğrilerinin sadece aksiyel kesitlerde incelenmesi üç boyutlu değerlendirme açısından yanıltıcı olabileceğinden sagittal ve koronal kesitlerde de gerekli değerlendirmeler yapılmalıdır (18).



**Şekil 7.** Hedef volüm ve riskli organlarla birlikte üç boyutlu doz dağılımının gösterimi.

Üç planda da incelemenin yapılmasına ek olarak güncel tedavi planlama sistemlerinin sağladığı üç boyutlu görünüm özelliğinden de yararlanılabilir (Şekil 7). Tüm bu özellikler kullanılsa da izodoz eğrilerinin incelenmesi, anatomik yapılar ve dozlar ile ilgili sayısal bilgileri içermez ve dolayısıyla tek başına plan hakkında fikir vermez (18).

#### 2.4.4.2. Doz Dağılım İstatistikleri

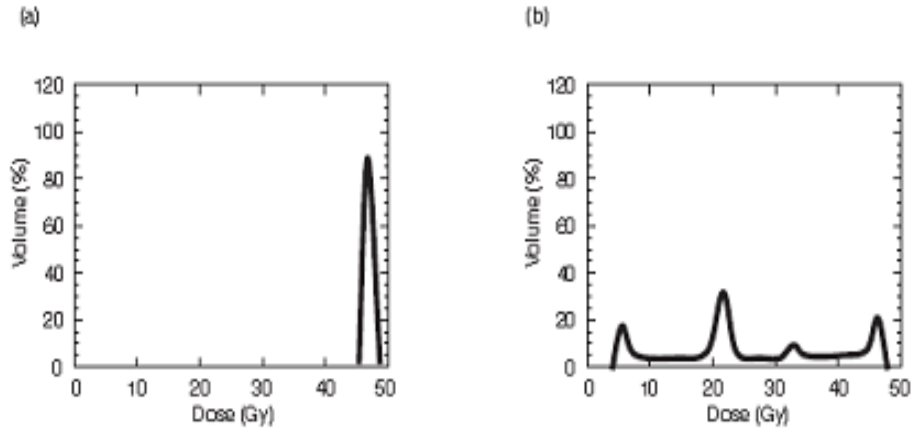
Doz dağılım istatistikleri, hedef volüm ve kritik organların aldığı dozlar hakkında sayısal değerler sağlar. Her organa ait volümün doz matrisinden minimum, maksimum, ortalama dozlar, belli hacimlerin aldığı dozlar rahatlıkla hesaplanabilir (18).

### 2.4.4.3. Doz Volüm Histogramları (DVH)

Üç boyutlu tedavi planlama sistemlerindeki doz bilgisi, hasta anatomisi üzerinde oluşturulan üç boyutlu matrikste saklanır. Doz volüm histogramları (DVH) üç boyutlu doz dağılımını özetleyen ve tedavi planının niceliksel değerlendirmesinde oldukça yararlı olan araçlardır. DVH'ler uzaysal bilgi sağlamadığı için tek başına tedavi planının değerlendirilmesinde kullanılamaz. Direkt (diferansiyel) ve kümülatif (integral) olmak üzere iki DVH çeşidi vardır (18).

#### 2.4.4.3.1. Direkt (Diferansiyel) DVH

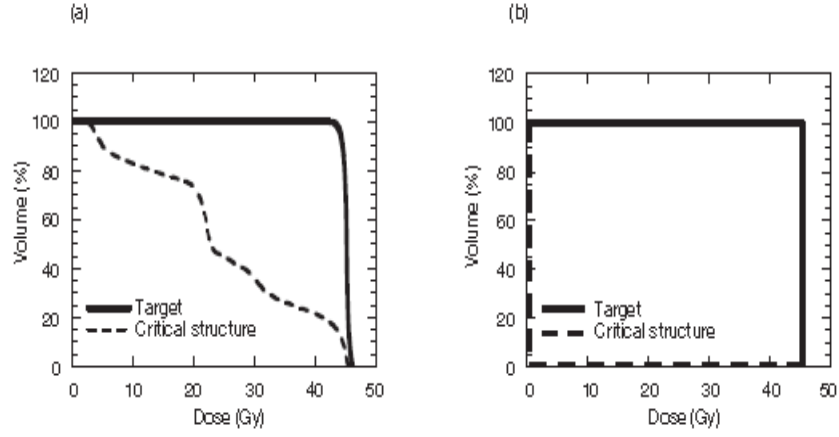
Direkt DVH oluşturmak için bilgisayar belli bir aralığa ait dozu alan vokselleri toplayarak dozun fonksiyonu olarak volüm grafiğini çizer (Şekil 8) (18).



Şekil 8. Diferansiyel DVH örneği (a) Hedef volüm (b) Riskli organ.

#### 2.4.4.3.2. Kümülatif (İntegral) DVH

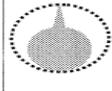
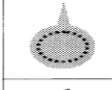
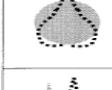
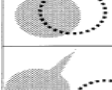
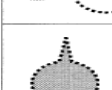

Tedavi planlamasının sonunda hedef volüm içerisinde kalan %95'lik izodozun değerlendirilmesi gerekir. Bu değer, kümülatif DVH kullanılarak tanımlanan dozun %95'inin üzerindeki tüm doz seviyeleri için, hedefe ait eğrinin altında kalan alan hesaplanarak bulunabilir. Kümülatif DVH kullanımı bu nedenle daha popülerdir (Şekil 9) (18).



Şekil 9. (a) Kümülatif DVH örneği (b) İdeal kümülatif DVH.

#### 2.4.4.4. Konformite İndeksi (CI)

Konformite indeksi, kesitsel analiz ve doz volüm histogramına ek olarak tedavi dozuna ait izodozun hedef hacmi ne kadar iyi sardığının belirlenmesi amacıyla tanımlanmıştır. Farklı protokoller ve yayınlarca tanımlanmış birden fazla konformite indeksi kavramı mevcuttur (Şekil 10) (20).

Treatment plan	Parameters	$\frac{V_{RI}}{TV}$ RTOG (1)	$\frac{TV_{RI}}{TV}$ SALT-Lomax (28,32)	$\frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$ Lomax (32)	$\frac{TV_{RI} \times TV_{RI}}{TV \times V_{RI}}$ Van't Riet (33)
	TV = 5 cm <sup>3</sup> * V <sub>RI</sub> = 10 cm <sup>3</sup> § TV <sub>RI</sub> = 5 cm <sup>3</sup> ¶	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>0.50</b>	<b>0.50</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> V <sub>RI</sub> = 3 cm <sup>3</sup> TV <sub>RI</sub> = 3 cm <sup>3</sup>	<b>0.60</b>	<b>0.60</b>	<b>1</b>	<b>0.60</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> V <sub>RI</sub> = 5 cm <sup>3</sup> TV <sub>RI</sub> = 4 cm <sup>3</sup>	<b>1</b>	<b>0.80</b>	<b>0.80</b>	<b>0.64</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> V <sub>RI</sub> = 5 cm <sup>3</sup> TV <sub>RI</sub> = 2.5 cm <sup>3</sup>	<b>1</b>	<b>0.50</b>	<b>0.50</b>	<b>0.25</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> V <sub>RI</sub> = 5 cm <sup>3</sup> TV <sub>RI</sub> = 0 cm <sup>3</sup>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> V <sub>RI</sub> = 5 cm <sup>3</sup> TV <sub>RI</sub> = 5 cm <sup>3</sup>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>

Şekil 10. Farklı konformite indeksi tanımlamalarının karşılaştırması.

Kliniğimizde kullanılan CI formülü şu şekildedir:

$$CI = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$$

( $TV_{RI}$  = Hedef hacmin referans izodoz ile sarılan hacmi;  $TV$  = Hedef hacmi;  $V_{RI}$  = Referans izodoz ile sarılan toplam hacim)

Eşitliğin ilk kısmı referans izodozun hedefi ne kadar sardığı ile ilgilidir. İkinci kısmı ise sağlıklı dokuların maruz kaldığı referans dozu belirtir. Konformite indeksi 0 ile 1 arasında değerler alır. Konformite indeksinin "1" olması referans izodozun hedefi tam olarak sardığını ve hedef dışı sağlıklı dokuların referans doza maruz kalmadığını gösterir (21).

#### **2.4.4.5. Homojenite İndeksi (HI)**

Homojenite indeksi, hedef hacim içerisindeki doz homojenliğinin bir ölçütüdür. Farklı protokol ve yayınlarca tanımlanmış homojenite indeksi kavramları mevcuttur. "The International Commission on Radiation Units and Measurements" (ICRU) 83 numaralı raporda önerilen homojenite indeksi hedef hacmin %2'sinin ve %98'inin aldığı doz değerleri arasındaki farkın %50'sinin aldığı doza oranıyla bulunur. Bu değer sifıra ne kadar yakınsa hedef hacim içerisindeki doz dağılımı o kadar homojen demektir (26,29).

$$HI = \frac{D\%2 - D\%98}{D\%50}$$

#### **2.5. Lineer Hızlandırıcılar**

Konvansiyonel enerji seviyelerinde elde edilen X-ışınlarının giricilik kabiliyetleri düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde sıklıkla cilt reaksiyonlarına rastlanmaktaydı. Aynı zamanda bu enerji seviyelerinde kemik ve yumuşak doku arasındaki soğurma farkları sorun yaratmaktaydı. Bu nedenlerle

yüksek enerjili X-ışınlarının elde edilebileceği cihazlar üzerinde araştırmalar yapılmaya başlandı. İlk lineer hızlandırıcı İsveçli fizikçi Wideröe tarafından geliştirilmiştir. 1930'lu yılların sonunda yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda elektronlar hızlandırılarak değişik enerjilerde elektron ve X-ışınları elde edilmesi sağlanmıştır (22).

Güç kaynağı, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapı, impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen "thyatron" lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve belli aralıklarla titreşim oluşturur. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, elektromanyetik mikro dalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. Klystronlar 15 MeV' dan daha büyük enerjiler elde edilmek istendiğinde kullanılırlar. Hızlandırıcı 10 cm çapında silindirik tüpten oluşmuştur. Çeyrek dalga boylu aralıklarla metalik disk veya diyaframdan oluşan seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır (22).

Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerjiyle hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, odacıklarda oluşturulan 3000 MHz frekansındaki titreşimler odacığın ortasındaki kanala iletilir. Elektron tabancasından 50 keV'luk enerji ile çıkan elektronlar da bakır tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlandırılırlar (22).

Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcının çıkış penceresinden en yüksek enerjilerini kazanarak 3 mm çapında kalem ışın (pencil beam) olarak çıkarlar.

Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu hüzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs ile 90° veya 270° saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe veya yapının dışına verilir (22).

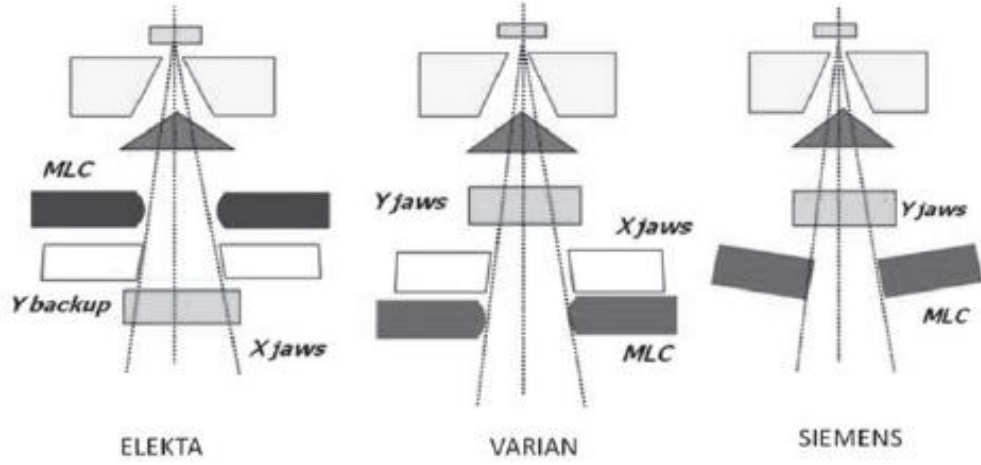
### **2.5.1. Kafa Kısmı (Gantri)**

Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağını yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde tasarlanır. Gantri yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatör de alanın merkezinden geçen düşey eksen etrafında döner. Gantri'nin dönme eksenini ile kolimatör dönme ekseninin kesiştiği noktaya eşmerkez (isocenter) denir (22).

Elektron modunda, kalem genişliğindeki elektron ışını, tedavi alanı boyunca aynı elektron akısı sağlamak için saçıcı tabaka-(scattering foil) düzenleyici filtre ile genişletilir. Düzenleyici filtrenin malzemesi kurşundur, frenleme X-ışınlarının katkısının az olması için olabildiğince ince yapılmalıdır. X-ışını modunda yüksek enerjili elektronlar sırası ile önce hedef, saçıcı tabaka, düzeltici filtre (flattening filter), iyon odaları, gerektiğinde "wedge" filtre (motorize) ve hareketli kolimatör sisteminden geçerler. Hareketli kolimatörler kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100 cm uzaklıkta  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  kadar (simetrik veya asimetrik) açılarak tedavi alanını belirler. Elektronlar için değişebilir kolimatör veya aplikatörler kullanılır (22).

Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (iyon odası) gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile tedavi alanları

oluşturulur. Farklı ticari markaların ürettiği lineer hızlandırıcıların gantri tasarımları farklılıklar gösterebilir (Şekil 11) (22).



Şekil 11. Farklı ticari markaların lineer hızlandırıcılarına ait gantri tasarımları.

### 2.5.2. Çok Yapraklı Kolimatör (Multileaf Collimator-MLC)

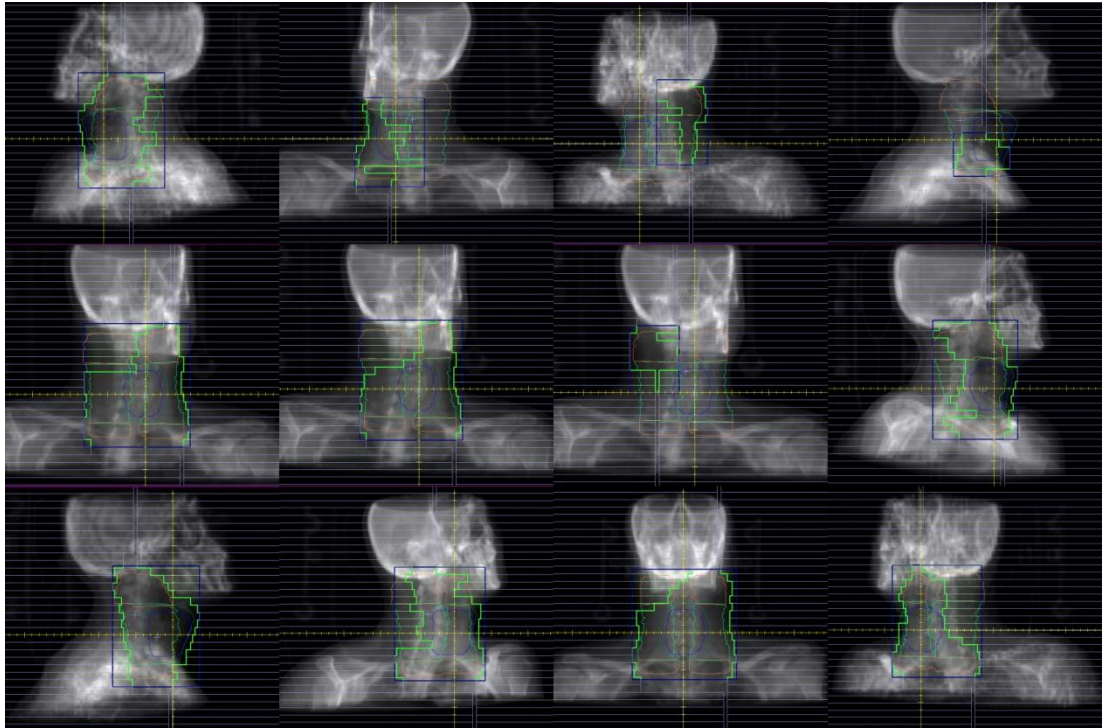
Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak amacıyla birçok yapraktan oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket kabiliyetine sahip sistemlerdir. Her yaprağın kalınlığı ışın geçirgenliği %1'den az olacak şekildedir. Yaprakların genişliği eşmerkezde MLC dizaynına göre 0,5-1 cm arasında değişmektedir (22).

MLC'lerin 3B-KRT'de kullanımıyla hedef hacimde istenen dozu elde etmek ve normal dokuları korumak mümkün olmaktadır. Bununla birlikte MLC genişliklerinin sınırlı olması sebebiyle alan kenarlarında izodoz dağılımları kişiye özel bloklarda olduğu gibi kesin değildir (22).

### 2.6. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

3B-KRT, eksternal radyoterapinin ileri bir tekniğidir. Bu teknikte, uygun sabitleme yöntemiyle birlikte sağlıklı dokuların korunması için bloklama veya çok yapraklı kolimatör sistemleri kullanılır. "Wedge" ve kompensatör filtrelerle doku eksiklikleri giderilerek ışın yoğunluklarında değişiklikler yapılabilir. YART,

konformal radyoterapinin bir üst basamağı gibidir. YART ile düzensiz hedef hacimlerde uygun doz dağılımları elde edilirken sağlıklı dokuların korunması sağlanır. YART'nin diğer tekniklere göre ana avantajı PTV ile OAR arasındaki hızlı doz düşüşlerini sağlayabilmesidir (3,4). Tedavi planlama programı, optimizasyon sürecinde her ışını birçok küçük ışın demetlerine bölerek her birinin en doğru yüklemesini sağlar (Şekil 12) (1). YART de kendi içinde çeşitlere ayrılır.



Şekil 12. YART tedavi planlamasına ait segment örnekleri.

### 2.6.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Statik YART tekniğinde düzgün doz dağılımlarının sağlanması için kullanılan tedavi alanları bir dizi alt alanlara bölünür. Bu alt alanlar MLC sistemleri ile oluşturulur ve herbirine uygun yüklemeler tanımlanır. Lifler yeni alt alanların oluşturulması için hareket ederken ışınlama aktif değildir (1).

### **2.6.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi**

Bu teknikte lifler karşılıklı farklı hızlarla, tek yönlü olarak hareket ederken farklı açıklıktaki alanlarda ışınlama yapılır ve planlamada sabit gantri açıları kullanılır. Bu metod "sliding window", "leaf-chasing", "camera-shutter", ve "sweeping variable gap" gibi birçok isimle anılır. Dinamik MLC'ler hareket kabiliyetini motorlarından alırlar ve 2 cm/s'den büyük hızlara sahiptirler (1).

### **2.6.3. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT)**

Ark tedavilerinde MLC'ler dinamik olarak kullanılırken eş zamanlı gantri hareketi de mevcuttur. Alanlar diğer YART tekniklerinde olduğu gibi alt alanlara bölünerek yoğunluk ayarlaması yapılır. MLC'ler yeni alanları oluşturmak için hareket halindeyken gantri dönüşü ve ışınlama aktif durumdadır. Çoklu çakışan arklarda lifler eşit açı aralıklarıyla yeni pozisyonları oluşturmak için hareket ederler ve arklar her gantri açısında tek bir alt alanın ışınlanması için programlanır. Her arkın yoğunluk basamağı ve ark sayısı planın kompleksliğiyle ilişkilidir (1).

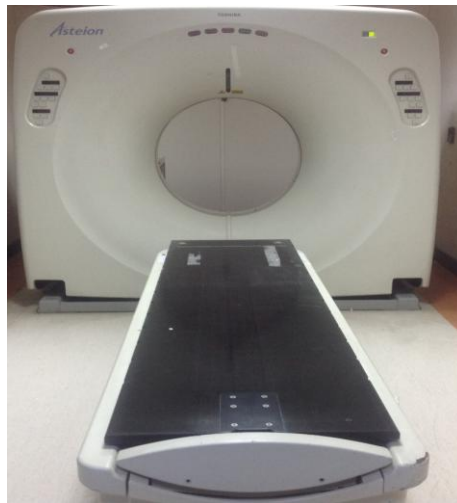
### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Eylül 2013 - Temmuz 2014 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada, daha önce tedaviye alınmış baş-boyun kanserli 20 hastanın (10 nazofarenks, 10 larenks) BT görüntüleri kullanılarak dinamik, statik YART ve VMAT planları oluşturulmuştur. Her üç teknik için hedef volüme ait CI ve HI değerleri, riskli organlar için protokollerce belirlenmiş kritik doz değerleri, tedavinin uygulama aşamasını ilgilendiren monitor unit (MU), tedavi süresi ve segment sayılarına ait veriler SPSS 21.0 programına aktarılmış ve "non - parametric Wilcoxon" testi kullanılarak istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.

#### 3.1. "Toshiba Asteion" Marka BT Simülatör

Çalışmada "Toshiba Asteion" marka "TSX-021B" model BT simülatör kullanılmıştır (Resim 1). Cihaz 24 W'lık x-ışını çıkış kapasitesine sahiptir ve 120 kV enerji, 200 mA akım değerleriyle çekim yapabilmektedir. Cihazla 1 - 10 mm arasında kesit kalınlığı kullanılarak, vücudun istenilen bölgesine ait transaksiyel görüntüler elde edilebilmektedir.



**Resim 1.** "Toshiba Asteion-TSX-021B" BT Simülatör.

### **3.2. "Monaco v3.2" Tedavi Planlama Sistemi**

"Monaco", YART tekniğinde biyolojik tabanlı hesaplamalar yapan ilk tedavi planlama sistemidir. Hedef doku ve riskli organlar için farklı özelliklerde değer fonksiyonlarına sahiptir. Tedavi planlamasının ilk aşamasında hedef ve riskli organlar için tanımlanan değer fonksiyonları doğrultusunda doz yoğunluk haritası oluşturulur. Planlamanın ikinci aşamasında oluşturulan doz yoğunluk haritasına uygun olarak segment şekillendirilmesi yapılır. İlk optimizasyon aşamasında, hızlı olması sebebiyle "pencil beam" algoritması, ikinci optimizasyon aşamasında ise "Monte Carlo" algoritması kullanılmaktadır (23).

#### **3.2.1. "Monaco" Değer Fonksiyonları**

"Monaco" tedavi planlama sisteminde biyolojik ve doz (fiziksel) tabanlı olmak üzere 2 temel değer fonksiyonu mevcuttur.

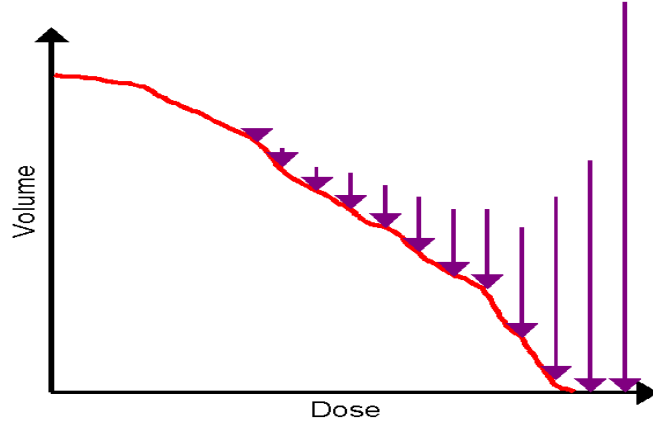
##### **3.2.1.1. Biyolojik Tabanlı Değer Fonksiyonları**

###### **3.2.1.1.1. "Target Equivalent Uniform Dose"**

Hedef hacim içerisindeki doz homojenitesinin sağlanmasıyla ilgilidir. Target equivalent uniform dose (EUD) değer fonksiyonu atanırken 0,5 - 1 arasında  $\alpha$  hücresi hassasiyeti kullanılır. Doz değeri "Gray" cinsinden tanımlanır (23).

###### **3.2.1.1.2. "Serial"**

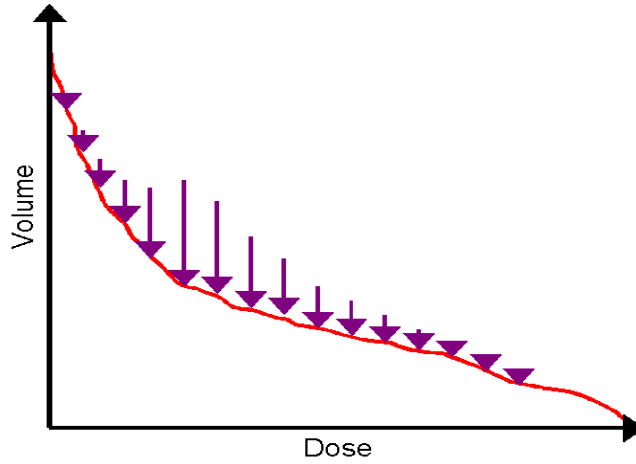
Sinir yapılar başta olmak üzere seri organlarda kullanılır. Yüksek doz alan hacim bölgelerinde etkisini daha çok gösterir (Şekil 13) (23).



Şekil 13. "Serial" değer fonksiyonunun yüksek doz bölgelerinde gösterdiği etki.

### 3.2.1.1.3. "Parallel"

Risk altındaki paralel organların korunmasına yönelik kullanılır. Paralel değer fonksiyonu DVH üzerinde organın zarar görmesi muhtemel dozlarda daha yoğun çalışır (Şekil 14) (23).



Şekil 14. "Parallel" değer fonksiyonunun DVH üzerindeki etkisi.

Çalışmamızda, parotis bezleri ve gözler için paralel değer fonksiyonu kullanılmıştır.

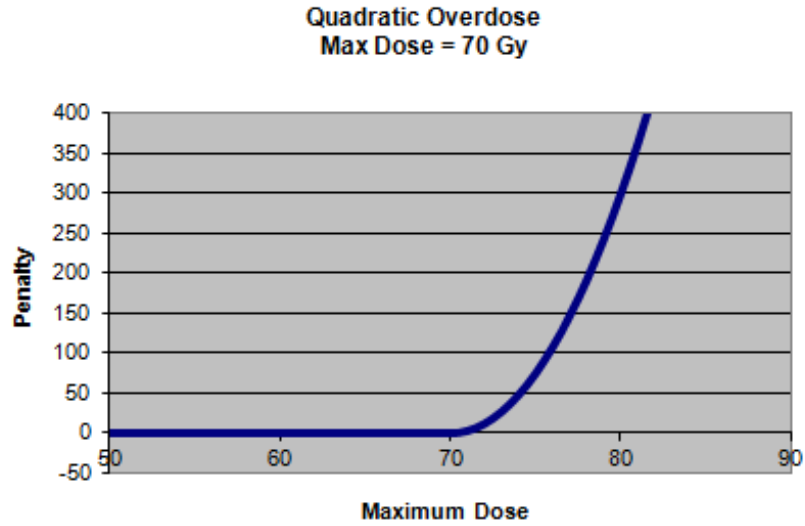
### 3.2.1.2. Doz Tabanlı Değer Fonksiyonları

#### 3.2.1.2.1. "Target Penalty"

Hedef hacmi saran dozun tanımlanması için kullanılır. Optimizasyon sürecinin başlaması için "Target EUD" tanımlanmadan sadece "target penalty" değer fonksiyonunun tanımlanması yeterlidir (23).

