



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



**NAZOFARENKS KANSER HASTALARI ÜZERİNDE YAPILAN  
VMAT VE RAPİDARC PLANLARININ DOZİMETRİK  
PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**ÖZCAN ÖZDEN**

**(YÜKSEK LİSANS)**

**BURSA-2017**





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



**NAZOFARENKS KANSER HASTALARI ÜZERİNDE YAPILAN  
VMAT VE RAPİDARC PLANLARININ DOZİMETRİK  
PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**ÖZCAN ÖZDEN**

**(YÜKSEK LİSANS)**

**DANIŞMAN:**

**Doç.Dr. Candan DEMİRÖZ ABAKAY**

**BURSA-2017**


# T.C. ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

## ETİK BEYANI

Yüksek Lisans/Doktora tezi olarak sunduğum "Nazofarenks Kanser Hastaları Üzerinde Yapılan Vınat ve Rapidarc Planlarının Dozimetrik Parametrelerinin Karşılaştırılması" adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığım ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.




**Adı Soyadı**

**Tarih ve İmza**

Özcan Özden  
  
17/02/2017

## SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi Özcan ÖZDEN tarafından hazırlanan Nazofarenks Kanser Hastaları Üzerinde Yapılan Vmat ve Rapidarc Planlarının Dozimetrik Parametrelerinin Karşılaştırılması konulu Yüksek Lisans 17/07/2017 günü, 13:30/14:30 saatleri arasında yapılan tez savunma sınavında jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir

	Adı-Soyadı	İmza
Tez Danışmanı	Doç. Dr. Candan Demiröz Abakay	
Üye	Doç. Dr. Sibel Kahraman Çetintaş	
Üye	Prof. Dr. Durmuş Etiz	
Üye		
Üye		

Bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun ..... tarih ve ..... sayılı toplantısında alınan ..... numaralı karar ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Gülşah ÇEÇENER  
Enstitü Müdürü

## TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU

17/07/2017

**Adı Soyadı:** Özcan ÖZDEN

**Anabilim Dalı:** Radyasyon Onkoloji

**Tez Konusu:** Nazofarenks Kanser Hastaları Üzerinde Yapılan Vmat Ve Rapidarc Planlarının Dozimetrik Parametrelerinin Karşılaştırılması

ÖZELLİKLER	UYGUNDUR	UYGUN DEĞİLDİR	AÇIKLAMA
Tezin Boyutları	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Dış Kapak Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
İç Kapak Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Kabul Onay Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Sayfa Düzeni	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
İçindekiler Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yazı Karakteri	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Satır Aralıkları	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Başlıklar	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Sayfa Numaraları	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Eklerin Yerleştirilmesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Tabloların Yerleştirilmesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Kaynaklar	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

### DANIŞMAN ONAYI

**Unvanı Adı Soyadı:** Doç. Dr. Candan DEMİRÖZ ABAKAY

**İmza:**



## İÇİNDEKİLER

DIŞ KAPAK	
İÇ KAPAK	
ETİK BEYANI.....	II
KABUL ONAY.....	III
TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU .....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
TÜRKÇE ÖZET .....	VII
İNGİLİZCE ÖZET .....	VIII
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Nazofarenks Kanseri ve Tedavi Yaklaşımları.....	3
2.2. Radyoterapi .....	5
2.3. Lineer Hızlandırıcılar .....	6
2.3.1. Çalışma Prensipleri .....	6
2.3.2. Magnetron .....	8
2.3.3. Klistron .....	8
2.3.4. Kafa Yapısı .....	9
2.3.5. Çok Yapraklı Kolimatörler .....	10
2.4. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi.....	16
2.5. VMAT Optimizasyonu ve Ters (inverse) Planlama .....	17
2.6. Doz Hesaplama Algoritmaları .....	17
2.6.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar.....	18
2.6.2. Model Tabanlı Algoritmalar .....	18
2.6.3. Monte Carlo Tabanlı algoritmalar .....	19
3. GEREÇLER VE YÖNTEM.....	20
3.1. Gereçler.....	20
3.1.1. Siemens Somatom Emotion Duo BT-Simülatör Ünitesi .....	20
3.1.2. Elekta Synergy Radyoterapi Cihazı .....	21
3.1.3. Monaco Tedavi Planlama Sistemi .....	21
3.1.4. Elekta VMAT Tekniği .....	26
3.1.5. Varian Trilogy Radyoterapi Cihazı.....	27
3.1.6. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi .....	27
3.1.7. RapidArc Tekniği.....	28
3.1.8. SPSS Veri Analiz Programı .....	28
3.2. Yöntem.....	29
3.2.1. VMAT Tedavi Planlarının Oluşturulması.....	29
3.2.2. İstatistiksel Analiz.....	30
4. BULGULAR.....	31
4.1. Hedef Hacimler (GTV70, CTV60, CTV54) .....	32
4.1.1. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları ..	32
4.1.2. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları ....	33
4.1.3. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) $D_{95}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	34
4.1.4. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) CI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	35
4.1.5. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) HI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	36
4.1.6. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları... ..	37
4.1.7. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları ....	38
4.1.8. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) $D_{95}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	39
4.1.9. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) CI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	40
4.1.10. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) HI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	41
4.1.11. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları. 42	