#### 3.2.1.2.2. "Quadratic Overdose"

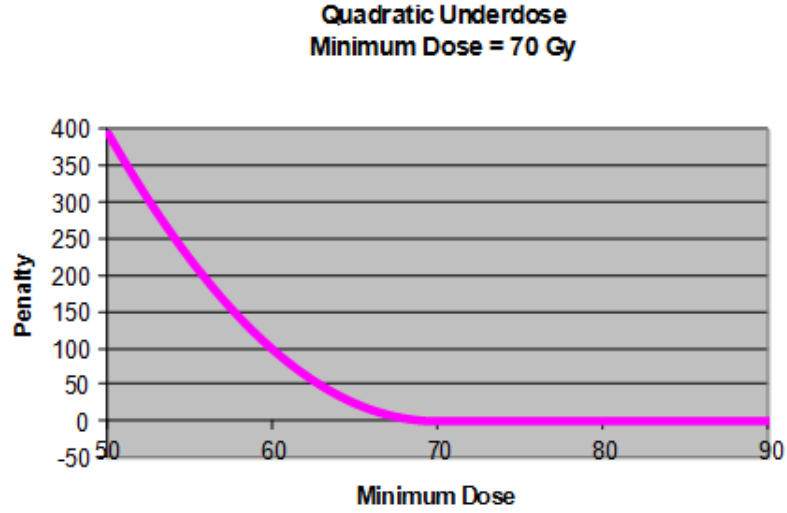
Yüksek dozu tanımlanan değerden düşük tutmak amacıyla hem hedef hacimler hem de risk altındaki organlar için tanımlanabilen doz tabanlı değer fonksiyonudur (Şekil 15) (23).



Şekil 15. "Quadratic Overdose" değer fonksiyonunun doz eğrisine etkisi.

#### 3.2.1.2.3. "Quadratic Underdose"

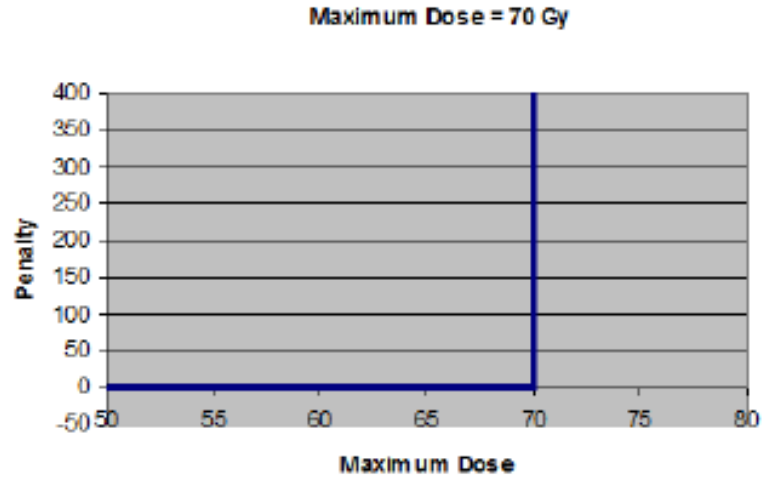
Dozu, kullanıcı tarafından tanımlanan eşik dozun üstünde tutan ve hedef hacim için kullanılan doz tabanlı değer fonksiyonudur (Şekil 16) (23).



Şekil 16. "Quadratic Underdose" değer fonksiyonunun doz eğrisine etkisi.

#### 3.2.1.2.4. "Maximum Dose"

Hem hedef hacimler hem de risk altındaki organlar için kullanılabilen doz tabanlı değer fonksiyonudur. Tanımlandığı hacim içerisinde belirlenen eşik dozun geçilmemesini sağlar (Şekil 17) (23).

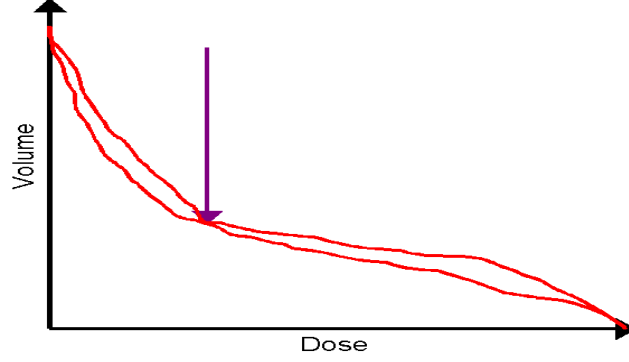


Şekil 17. "Maximum dose" değer fonksiyonunun doz eğrisine etkisi.

Bu çalışmada medulla spinalis, beyin sapı, kiazma, optik sinirler ve lensler için maksimum doz değer fonksiyonu kullanılmıştır.

### 3.2.1.2.5. "Overdose DVH"

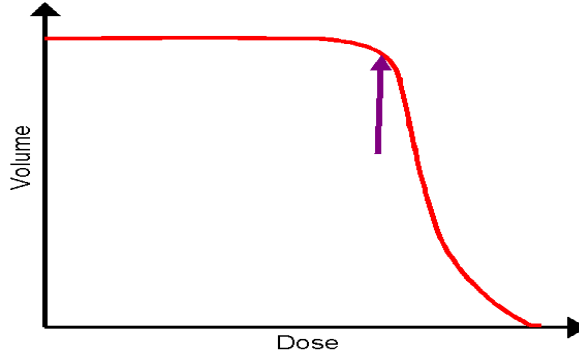
Belirlenen dozu geçen hacimdeki doz değeri ile ilgilenir, DVH üzerinde belirlenen doz noktası üzerinde çalışır (Şekil 18) (23).



Şekil 18. "Overdose DVH" değer fonksiyonunun DVH üzerindeki etkisi.

### 3.2.1.2.6. "Underdose DVH"

Hedef hacim için kullanılan ve eşik dozun altındaki hacmin yüzdelerik dozu ile ilgilenen doz tabanlı değer fonksiyonudur (Şekil 19) (23).



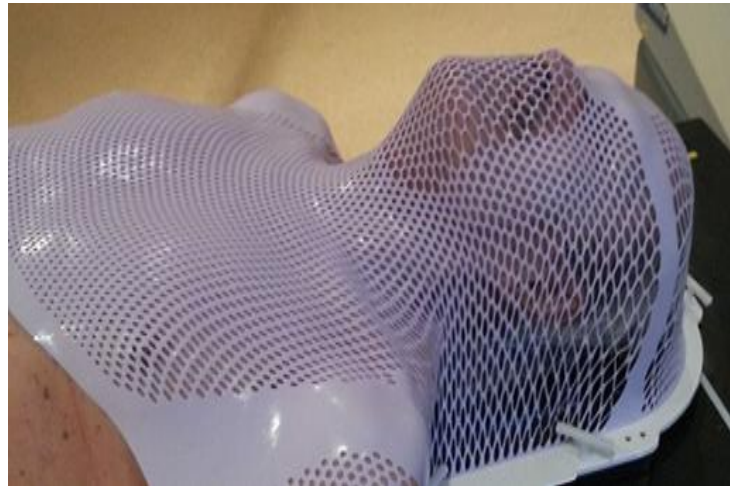
Şekil 19. "Underdose DVH" değer fonksiyonunun DVH üzerine etkisi.

## 3.3. Baş-Boyun Hastalarına Ait YART ve VMAT Planlamaları

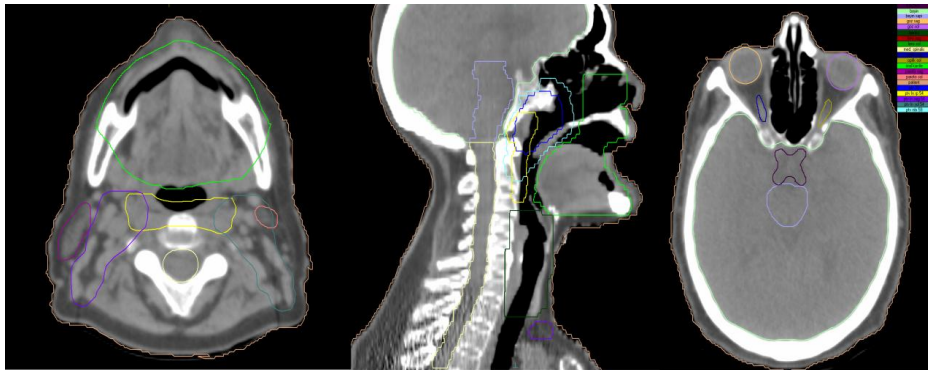
Baş-boyun kanseri tanısı konmuş 20 hastaya, 33 fraksiyonda primer tümör bölgesi ve tutulu lenf nodlarına 70 Gy, yüksek riskli alanlar ve tutulu lenf nodu bölgelerine 60 Gy, elektif lenf nodlarına 54 Gy uygulanacak şekilde simültane

entegre "boost" YART ve VMAT planlamaları "Monaco" tedavi planlama sistemi kullanılarak hazırlanmıştır.

Hastaların immobilizasyonunda termoplastik YART maskesi kullanılmıştır (Şekil 20). BT görüntüleri 3 mm kesit kalınlığıyla alınarak tedavi planlama sistemine aktarıldıktan sonra radyasyon onkoloğu tarafından hedef hacim ve kritik organlar konturlanarak planlama sistemine tanıtılmıştır (Şekil 21). Parotis bezleri, oral kavite, medulla spinalis, beyin sapı her hasta için konturlanırken, göz, optik sinir, lens, kiazma, larenks riskli organlarının konturlamaları sadece nazofarenks kanseri tanılı hastalar için yapılmıştır.

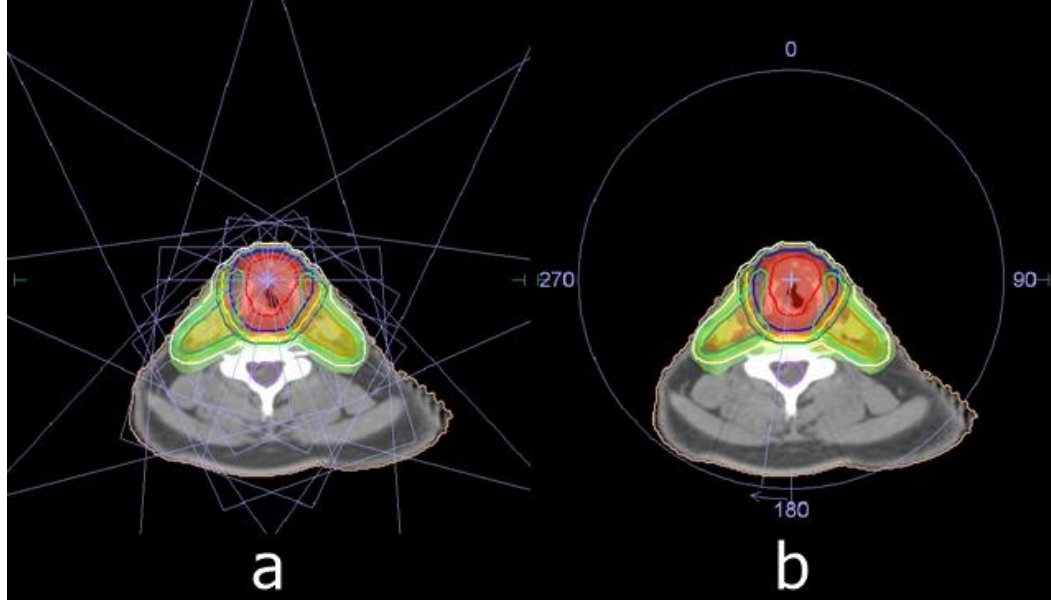


Şekil 20. Termoplastik YART maskesi.



Şekil 21. Hedef hacim ve riskli organlara ait konturlar.

Statik ve dinamik YART tedavi planlamaları için 9 karşılıklı olmayan alan kullanılmıştır. Işınlardan gantri açıları sırasıyla  $200^{\circ}$  -  $240^{\circ}$  -  $280^{\circ}$  -  $320^{\circ}$  -  $0^{\circ}$  -  $40^{\circ}$  -  $80^{\circ}$  -  $120^{\circ}$  -  $160^{\circ}$  olarak tanımlanmıştır (Şekil 22). VMAT planlamaları ise iki tam ark (çift ark) tanımlanarak yapılmıştır.



**Şekil 22.** (a) Statik, dinamik YART ve (b) VMAT tedavi planlamalarında kullanılan alanlar.

PTV'ler ve risk altındaki organlar için uygun değer fonksiyonları tanımlanarak "pencil beam" algoritmasının kullanıldığı ilk optimizasyon süreci gerçekleştirilmiştir. İlk optimizasyon sürecinin sonunda elde edilen doz yoğunluk haritası uygun bulunduğu takdirde "Monte Carlo" algoritmasının kullanıldığı segment şekli optimizasyonu başlatılmıştır. Segment şekli optimizasyonu sonucu elde edilen plan incelenmiş ve uygun bulunmadığı hallerde değer fonksiyonlarına atanan değerler değiştirilerek ikinci optimizasyon süreci tekrarlanmıştır.

### **3.4. Baş-Boyun Tümörlerinin Radyoterapisinde Doz Sınırlamaları**

Kabul edilebilir YART ve VMAT planlamaları için dünya üzerinde kabul görmüş, klinik çalışmalara dayanan protokoller izlenir. Bu protokoller, kabul

edilebilir tedavi planına ait hedef hacim ve riskli organ doz sınırlamalarını ortaya koyar. Bu çalışmada, RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) tarafından yayınlanmış protokollerde belirlenen kriterler sağlanmaya çalışılmıştır.

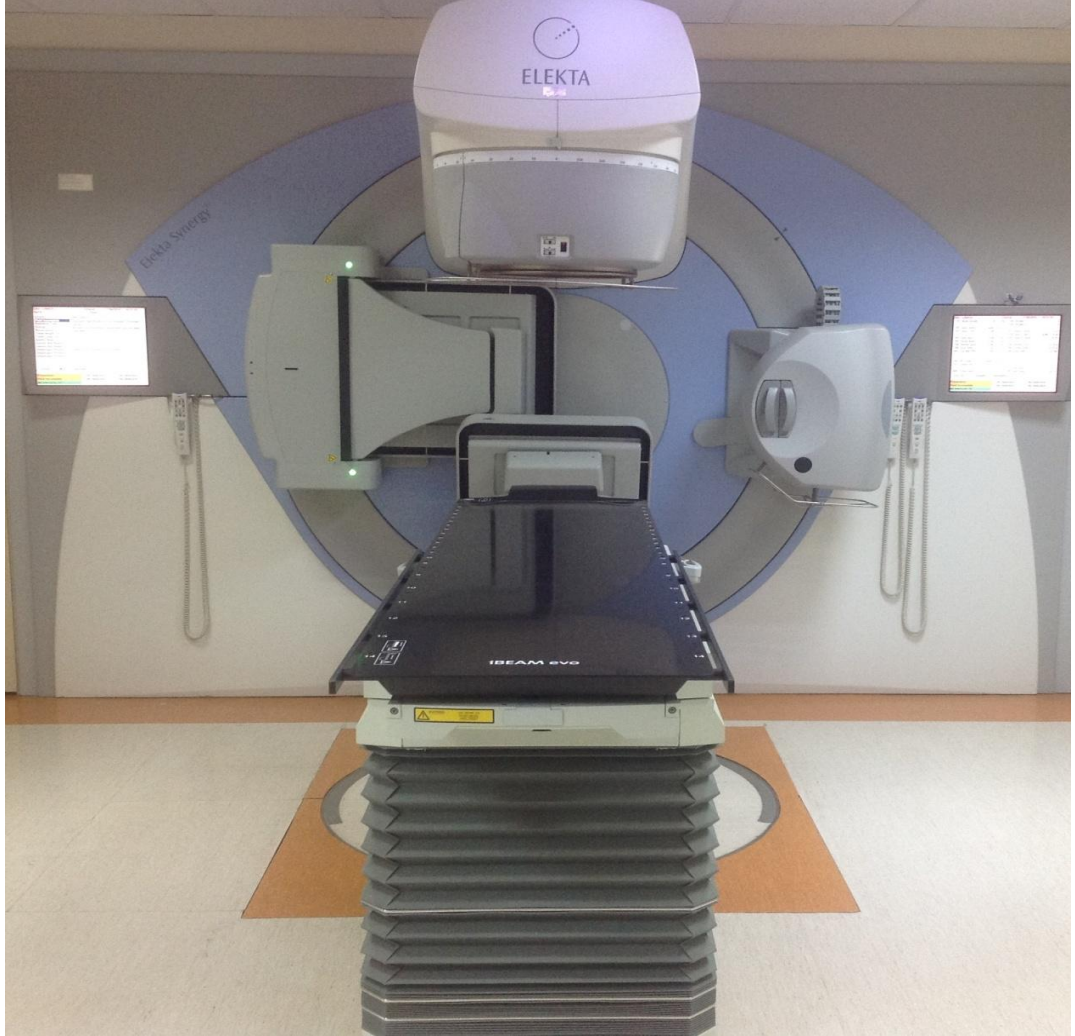
RTOG protokollerinde planlanan hedef hacmin (PTV) %95'inin dozun tamamını alması önerilir. Hedef hacim içindeki minimum doz, tanımlanan dozun %93'ünün üstünde, maksimum doz ise tanımlanan dozun %110'nun altında tutulmalıdır. Bu doz değerlerinin sağlanamadığı durumlarda, oluşan yüksek doz hacminin olabildiğince düşük tutulmasına dikkat edilmelidir. Protokollerde %110'luk dozun hacmi %20, %93'lük dozun hacmi ise %1 ile sınırlanmıştır (24). Kritik organlar için RTOG 0225 ve RTOG 0615 raporlarında verilen doz sınırlamalarının sağlanmasına özen gösterilmiştir.

**Tablo 1.** Kritik Organlar İçin Belirlenmiş Doz Sınırlamaları.

<b>Kritik Organ</b>	<b>Doz Sınırlamaları</b>
Medulla spinalis	Maksimum 45 Gy
Beyin Sapı	Maksimum 54 Gy
Kiazma	Maksimum 54 Gy
Optik Sinir	Maksimum 54 Gy
Göz	Ortalama doz < 35 Gy
Lens	Olabildiğince düşük maksimum doz değerleri elde edilmelidir.
Parotis	Ortalama doz < 26 Gy veya en az bir parotis için V30 < 50 şartı sağlanmalıdır.
Oral Kavite	Ortalama doz < 40 Gy
Larenks	Ortalama doz < 45 Gy

### 3.5. "Elekta Synergy" Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Çalışmamızda "Elekta" marka, "Synergy" model lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır (Resim 2).

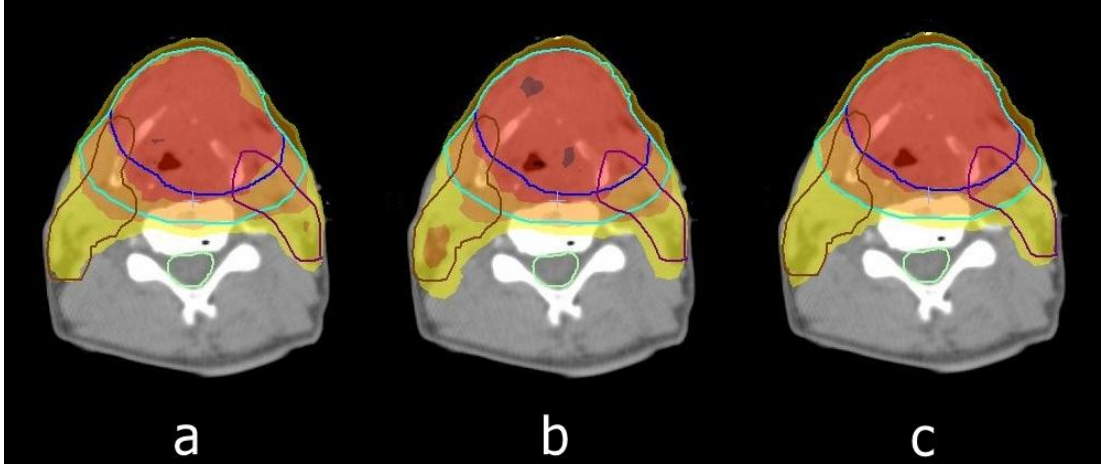


**Resim 2.** "Elekta Synergy" lineer hızlandırıcı cihazı.

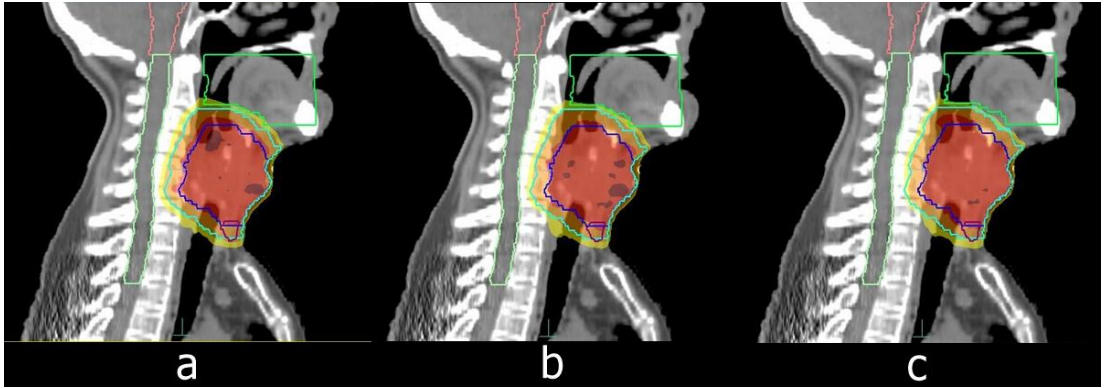
Cihazda 6 ve 15 MV enerjili X ışınları ile 6, 9, 12, 15, 18 MeV elektron enerjileri mevcuttur. Çalışma için yapılan planlamalarda 6 MV'lik foton enerjisi kullanılmıştır.

#### 4. BULGULAR

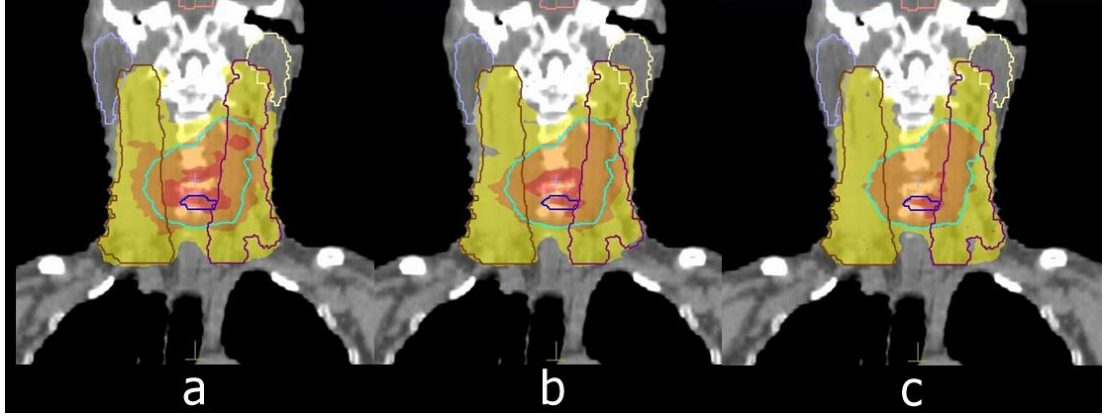
Larenks kanseri tanılı bir hastanın BT görüntüleri üzerinden yapılan statik, dinamik YART ve VMAT planlamalarına ait doz dağılımlarının transvers, sagittal ve koronal görüntüleri sırasıyla Şekil 23, 24 ve 25'de verilmiştir. Üç farklı teknikle yapılan planlamalara ait doz - volüm değerleri Şekil 26'da aynı grafik üzerinde gösterilmiştir.



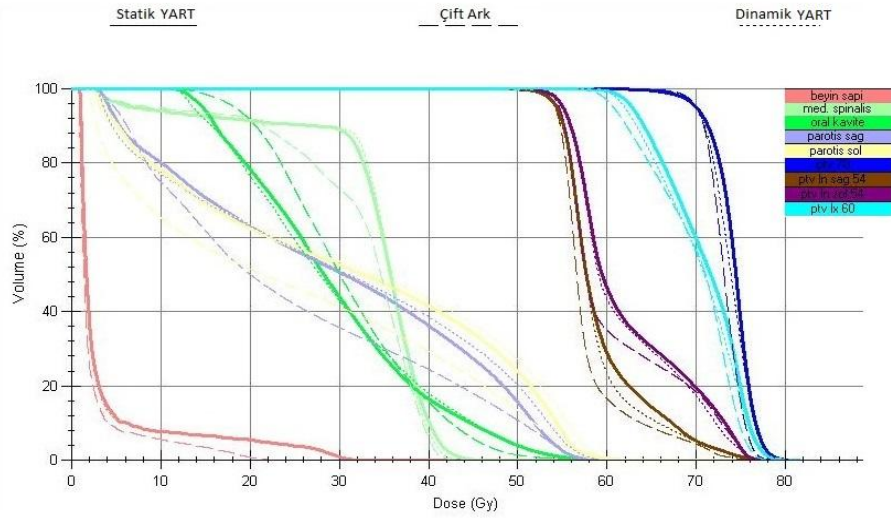
Şekil 23. Transvers kesitteki doz dağılımı a) Statik YART b) Dinamik YART c) VMAT.



Şekil 24. Sagittal kesitteki doz dağılımı a) Statik YART b) Dinamik YART c) VMAT.



Şekil 25. Koronal kesitteki doz dağılımı a) Statik YART b) Dinamik YART c) VMAT.



Şekil 26. Üç ayrı tekniğin sonuçlarını içeren doz - volüm histogramı.

#### 4.1. Veriler ve Tablolar

##### 4.1.1. PTV İçin Elde Edilen Veriler

Her teknik için elde edilen maksimum dozlara ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 2'de gösterilmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlamalardan elde edilen maksimum doz değerleri diğer iki teknikten anlamlı olarak daha düşüktür. Dinamik ve statik YART planlamalarına ait maksimum doz değerleri arasında ise anlamlı bir fark saptanmamıştır.

**Tablo 2.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Maksimum Doz	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (Gy)	78,040	78,933	78,649
Standart Sapma	±1,341	±1,319	±1,111
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
p=0,004	p=0,030	p=0,145	

Konformite indeksinin hesaplanması için  $CI = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$  eşitliği kullanılmıştır. Konformite indeksi için elde edilen veriler Tablo 3'de gösterilmiştir. Üç tekniğin planlamalarına ait konformite indeksi değerlerinde anlamlı bir fark bulunmamıştır.

**Tablo 3.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait konformite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Konformite İndeksi (CI)	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama	0,726	0,720	0,737
Standart Sapma	±0,067	±0,068	±0,066
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
p=0,575	p=0,191	p=0,100	

Homojenite indeksinin hesaplanmasında  $HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}}$  eşitliği kullanılmıştır. Üç tekniğin planlamalarından elde edilen  $D_{\%2}$ ,  $D_{\%98}$  ve bu değerleri kullanarak hesaplanılan homojenite indeksine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 4, 5 ve 6'da gösterilmiştir.

VMAT ve statik YART planlamalarının %2'lik hacim dozlarında anlamlı farklar gözlenmezken, her iki tekniğin de dinamik YART tekniğine göre daha düşük dozlar sağladığı saptanmıştır. %98'lik hacmin aldığı dozlar açısından, VMAT tekniğinde, dinamik YART tekniğine göre daha yüksek dozlar elde edilirken, statik YART ile diğer teknikler arasında anlamlı farklar gözlenmemiştir.

Dinamik YART planlamaları için hesaplanan homojenite indeksi değerleri, diğer iki tekniğe kıyasla daha kötü bulunmuştur. Statik YART ve VMAT teknikleri için hesaplanan homojenite indeksi değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır.

**Tablo 4.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%2 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

D%2	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (Gy)</b>	75,969	76,937	76,342
<b>Standart Sapma</b>	0,776	0,962	0,802
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
<u>p=0,001</u>	p=0,145	<u>p=0,028</u>	

**Tablo 5.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%98 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

D%98	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (Gy)</b>	69,194	68,993	69,120
<b>Standart Sapma</b>	0,244	0,209	0,280
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
<u>p=0,002</u>	p=0,391	p=0,062	

**Tablo 6.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait homojenite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Homojenite İndeksi (HI)	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama	0,093	0,108	0,099
Standart Sapma	±0,012	±0,014	±0,013
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
p=0,000	p=0,179	p=0,019	

#### 4.1.2. Parotisler İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen ipsilateral ve kontralateral parotis ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 7 ve 8'de gösterilmiştir. Üç teknik arasında parotislerin ortalama dozları açısından anlamlı farkın olmadığı saptanmıştır.

**Tablo 7.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait ipsilateral parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

İpsilateral Parotis ( $D_{mean}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (Gy)	29,870	30,613	30,098
Standart Sapma	±3,267	±3,211	±2,890
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
p=0,972	p=0,463	p=0,055	

**Tablo 8.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kontralateral parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Kontralateral Parotis (D<sub>mean</sub>)</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama (Gy)</b>	27,322	28,060	27,729
<b>Standart Sapma</b>	±3,436	±3,323	±3,330
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
p=0,249	p=0,753	p=0,382	

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen ipsilateral ve kontralateral parotisin 30 Gy alan hacmine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 9 ve 10'da verilmiştir. Parotislerin 30 Gy alan hacimleri (V30) açısından teknikler arasında anlamlı farklar gözlenmemiştir.

**Tablo 9.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait ipsilateral parotis V30 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>İpsilateral Parotis (V30)</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama (%)</b>	47,524	48,491	47,754
<b>Standart Sapma</b>	±6,708	±5,643	±5,844
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
p=0,600	p=0,972	p=0,116	

**Tablo 10.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kontralateral parotis V30 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Kontralateral Parotis (V30)	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (%)	42,790	44,567	43,576
Standart Sapma	±6,435	±5,128	±6,868
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
p=0,311	p=0,917	p=0,133	

#### 4.1.3. Oral Kavite İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen oral kavite ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 11'de gösterilmiştir. Teknikler arasında oral kavite ortalama dozları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmamıştır.

**Tablo 11.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait oral kavite ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

Oral Kavite ( $D_{mean}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (Gy)	31,444	31,089	30,913
Standart Sapma	±4,465	±4,917	±4,996
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
p=0,433	p=0,247	p=0,911	

#### 4.1.4. Gözler İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen, sağ ve sol gözün ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 12 ve 13'de verilmiştir. Her iki göz için de dinamik YART, statik YART tekniğine kıyasla anlamlı bir şekilde daha düşük dozlar sağlarken, en düşük doz değerleri VMAT tekniğiyle elde edilmiştir.

**Tablo 12.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Göz ( $D_{mean}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (Gy)	5,662	6,544	6,982
Standart Sapma	$\pm 3,242$	$\pm 3,143$	$\pm 3,266$
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
$p=0,013$	$p=0,007$	$p=0,037$	

**Tablo 13.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Göz ( $D_{mean}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (Gy)	4,979	5,819	6,430
Standart Sapma	$\pm 2,493$	$\pm 2,710$	$\pm 3,175$
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
$p=0,007$	$p=0,005$	$p=0,005$	

#### 4.1.5. Lensler İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen, lenslerin maksimum dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 14'de verilmiştir. Dinamik YART, statik YART tekniğine kıyasla anlamlı bir şekilde daha düşük dozlar sağlarken, en düşük doz değerleri VMAT tekniği ile elde edilmiştir.

**Tablo 14.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait lens maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Lensler ( $D_{max}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (Gy)	5,094	6,212	6,708
Standart Sapma	$\pm 2,876$	$\pm 3,185$	$\pm 3,138$
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
$p=0,006$	$p=0,000$	$p=0,002$	

#### 4.1.6. Optik Sınırlar İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen, sağ ve sol optik sinirin maksimum dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 15 ve 16'da gösterilmiştir. VMAT ve dinamik YART tekniklerinin planlamalarına ait doz değerlerinde anlamlı farklar gözlenmezken statik YART tekniği için yapılan planlamalardaki doz değerleri diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur.

**Tablo 15.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ optik sinir maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Optik Sinir ( $D_{max}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
Ortalama (Gy)	26,078	28,193	31,558
Standart Sapma	$\pm 12,249$	$\pm 13,031$	$\pm 13,244$
Dinamik YART × VMAT	Statik YART × VMAT	Statik YART × Dinamik YART	
$p=0,093$	$p=0,005$	$p=0,013$	

**Tablo 16.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol optik sinir maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Sol Optik Sinir (<math>D_{max}</math>)</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama (Gy)</b>	21,709	23,331	25,858
<b>Standart Sapma</b>	±14,610	±14,756	±14,414
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
p=0,093	p=0,005	p=0,007	

#### 4.1.7. Beyin Sapı İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen beyin sapı maksimum ve ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 17 ve 18'de verilmiştir. Beyin sapı maksimum dozları açısından teknikler arasında anlamlı fark saptanmamıştır. Ancak ortalama dozlar açısından VMAT tekniği ile diğer iki tekniğe kıyasla daha düşük doz değerleri elde edilirken, statik ve dinamik YART teknikleri arasında anlamlı fark gözlenmemiştir.

**Tablo 17.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait beyin sapı maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Beyin Sapı (<math>D_{max}</math>)</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama (Gy)</b>	42,189	44,591	44,153
<b>Standart Sapma</b>	±12,206	±10,113	±9,425
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
p=0,053	p=0,267	p=0,215	

**Tablo 18.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait beyin sapı ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Beyin Sapı ( $D_{mean}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (Gy)</b>	20,063	22,668	22,285
<b>Standart Sapma</b>	$\pm 13,256$	$\pm 14,082$	$\pm 13,864$
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
<u>p=0,000</u>	<u>p=0,003</u>	p=0,163	

#### 4.1.8. Medulla Spinalis İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen medulla spinalisin maksimum ve ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 19 ve 20'de belirtilmiştir. Maksimum dozlar açısından teknikler arasında anlamlı istatistiksel fark gözlenmemiştir. Ortalama dozlar açısından VMAT tekniği, diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde daha düşük doz değerleri sağlarken, diğer iki teknik arasında fark saptanmamıştır.

**Tablo 19.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait medulla spinalis maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Medulla Spinalis ( $D_{max}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (Gy)</b>	42,950	43,424	43,364
<b>Standart Sapma</b>	$\pm 1,406$	$\pm 1,231$	$\pm 0,996$
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
p=0,156	p=0,411	p=0,709	

**Tablo 20.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait medulla spinalis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Medulla Spinalis ( $D_{mean}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (Gy)</b>	28,955	31,308	31,871
<b>Standart Sapma</b>	±2,607	±2,637	±2,641
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
<u>p=0,000</u>	<u>p=0,000</u>	p=0,086	

#### 4.1.9. Kiazma İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen kiazma maksimum ve ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 21 ve 22'de verilmiştir. Maksimum dozlar açısından dinamik YART ve VMAT teknikleri arasında anlamlı fark gözlenmezken, statik YART diğer iki tekniğe kıyasla daha yüksek doz değerleri vermiştir. Ortalama dozlar açısından VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla daha avantajlı olduğu gözlenirken, dinamik YART tekniği statik YART tekniğine göre anlamlı olarak daha düşük doz değerleri sağlamıştır.

**Tablo 21.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kiazma maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Kiazma ( $D_{max}$ )	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (Gy)</b>	30,796	32,677	35,057
<b>Standart Sapma</b>	±12,021	±11,559	±11,195
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
p=0,086	<u>p=0,008</u>	<u>p=0,011</u>	

**Tablo 22.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait kiazma ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Kiazma (<math>D_{mean}</math>)</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama (Gy)</b>	17,067	18,873	21,391
<b>Standart Sapma</b>	±8,540	±8,779	±10,178
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
<u>p=0,009</u>	<u>p=0,005</u>	<u>p=0,005</u>	

#### 4.1.10. Larenks İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğin planlamalarından elde edilen larenks ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 23'de verilmiştir. Teknikler arasında istatistiksel anlamlı fark saptanmamıştır.

**Tablo 23.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait larenks ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Larenks (<math>D_{mean}</math>)</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama (Gy)</b>	42,636	42,366	43,192
<b>Standart Sapma</b>	±2,537	±2,817	±2,947
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
<u>p=0,646</u>	<u>p=0,386</u>	<u>p=0,114</u>	

#### 4.1.11. Sağlıklı Dokular İçin Elde Edilen Veriler

Yirmi hastaya ait, planlama sisteminde tanımlanmamış ortalama sağlıklı doku hacmi 9427,594 cc'dir. Bu dokunun, farklı teknikler uygulanırken maruz kaldığı dozlar ortalama doz ( $D_{mean}$ ) ve 5 Gy, 10 Gy, 15 Gy, 20 Gy doz alan hacim (V5, V10, V15, V20) değerlerine bakılarak araştırılmıştır. Her tekniğin planlamalarından elde

edilen verilere ait ortalama değerler, standart sapmalar ve teknikler arası karşılaştırmalara ait istatistiksel sonuçlar Tablo 24, 25, 26, 27 ve 28'de verilmiştir.

Sağlıklı dokuya ait  $D_{mean}$ , V10, V15 değerleri açısından VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde daha avantajlı olduğu saptanmıştır. Dinamik YART ise statik YART tekniğine kıyasla daha az ortalama doz, V10 ve V15 hacimleri sağlamıştır.

5 Gy alan sağlıklı doku hacmine ait istatistiksel değerlendirmeler, dinamik YART tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı derecede daha avantajlı olduğunu ancak statik YART ve VMAT teknikleri arasında anlamlı farklar olmadığını göstermiştir.

VMAT tekniği diğer iki tekniğe kıyasla daha düşük V20 hacmi sağlarken, statik ve dinamik YART teknikleri arasında anlamlı farklar gözlenmemiştir.

**Tablo 24.**  farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağlıklı doku ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

$D_{mean}$	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (Gy)</b>	11,067	11,371	11,621
<b>Standart Sapma</b>	$\pm 2,802$	$\pm 2,817$	$\pm 2,967$
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
<u>p=0,002</u>	<u>p=0,000</u>	<u>p=0,002</u>	

**Tablo 25.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 5 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

$V_{5Gy}$	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (%)</b>	43,423	42,671	43,520
<b>Standart Sapma</b>	$\pm 11,361$	$\pm 11,360$	$\pm 11,718$
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
<u>p=0,025</u>	<u>p=0,350</u>	<u>p=0,000</u>	

**Tablo 26.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 10 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

$V_{10Gy}$	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (%)</b>	33,757	34,454	34,994
<b>Standart Sapma</b>	$\pm 9,156$	$\pm 9,377$	$\pm 9,616$
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
<u>p=0,026</u>	<u>p=0,003</u>	<u>p=0,001</u>	

**Tablo 27.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 15 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

$V_{15Gy}$	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (%)</b>	26,905	28,831	29,189
<b>Standart Sapma</b>	$\pm 7,633$	$\pm 8,067$	$\pm 8,205$
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
<u>p=0,000</u>	<u>p=0,000</u>	<u>p=0,028</u>	

**Tablo 28.** Üç farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait 20 Gy doz alan sağlıklı doku hacmi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

$V_{20Gy}$	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (%)</b>	21,734	23,206	23,365
<b>Standart Sapma</b>	±6,343	±6,548	±6,587
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
<u>p=0,001</u>	<u>p=0,001</u>	p=0,140	

#### 4.1.12. Tedavi Süresi, Toplam Monitor Unit (MU) ve Segment Sayıları İçin Elde Edilen Veriler

Üç tekniğe ait tedavi süreleri, toplam MU değerleri ve segment sayılarıyla ilgili verilerin ortalamaları, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 29, 30 ve 31'de gösterilmiştir.

VMAT tekniğinin uygulanması diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde kısa sürerken, statik ve dinamik YART teknikleri arasında yapılan karşılaştırma sonuçları dinamik YART'nin daha kısa uygulama süreleri sağladığını göstermiştir.

**Tablo 29.** Üç farklı tekniğe ait tedavi süreleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Tedavi Süresi</b>	VMAT	Dinamik YART	Statik YART
<b>Ortalama (sn)</b>	254,544	460,861	646,913
<b>Standart Sapma</b>	±17,457	±42,567	±141,541
<b>Dinamik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>VMAT</b>	<b>Statik YART</b> × <b>Dinamik YART</b>	
<u>p=0,000</u>	<u>p=0,000</u>	<u>p=0,000</u>	

Toplam MU değerleri açısından statik YART ve VMAT teknikleri arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, dinamik YART tekniği diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde daha az MU değerleri sağlamıştır.

**Tablo 30.** Üç farklı tekniğe ait MU değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Toplam Monitor Unit (MU)</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama</b>	891,841	740,465	965,666
<b>Standart Sapma</b>	±146,530	±140,809	±256,436
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
<u>p=0,000</u>	p=0,117	<u>p=0,000</u>	

VMAT planlamalarına ait segment sayıları diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde daha fazla iken dinamik YART ve statik YART tekniklerinin segment sayıları arasında anlamlı fark saptanmamıştır.

**Tablo 31.** Üç farklı tekniğe ait segment sayıları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

<b>Segment Sayısı</b>	<b>VMAT</b>	<b>Dinamik YART</b>	<b>Statik YART</b>
<b>Ortalama</b>	230,100	154,600	149,050
<b>Standart Sapma</b>	±20,044	±12,754	±43,444
<b>Dinamik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × VMAT</b>	<b>Statik YART × Dinamik YART</b>	
<u>p=0,000</u>	<u>p=0,000</u>	p=0,852	

## 5. TARTIŞMA

Son on yıl içinde, YART'nin farklı uygulama teknikleriyle birlikte radyoterapi hızla evrim geçirmiştir. Tekniğin sağladığı hızlı doz düşüşleri, konvansiyonel ve konformal radyoterapi tekniklerine kıyasla daha konformal ve homojen doz dağılımları elde edilmesini sağlarken, riskli organlardaki dozları düşürerek akut ve geç yan etkilerin azaltılmasında da önemli rol oynamaktadır (25).

Baş-boyun bölgesinin anatomisi, düzensiz yapıdaki hedef hacimleri ve çok sayıda riskli organın hedef hacim komşuluğunda bulunması tedavi planlamasını güçleştirir (34,35). Baş-boyun kanserlerinin radyoterapisinde 3B-KRT'den YART tekniğine geçiş tedaviyi daha kazançlı ve kolay hale getirmiştir. YART ve VMAT teknikleriyle doz dağılımları üç boyutta daha kolay şekillendirilebilmektedir. Böylelikle sağlıklı dokuların dozu düşürülürken hedef hacimlerde daha konformal doz dağılımları elde edilerek daha iyi tümör kontrolü sağlanmaktadır. Ancak tedavi sürelerinin uzaması ve yüksek MU değerleri YART tekniğinin dezavantajlarıdır (26).

Tedavi sürelerinin uzaması özellikle düşük  $\alpha/\beta$  oranına sahip ve onarım süresi kısa olan tümör tiplerinin radyoterapisinde önemli sonuçlar doğurabilmektedir (27). Yine tedavi sürelerinin uzunluğundan dolayı fraksiyon içerisindeki hasta hareketleri tedavi kesinliğini etkilemektedir (26). VMAT tekniklerinin en önemli avantajı tedavi sürelerini kısaltarak fraksiyon içi hasta hareketlerini en aza indirgemesidir. Bunun yanı sıra, en az diğer YART tekniklerine ait planlamalardaki kadar iyi riskli organ koruması sağlarken birçok çalışmada konformite açısından avantajlı bulunmuştur (28).

Düzensiz hedef hacimlere yüksek dozların tanımlandığı ve hedef hacim etrafında korunması gereken birçok sağlıklı dokuyu barındıran baş-boyun bölgesi

kanserlerinin radyoterapisi, YART tekniklerinin karşılaştırılıp, birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları birçok çalışmada araştırılmıştır. Bu çalışmaların genel sonuçları çoğunlukla paralel olsa da çalışmada kullanılan gereçler (tedavi planlama sistemi, lineer hızlandırıcının özellikleri), hasta seçimi, kullanıcı tarafından planlama sırasında belirlenmiş serbestlik dereceleri sonuçları değiştirebilmektedir.

Gestel ve arkadaşlarının çalışmasında, orofarenks kanseri tanısı konmuş 5 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 7 alanlı statik, dinamik YART ve VMAT (çift ark) planlamaları karşılaştırılmış, 69,12 Gy tanımlanmış PTV'nin %2'lik hacminin aldığı dozlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 71,96±0,26 Gy, 71,46±0,07 Gy, 72,09±0,13 Gy olarak bulunmuştur. İstatistiksel değerlendirmede dinamik YART tekniğinin, VMAT tekniğinden daha avantajlı olduğu görülmüştür (p=0,0009) (33). Kumar ve arkadaşlarının çalışmasında nazofarenks, orofarenks ve hipofarenks kanseri tanılı 10 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş, 9 alanlı dinamik YART ve çift ark planlamaları karşılaştırılmıştır (34). 70 Gy tanımlanmış PTV'nin %2'lik hacminin aldığı dozlar dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 78,05±2,44 Gy ve 77,26±1,56 Gy olarak verilmiştir. İstatistiksel değerlendirmeler, iki teknik arasında anlamlı fark olmadığını göstermiştir (p=0,293). Çalışmamızda, 70 Gy tanımlanmış PTV'nin %2'lik hacminin aldığı dozlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 76,342±0,802 Gy, 76,937±0,962 Gy, 75,969±0,776 Gy olarak bulunmuş, dinamik YART tekniği için elde edilen değer, diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde yüksek olduğu saptanmıştır (p<0,05).

Gestel ve arkadaşlarının çalışmasında 69,12 Gy tanımlanmış PTV'nin %98'lik hacminin aldığı dozlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 64,74±0,37 Gy, 64,52±0,14 Gy, 64,98±0,28 Gy olarak belirlenmiş, VMAT

tekniklerinin dinamik YART tekniğinden daha avantajlı olduğu sonucuna varılmıştır ( $p=0,0322$ ) (25). Kumar ve arkadaşları ise, 70 Gy tanımlanmış PTV'nin %98'lik hacminin aldığı dozları dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $69,89\pm 0,19$  Gy ve  $70,12\pm 1,04$  Gy olarak belirlemişler ve doz farkının istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir ( $p=0,645$ ) (26). Çalışmamızda, 70 Gy tanımlanmış PTV'nin %98'lik hacminin aldığı dozlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $69,120\pm 0,280$  Gy,  $68,993\pm 0,209$  Gy,  $69,194\pm 0,244$  Gy'dir. İstatistiksel karşılaştırmalar sonucunda doz farklılıklarının anlamlı olmadığı saptanmıştır ( $p>0,05$ ). Sonuçlarımız Kumar ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur. Gestel ve arkadaşlarının çalışmasında VMAT tekniğinin dinamik YART tekniğine göre avantajlı bulunmasının sebebi, dinamik YART teknikleri için 7 alan kullanılması olabilir.

Gestel ve arkadaşlarının çalışmasında 69,12 Gy tanımlanmış PTV'ye ait homojenite indeksi değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $0,10\pm 0,01$ ,  $0,10\pm 0,00$ ,  $0,10\pm 0,01$  şeklindedir ve teknikler arasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir ( $p>0,05$ ) (25). Kumar ve arkadaşlarının çalışmasında 70 Gy tanımlanmış PTV'ye ait homojenite indeksi değerleri dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $0,1079\pm 0,027$  ve  $0,0955\pm 0,011$  olarak belirlenirken, iki teknik arasında anlamlı farkın olmadığı belirtilmiştir ( $p=0,430$ ) (26). Çalışmamıza ait homojenite indeksi değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $0,099\pm 0,013$ ,  $0,108\pm 0,014$ ,  $0,093\pm 0,012$  şeklinde olup, dinamik YART tekniği, diğer iki tekniğe kıyasla daha kötü sonuçlar vermiştir ( $p<0,05$ ).

Gestel ve arkadaşları 69,12 Gy tanımlanmış PTV'ye ait konformite indeksi değerlerini statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $1,30\pm 0,03$ ,  $1,16\pm 0,02$ ,  $1,10\pm 0,02$  şeklinde bulmuşlardır (33). VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe

kıyasla daha avantajlı olduğu istatistiksel olarak gösterilmiştir ( $p<0,05$ ). Çalışmamıza ait konformite indeksi değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $0,737\pm0,066$ ,  $0,720\pm0,068$ ,  $0,726\pm0,067$  olup tekniklerin konformiteleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ). Dinamik ve statik YART tekniklerine ait planlamalar VMAT tekniği kadar iyi konformite sağlamıştır. Bunun sebebi planlamalarda 9 alan kullanılması olabilir.

Gestel ve arkadaşları parotislere ait ortalama dozları ve 27 Gy alan parotis hacimlerini (V27) incelemişlerdir (33). Kontralateral parotislere ait ortalama doz değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $28,20\pm3,07$  Gy,  $26,42\pm1,25$  Gy,  $25,62\pm1,93$  Gy, aynı parotise ait V27 değerleri sırasıyla  $\%41,52\pm9,65$ ,  $\%37,36\pm1,86$ ,  $\%36,88\pm5,72$  şeklinde belirlenmiştir. İpsilateral parotislere ait ortalama doz değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $33,99\pm2,08$  Gy,  $34,64\pm1,88$  Gy,  $32,02\pm2,08$  Gy iken aynı parotise ait V27 değerleri sırasıyla  $\%57,53\pm6,73$ ,  $\%58,54\pm5,75$ ,  $\%50,44\pm4,04$ 'dür. Her iki parotise ait ortalama dozlar ve V27 değerlerinin, teknikler arasında farklılık göstermediği istatistiksel olarak ortaya konmuştur ( $p>0,05$ ) (33). Verbakel ve arkadaşlarının çalışmasında ise baş-boyun kanseri tanılı 12 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 7 alanlı dinamik YART ve VMAT (çift ark) planlamaları karşılaştırılmış, sağ parotisin ortalama dozu dinamik YART için 38 Gy, VMAT tekniği için 34 Gy; sol parotis ortalama dozu dinamik YART planlamalarında 35 Gy, VMAT tekniğinde 34 Gy olarak bulunmuştur. Bu değerler için yapılan istatistiksel karşılaştırmalar, teknikler arasındaki farklılıkların anlamlı olmadığını ortaya koymuştur ( $p>0,05$ ) (28). Johnston ve arkadaşları yaptığı çalışmada, nazofarenks ve orofarenks kanseri tanılı 10 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 9 alanlı dinamik YART ve VMAT (çift ark) planlamalarında parotislere ait ortalama doz

değerleri ve 30 Gy alan hacim değerleri (V30) incelenmiştir. Kontralateral parotislere ait ortalama doz değerleri dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 31,98±9,33 Gy, 28,20±5,26 Gy, aynı parotisin V30 değerleri, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla %36±%20, %40±%9 şeklinde hesaplanmıştır. İpsilateral parotislere ait ortalama doz değerleri dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 49,62±10,31 Gy, 49,15±10,77 Gy iken aynı parotisin V30 değerleri sırasıyla %83±18, %80±21'dir. Teknikler arasında parotis dozları açısından anlamlı fark saptanmamıştır (p>0,05) (38). Çalışmamızda kontralateral parotisin ortalama doz değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 27,729±3,330 Gy, 28,060±3,323 Gy, 27,322±3,436 Gy, V30 değerleri sırasıyla %43,576±6,868, %44,567±5,128, %42,790±6,435 olarak hesaplanmıştır. İpsilateral parotis ortalama doz değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 30,098±2,890 Gy, 30,613±3,211 Gy, 29,870±3,267 Gy olup, aynı parotisin V30 değerleri sırasıyla %47,754±5,844, %48,491±5,643, %47,524±6,708 şeklindedir. İncelenen parotis dozları açısından teknikler arasında anlamlı farklar saptanmamıştır (p>0,05). Sonuçlarımız diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur. Parotislerin daha iyi korunduğu YART ve VMAT teknikleri radyoterapi sonrası yan etkileri (ağız kuruluğu) azaltarak yaşam kalitesini arttırmaktadır (29).

Holt ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, orofarenks kanseri tanılı 5 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 5-9 alanlı statik YART ve VMAT (çift ark) planlamaları karşılaştırılmıştır (35). Bu çalışmada oral kavitenin ortalama dozları statik YART ve VMAT planlamaları için sırasıyla 39,4±7,3 Gy, 36,7±7,8 Gy şeklindedir. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı olup VMAT tekniğinin daha iyi sonuçlar sağladığı belirtilmiştir (p<0,05). Çalışmamızda oral kavitenin ortalama dozları statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 30,913±4,996 Gy,

31,089±4,917 Gy, 31,444±4,465 Gy'dir. Üç teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ). Holt ve arkadaşlarının çalışmasında, statik YART tekniği için bazı hastalarda 5 alan kullanılması iki teknik arasındaki anlamlı farklılığın nedeni olabilir. Hasta grubu orofarenks kanseri tanılı olgulardan oluştuğu için çalışmamıza göre daha yüksek oral kavite dozları elde edilmiştir.

Lu ve arkadaşları nazofarenks kanseri tanılı 20 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 7-9 alanlı statik YART ve VMAT (çift ark) planlamalarını karşılaştırmışlardır (40). Çalışmada gözler için elde edilmiş ortalama dozlar statik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 7,2±2,7 Gy, 6,3±3,2 Gy şeklindedir. Aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve VMAT tekniğinin gözlerin aldığı dozlar açısından sağladığı avantaj ortaya konmuştur ( $p=0,01$ ). Çalışmamızda ise gözlerin ortalama dozları statik, dinamik YART ve VMAT tekniklerine ait planlamalarda sağ göz için sırasıyla 6,982±3,266 Gy, 6,544±3,143 Gy, 5,662±3,242 Gy iken, sol göz için 6,430±3,175 Gy, 5,819±2,710 Gy, 4,979±2,493 Gy'dir. Yapılan istatistiksel karşılaştırmalar VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla daha düşük dozlar sağladığını gösterirken ( $p<0,05$ ), dinamik YART tekniğinin statik YART tekniğine göre daha avantajlı olduğunu göstermiştir ( $p<0,05$ ).

Lu ve arkadaşlarının çalışmasında, lensler için elde edilmiş maksimum dozlar statik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 5,6±3,2 Gy, 4,5±2,6 Gy olup, aradaki farkın anlamlı olduğu belirtilmiştir ( $p=0,02$ ) (30). Çalışmamıza ait sonuçlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 6,708±3,138 Gy, 6,212±5,094 Gy, 5,094±2,876 Gy olup VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla daha avantajlı olduğu belirlenmiştir ( $p<0,05$ ).

Aynı çalışmaya ait optik sinir maksimum dozları statik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 21,1±12,9 Gy, 19,5±12,3 Gy olup aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,04) (30). Çalışmamızda, optik sinirlerin maksimum dozları statik, dinamik YART ve VMAT tekniklerine ait planlamalarda sağ optik sinir için sırasıyla 31,558±13,244 Gy, 28,193±13,031 Gy, 26,078±12,249 Gy, sol optik sinir için 25,858±14,414 Gy, 23,331±14,756 Gy, 21,709±14,610 Gy'dir. VMAT ve dinamik YART teknikleri arasındaki fark anlamlı değilken (p>0,05), statik YART tekniği diğer iki tekniğe kıyasla optik sinir dozları açısından dezavantajlıdır(p<0,05).

Gestel ve arkadaşlarının çalışmasında, beyin sapı için planlanan riskli organ hacmi (PRV) tanımlanarak %2'lik hacmin aldığı dozlar incelenmiştir (33). Elde edilen veriler statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 41,87±1,98 Gy, 42,14±1,63 Gy, 42,23±2,57 Gy şeklinde olup aradaki farkın istatistiksel anlamlı olmadığı belirtilmiştir (p>0,05). Johnston ve arkadaşlarının çalışmasında, beyin sapı maksimum dozları 1 cm<sup>3</sup> 'lük hacmin aldığı dozlar şeklinde verilmiştir. Beyin sapı maksimum dozları, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 35,92±15,46 Gy, 35,22±13,12 Gy olup, aradaki farkın anlamlı olmadığı ortaya konmuştur (p>0,05) (31). Çalışmamızda beyin sapı maksimum dozları statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 44,153±9,425 Gy, 44,591±10,113 Gy, 42,189±12,206 Gy şeklinde bulunmuştur. Yapılan istatistiksel karşılaştırmalar, beyin sapı maksimum dozları açısından tekniklerin anlamlı farklar ortaya koymadığını göstermiştir (p>0,05).

Gestel ve arkadaşları medulla spinalis için planlanan riskli organ hacmi (PRV) tanımlayarak %2'lik hacmin aldığı dozları incelemişlerdir (33). Elde edilen veriler statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 45,96±0,65 Gy, 45,74±0,24 Gy, 42,66±0,21 Gy'dir. VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla daha

avantajlı olduğu gösterilmiştir ( $p<0,05$ ). Johnston ve arkadaşları ise medulla spinalis maksimum dozlarını,  $1 \text{ cm}^3$  'lük hacmin aldığı dozlar şeklinde vermişlerdir (38). Sonuçlar, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $38,02\pm 1,46$  Gy,  $29,18\pm 2,91$  Gy şeklinde belirlenirken, aradaki farkın istatistiksel anlamlı olmadığı ortaya konmuştur ( $p>0,05$ ). Çalışmamıza ait medulla spinalis maksimum dozları statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $43,364\pm 0,996$  Gy,  $43,424\pm 1,231$  Gy,  $42,950\pm 1,406$  Gy olup teknikler arasında fark görülmemiştir ( $p>0,05$ ). VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla avantajlı olduğunu gösteren Gestel ve arkadaşları statik ve dinamik YART planlamalarında 7 alan kullanmıştır. Çalışmamızda YART planlamaları için 9 alan kullanılması VMAT tekniği kadar düşük medulla spinalis doz değerleri elde edebilmemizi sağlamıştır. Sonuçlarımız, dinamik YART planlamaları için 9 alan kullanan Johnston ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur.

Johnston ve arkadaşlarının çalışmasında larenksin ortalama dozları dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $37,46\pm 3,14$  Gy,  $37,19\pm 4,29$  Gy olup, teknikler arasında anlamlı fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ) (31). Çalışmamıza ait sonuçlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $43,192\pm 2,947$  Gy,  $42,366\pm 2,817$  Gy,  $42,636\pm 2,537$  Gy olup, teknikler arasında anlamlı farkların olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ).

YART teknikleri, 3B-KRT'ye göre daha iyi doz homojenitesi ve organ koruması sağlarken sağlıklı dokuların maruz kaldığı düşük doz hacimlerini arttırmaktadır. İntegral dozdaki artışın ikincil kanser oranlarını yükseltmesine yönelik kaygılar mevcuttur (32). Gestel ve arkadaşlarının çalışmasında tanımlanmayan dokunun aldığı ortalama dozlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $8,40\pm 1,23$  Gy,  $7,82\pm 1,27$  Gy,  $7,64\pm 1,23$  Gy şeklindedir.

Statik YART tekniği ile elde edilen tanımlanmayan doku ortalama dozları sayısal olarak diğer tekniklerle elde edilenden fazla olsa da istatistiksel olarak farkların anlamlı olmadığı saptanmıştır ( $p>0,05$ ) (25). Bu çalışmada, diğer çalışmaların (42,43) aksine rotasyonel tekniklerin integral dozu arttırmadığı gösterilmiştir. Çalışmamıza ait ortalama integral dozlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $11,621\pm 2,967$  Gy,  $11,371\pm 2,817$  Gy,  $11,067\pm 2,802$  Gy'dir. Elde edilen veriler sayısal olarak Gestel ve arkadaşlarının yaptığı çalışmasıyla uyumlu olsa da çalışmamızdaki sonuçlar arasındaki farklar anlamlıdır ( $p<0,05$ ). Çalışmamızda, statik ve dinamik YART için 9 alan kullanılması integral dozdaki fazlalığı açıklayabilir. Johnston ve arkadaşlarının çalışmasında ortalama dozlar dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $19,23\pm 2,68$  Gy,  $18,60\pm 2,34$  Gy şeklindedir ve aradaki fark anlamlıdır ( $p<0,05$ ) (31).

Yüksek MU değerlerinin daha fazla saçılmaya neden olarak ikincil kanser riskini arttırdığına yönelik görüşler vardır (33). Gestel ve arkadaşlarının çalışmasında MU değerleri statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $746\pm 79$  MU,  $1125\pm 59$  MU,  $415\pm 18$  MU; tedavi süreleri sırasıyla 840,6 sn, 490,2 sn, 183 sn 'dir (25). Çalışmamıza ait sonuçlar statik, dinamik YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla  $965,666\pm 256,436$  MU,  $740,465\pm 140,809$  MU,  $891,841\pm 146,530$  MU iken, tedavi süreleri  $646,913\pm 141,541$  sn,  $460,861\pm 42,567$  sn,  $254,544\pm 17,457$  sn olarak bulunmuştur. Tedavi süreleri uyum içerisinde olsa da farklı lineer hızlandırıcıların ve tedavi planlama sistemlerinin kullanılması MU değerleri arasında farklılıklara neden olabilmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, kliniğimizde bulunan lineer hızlandırıcı ve bu lineer hızlandırıcının modellendiği tedavi planlama sistemi kullanılarak hazırlanan statik, dinamik YART ve VMAT planlamalarının uygulanabilir olduğunu göstermiştir. Baş boyun kanserlerinin radyoterapisinde geniş PTV alanları ve risk altındaki organların PTV'ye yakın komşuluğu planlamayı zorlaştırmaktadır. Uygulanacak radyoterapi tekniğinin, tümörün boyutuna ve risk altındaki organlara komşuluğuna göre seçimi oldukça önemlidir. Yüksek doz düşüşlerine ihtiyaç duyulan durumlarda YART ve VMAT tekniklerinin kullanılması avantaj sağlamaktadır.

Statik, dinamik YART ve VMAT tekniklerini kullanarak elde ettiğimiz tüm planlamalar, hedef hacim ve riskli organlar açısından kliniğimizde kullanılan doz sınırlamalarını sağlamıştır. PTV'nin aldığı maksimum dozlar açısından VMAT tekniği diğer iki tekniğe kıyasla avantajlı bulunurken, statik ve dinamik YART teknikleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Konformite indeksi açısından teknikler arasında fark görülmezken, homojenite indeksi değerleri dinamik YART tekniği ile yapılan planlamalarda diğer iki tekniğe kıyasla daha kötü sonuçlar vermiştir.

Parotis ortalama dozları ve 30 Gy alan hacim değerleri, oral kavite ve larenks ortalama dozları, beyin sapı ve medulla spinalis maksimum dozları incelenmiştir ve teknikler arasında istatistiksel olarak fark görülmemiştir. Medulla spinalis ve beyin sapı ortalama dozları açısından VMAT tekniği diğer iki tekniğe kıyasla avantajlı bulunmuştur.

Gözlerin ortalama dozları, lenslerin maksimum dozları incelendiğinde VMAT tekniği diğer iki tekniğe kıyasla daha iyi sonuçlar sağlarken, dinamik YART tekniğinin statik YART tekniğinden daha avantajlı olduğu saptanmıştır. Statik YART tekniğine ait planlamalar optik sinir maksimum dozları açısından dezavantajlı bulunmuştur.

Sağlıklı dokuların aldığı dozlar için V5, V10, V15, V20 ve ortalama doz değerleri incelenmiştir. Ortalama dozlar, V10 ve V15 değerleri açısından VMAT tekniği diğer iki tekniğe kıyasla avantajlı bulunurken, dinamik YART tekniği statik YART tekniğine göre daha düşük dozlar sağlamıştır. V5 değerleri açısından statik YART ve VMAT teknikleri arasında fark görülmezken, dinamik YART en düşük doz değerlerini sağlamıştır. V20 değerleri açısından statik ve dinamik YART teknikleri arasında anlamlı farklar görülmezken, VMAT tekniğinin üstünlüğu istatistiksel olarak gösterilmiştir.

PTV'nin maksimum dozları, medulla spinalis, beyin sapı ve gözlerin ortalama dozları, lenslerin maksimum dozları açısından VMAT tekniği avantajlar sağlamıştır. Bunun yanında, VMAT tekniğinin en büyük avantajının sağladığı kısa tedavi süreleri olduğu istatistiksel olarak gösterilmiştir. Tedavi sürelerinin hasta konforu ve tedavi kesinliği açısından öneminin büyük olması VMAT tekniğini öne çıkarmaktadır.

Hastanın durumuna ve radyasyon onkolojisi kliniğinin teknik şartlarına bağlı olarak üç tekniğin de uygulanabilir olduğu gösterilmiştir. İdeali her hastayı ayrıntılı olarak değerlendirip hasta bazında tedavi tekniğine karar verilmesidir.

## 7. ÖZET

### BAŞ BOYUN KANSERLERİNDE STATİK, DİNAMİK YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ VE ARK TERAPİ TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Baş-boyun kanserlerinin radyoterapisinde statik, dinamik YART ve VMAT tekniklerini hedef, kritik organ dozları ve tedavi verimi açısından karşılaştırmak amacıyla baş-boyun kanserli 20 olgunun BT görüntülerinde hedef hacim ve riskli organlar konturlanmıştır. Primer tümöre ve tutulu lenf nodlarına 6 MV enerjiyle 33 fraksiyonda 70 Gy, yüksek riskli alanlar ve tutulu lenf nodu bölgelerine 60 Gy, elektif lenf nodlarına 54 Gy uygulanacak şekilde simültane entegre boost planlamaları "Monaco" tedavi planlama sistemiyle yapılmıştır. Statik ve dinamik YART tekniklerinde karşılıklı olmayan 9 alan, VMAT tekniğinde iki tam ark (çift ark) kullanılmış, hedef hacim ve riskli organların aldığı dozlar incelenmiştir.

Konformite indeksi değerleri açısından teknikler arasında fark görülmezken, PTV'nin maksimum dozu VMAT tekniğinde avantajlıdır. Dinamik YART tekniğinde homojenite indeksi değerleri dezavantajlıdır.

Parotis ortalama dozları ve V30 değerleri, oral kavite ve larenks ortalama dozları, beyin sapı ve medulla spinalis maksimum dozları açısından teknikler arasında fark görülmezken, medulla spinalis, beyin sapı ve gözlerin ortalama dozları, lenslerin maksimum dozları açısından VMAT tekniğinin avantajları gösterilmiştir. Optik sinirlerin maksimum dozları açısından statik YART tekniği dezavantajlıdır.

Sağlıklı dokulara ait ortalama doz, V10 ve V15 değerleri açısından VMAT tekniği en avantajlı iken, dinamik YART tekniği statik YART tekniğinden daha

avantajlıdır. V5 değerlerinde en iyi sonuçlar dinamik YART tekniği, V20'de VMAT tekniği ile elde edilmiştir.

Tedavinin süresi immobilizasyon, tedavinin kesinliği ve hasta konforu açısından en önemli kriterlerdendir. VMAT tekniği tedavi süreleri açısından çok daha avantajlıdır.

Hastanın durumuna ve radyasyon onkolojisi kliniğinin teknik şartlarına bağlı olarak üç tekniğin de uygulanabilir olduğu gösterilmiştir. İdeali her hastayı ayrıntılı olarak değerlendirip hasta bazında tedavi tekniğine karar verilmesidir.

**Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, VMAT, Dinamik YART, Statik YART, Baş Boyun Kanserleri**

**e-Mail: [uefedokurlar@gmail.com](mailto:uefedokurlar@gmail.com)**

## **8. ABSTRACT**

### **COMPARISON BETWEEN STATIC, DYNAMIC INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT) AND VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY (VMAT) IN HEAD AND NECK CANCERS**

In order to compare static, dynamic IMRT and VMAT techniques in the radiotherapy of head and neck cancers in terms of target and critical organ doses and treatment efficiency target volumes and organs at risk were contoured on computed tomography images of the 20 patients with head and neck cancer. Simultaneous integrated boost plans are made with "Monaco" treatment planning system, using 6 MV energy. The doses were prescribed as 70 Gy in 33 fractions to the primary tumor region and involved lymph nodes, 60 Gy to high-risk and involved nodal regions, 54 Gy to the elective nodal regions. Non-opposed 9 field technique was used for static and dynamic IMRT, and 2 full arcs are defined for the VMAT planning. The doses to target volume and organs at risk were evaluated.

No difference was found among the techniques regarding conformity index values, VMAT technique was more advantageous regarding the maximum doses inside the PTV. The homogeneity index values provided by the dynamic IMRT technique were disadvantageous.

There is no difference among the techniques regarding maximum doses to brain stem and spinal cord, average doses of oral cavity and larynx, and average doses of parotids and volumes receiving 30 Gy. However, VMAT technique was advantageous regarding the average doses of spinal cord, brain stem, eyes and the maximum dose to the lenses. Static IMRT technique was disadvantageous because of the maximum doses to the optic nerves.

While VMAT technique was the most advantageous regarding the average doses to the healthy tissues, V10, and V15 values, dynamic IMRT is more advantageous than static IMRT technique. The best results for the V5 and V20 values were provided by the dynamic IMRT and VMAT techniques respectively.

Treatment duration is one of the most important criteria in terms of immobilization, treatment accuracy and patient comfort. VMAT technique was more advantageous in terms of treatment duration.

It is proved that the all three techniques are applicable depending on the patient status and technical capabilities of the radiation oncology department. Ideally all patients should be evaluated in detail and the appropriate technique should be chosen on an individual patient basis.

**Key Words: Radiotherapy, VMAT, Dynamic IMRT, Static IMRT, Head and Neck Cancer**

**e-Mail: [uefedokurlar@gmail.com](mailto:uefedokurlar@gmail.com)**

## 9. YARARLANILAN KAYNAKLAR

1. **Khan, Faiz M.** *The Physics of Radiation Therapy*. 4. 2010. s. 430-435.
2. **Drake, Richard L., Vogl, Wayne ve Mitchell, Adam W.M.** *Gray's Anatomy for Students*. s. 747.
3. **Öztürk, Lokman, Aktan, İkiz Z. A. ve Varol, T.** *Sağlık ve Spor Yüksekokulları İçin İşlevsel Anatomi*. 2011. s. 169.
4. *Dirim Tıp Gazetesi*. **ŞAHİN, Caner, YILMAZ, Yavuz Fuat ve ÖZCAN, Müge.** 2008, Cilt 83, s. 50-55.
5. *Dünya Kanser Raporu*. s.1. : Uluslararası Kanser Araştırmaları Kurumu (IARC), 2008. s. 330.
6. *Baş Boyun Kanserleri*. **POLAT, Beldan ve HAFIZ, Günter.** 4, 2012, Klinik Gelişim, Cilt 25, s. 104-105.
7. **Tamer, Kaya, Özkan, Ragıp ve Adapınar, Baki.** *Temel Radyoloji Tekniği*. 3. s. 315-395.
8. **Webb, Steve.** *The Physics of Medical Imaging*. s. 98-127.
9. *Manyetik Rezonans Görüntüleme*. **Herek, Duygu ve Karabulut, Nevzat.** 3, 2010, TTD Toraks Cerrahisi Bülteni, Cilt 1.
10. *Magnetik Rezonans Görüntüleme'nin Klinik Uygulamaları ve Endikasyonları*. **Oyar, Orhan.** 2, 2008, Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi, Cilt 5, s. 31-40.
11. *Positron Emission Tomography: Principles, Technology, and Recent Developments*. **Ziegler, Sibylle I.** 2006, Nuclear Physics A, Cilt 752, s. 679-687.

12. *Temel ve Klinik Radyoterapi*. s.l. : Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, 2013. s. 134.
13. *PET/CT Imaging Artifacts*. **Sureshbabu, Waheeda ve Mawlawi, Osama**. 3, 2005, JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY, Cilt 33, s. 156-161.
14. *PET/BT Nedir, Endikasyonları Nelerdir?* **Savaş, Recep**. 2, 2010, Klinik Gelişim, Cilt 23, s. 40-44.
15. *MULTIMODALITY IMAGE FUSION AND PLANNING AND DOSE DELIVERY FOR RADIATION THERAPY*. **SAW, CHENG B., et al.** 2, 2008, Medical Dosimetry, Cilt 33.
16. *ICRU Report No. 83*. s.l. : Oxford University Press, 2010. s. 86-123.
17. **EVANS, M. D.C.** *Radiation Oncology Physics: Handbook for Teachers and Students*. 2005. s. 387-388.
18. **PARKER, W. ve PATROCINIO, H.** *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 2005. s. 256-260.
19. *Homogeneity Index: An objective tool for assessment of conformal radiation treatments*. **Kataria, Tejinder ve Sharma, Kuldeep**. 4, 2012, Journal of Medical Physics, Cilt 37, s. 207-213.
20. *CONFORMITY INDEX: A REVIEW*. **FEUVRET, LOÏC, et al.** 2, 2006, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, Cilt 64, s. 333-342.

21. *A CONFORMATION NUMBER TO QUANTIFY THE DEGREE OF CONFORMALITY IN BRACHYTHERAPY AND EXTERNAL BEAM IRRADIATION: APPLICATION TO THE PROSTATE.* **RIET, ARIE VAN'T, et al.** 3, 1997, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Cilt 37, s. 731-736.
22. *Çok yapraklı lineer hızlandırıcılarda kolimatör tasarımlarının klinik önemi.* **ÇAKIR, Aydın ve BİLGE, Hatice.** 1, 2012, Türk Onkoloji Dergisi, Cilt 27, s. 46-54.
23. Monaco Training Guide. 2012.
24. *A PHASE II STUDY OF INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT) +/- CHEMOTHERAPY FOR NASOPHARYNGEAL CANCER.* s.l. : RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP 0225, 2005. s. 4-8.
25. *RapidArc, SmartArc and TomoHD compared with classical step and shoot and sliding window intensity modulated radiotherapy in an oropharyngeal cancer treatment plan comparison.* **Gestel, Dirk Van, et al.** 37, January 2013, Radiation Oncology, Cilt 8.
26. *A study on conventional IMRT and RapidArc treatment planning techniques for head and neck cancers.* **Kumar, S.A. Syam, Vivekanandan, Nagarajan ve Sriram, Padmanaban.** 2012, Reports of Practical Oncology and Radiotherapy, Cilt 17, s. 168-175.
27. *IMPACT OF PROLONGED FRACTION DELIVERY TIMES ON TUMOR CONTROL: A NOTE OF CAUTION FOR INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT).* **WANG, JIAN Z., et al.** 2, 2003, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, Cilt 57, s. 543-552.

28. *VOLUMETRIC INTENSITY-MODULATED ARC THERAPY VS. CONVENTIONAL IMRT IN HEAD-AND-NECK CANCER: A COMPARATIVE PLANNING AND DOSIMETRIC STUDY.* **VERBAKEL, F. A. R. WILKO, et al.** 1, 2009, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Cilt 74, s. 252-259.
29. *The influence of radiation technique on xerostomia in head and neck cancer patients – prospective study.* **Goleń, Maria, et al.** 5, 2007, *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, Cilt 12, s. 253-260.
30. *Volumetric modulated arc therapy for nasopharyngeal carcinoma: A dosimetric comparison with TomoTherapy and step-and-shoot IMRT.* **Lu, Szu-Huai, et al.** 2012, *Radiotherapy and Oncology*, Cilt 104, s. 324-330.
31. *Volumetric-modulated Arc Therapy in Head and Neck Radiotherapy: A Planning Comparison using Simultaneous Integrated Boost for Nasopharynx and Oropharynx Carcinoma.* **Johnston, M., et al.** 2011, *Clinical Oncology*, Cilt 23, s. 503-511.
32. *Integral Dose in Three-dimensional Conformal Radiotherapy, Intensity-modulated Radiotherapy and Helical Tomotherapy.* **Yang, R., et al.** 2009, *Clinical Oncology*, Cilt 21, s. 706-712.
33. *Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent estimates for IMRT treatment in the head and neck region.* **Verellen, D ve Vanhavere, F.** 1999, *Radiotherapy & Oncology*, Cilt 53, s. 199-203.
34. **Webb, Steve.** *CONTEMPORARY IMRT.* 2005. s. 15-31.
35. *Cancer Treatment Reviews.* **Tribius, Silke ve Bergelt, Corinna.** 2011, Cilt 37, s. 511-519.

36. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck diseases*. 2011, Cilt 128, s. 241-247.
37. *Temel ve Klinik Radyoterapi*. s.l. : Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, 2013. s. 199.
38. <http://anatomi.uludag.edu.tr/hakan1.htm>. [Çevrimiçi]
39. *ICRU Report No. 83*. s.l. : Oxford University Press, 2010. s. 3-12.
40. *ICRU Report No.83*. s.l. : Oxford University Press, 2010. s. 68-71.
41. *Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri*. **ÇAKIR, Aydın ve BİLGE, Hatice**. 2, 2013, Türk Onkoloji Dergisi, Cilt 28, s. 81-90.
42. *A PHASE II STUDY OF CONCURRENT CHEMORADIOTHERAPY USING THREE-DIMENSIONAL CONFORMAL RADIOTHERAPY (3D-CRT) or INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT) + BEVACIZUMAB (BV) FOR LOCALLY OR REGIONALLY ADVANCED NASOPHARYNGEAL CANCER*. s.l. : RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP RTOG 0615, 2011. s. 15-16.
43. *Multi-institutional comparision of volumetric modulated arc therapy vs. intensity-modulated radiation therapy for head-and-neck cancer:a planning study*. **Holt, Andrea, et al**. 26, 2013, Radiation Oncology, Cilt 8.
44. *Single Arc Volumetric Modulated Arc Therapy of head and neck cancer*. **Bertelsen, A., et al**. 2010, Radiotherapy & Oncology, Cilt 95, s. 142-148.

45. *Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: Plan quality, delivery efficiency and accuracy.* **Rao, M., et al.** 2010, Med Phys, Cilt 37, s. 1350-1359.

## **EKLER**

### **ÖZGEÇMİŞ**

1987 yılında Edirne'de doğdum. Orta öğrenimimi Ahmet Adnan Saygun Lisesinde tamamladıktan sonra 2006 yılında Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümüne girdim. Lisans eğitimimi Haziran 2012'de bitirdikten sonra aynı yılın Eylül ayında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği yüksek lisans programına kabul edildim ve buradaki eğitimime halen devam etmekteyim.