4.1.12. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları ..	43
4.1.13. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) $D_{95}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları ...	44
4.1.14. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) CI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	45
4.1.15. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) HI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	46
4.2. Riskli Organlar.....	47
4.2.1. Beyin Sapı İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	47
4.2.2. Beyin Sapı İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	48
4.2.3. Beyin Sapı İçin $D_1$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	49
4.2.4. Medulla Spinalis İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	50
4.2.6. Medulla Spinalis İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	51
4.2.7. Medulla Spinalis İçin $D_1$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	52
4.2.8. Larenks İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	53
4.2.9. Larenks İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	54
4.2.10. Oral Kavite İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	55
4.2.11. Oral Kavite İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	56
4.2.12. Mandibula İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	57
4.2.13. Mandibula İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	58
4.2.14. Sağ Lens İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	59
4.2.15. Sağ Lens İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	60
4.2.16. Sol Lens İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	61
4.2.17. Sol Lens İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	62
4.2.18. Sağ Optik Sinir İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	63
4.2.19. Sağ Optik Sinir İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	64
4.2.20. Sol Optik Sinir İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	65
4.2.21. Sol Optik Sinir İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	66
4.2.22. Sağ Parotis İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	67
4.2.23. Sağ Parotis İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	68
4.2.24. Sol Parotis İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	69
4.2.25. Sol Parotis İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları .....	70
4.3. Tedavi Planları İçin MU Verileri ve İstatistiksel Sonuçları.....	71
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	72
6. KAYNAKLAR .....	77
7. SİMGELER VE KISALTMALAR .....	81
8. EKLER .....	82
9. TEŞEKKÜR .....	86
10. ÖZGEÇMİŞ.....	87

## TÜRKÇE ÖZET

Bu çalışmada amacı, nazofarenks kanserleri için farklı iki Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) tekniğini karşılaştırarak hedef hacim, konformite numarası (CI), homojenite numarası (HI), riskli organlar ve Monitor değeri (MU) açısından değerlendirmektir.

20 adet geç evre nazofarenks kanserli hastaya ait Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri üzerinde hedef hacim ve kritik organların yerleri konturlanmıştır. Tedavi planları Elekta Synergy lineer akseleratörünü kullanan Monaco TPS’inde ve Varian Trilogy lineer akseleratörünü kullanan Eclipse TPS’inde çift ark (karşılıklı çakışık) olacak şekilde, arklara sırasıyla 30-330 derece kolimatör açısı ayarlanarak tedavi planları hazırlanmıştır. Hedef hacim eşzamanlı entegre boost (SIB) tekniği ile 33 fraksiyondan (fx) dan hesaplanmış ve bulunan sonuçlar karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, Elekta için yapılan volumetrik ayarlı ark terapi tekniği “Elekta VMAT” ve Varian için yapılan ise “RapidArc” olarak adlandırılmıştır.

Yapılan tüm tedavi planları klinik açıdan kabul edilebilir durumda olsa da hedef hacmin istenilen dozu alması açısından Elekta VMAT, RapidArc tekniği üzerinde başarı göstermiştir. Her iki TPS’de de yapılan planlarda riskli organ dozları kabul edilebilecek sınırdan olması rağmen Elekta VMAT tekniğinde beyin sapı, medulla spinalis gibi çok riskli organların dozlarını kanserin tekrarlaması veya ikincil kanserlerden dolayı hastanın tekrar ışın alması durumuna karşı istenilen değerlerden biraz daha düşük tutmayı başarmıştır. Ayrıca CI ve HI değerleri açısından Elekta VMAT üstünlük göstermiştir. Fakat hastanın lens, optik sinir dozlarında ve MU değerinde RapidArc tekniği daha başarılı sonuçlar vermiştir.

Sonuç olarak her iki teknikte de yapılan tedavi planları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olsa da değerler kabul edilebilecek sınırlardadır. Hastanın durumuna göre iki teknikten birisi seçilebilir.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, VMAT, Monaco TPS, Eclipse TPS, Nazofarenks.



## İNGİLİZCE ÖZET

### **Dosimetric Comparison of Vmat and Rapidarc for Nasopharyngeal Carcinoma**

The aim of this study is to evaluate target volume, conformity index (CI), homogeneity index (HI), risky organs and monitor unit (MU) by comparing two different Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) techniques for nasopharyngeal cancers.

Computer tomography images of 20 patients with advanced stage nasopharyngeal carcinoma were contoured on target volumes and locations of critical organs. Treatment plans were prepared for Elekta Synergy linear accelerator which using Monaco TPS and Varian Trilogy linear accelerator which using Eclipse TPS and treatment plans were prepared double arc (mutually overlapping) and collimator angles for each arc is 30-330 degrees. The target volume was calculated from 33 fractions (fx) by the simultaneous integrated boost (SIB) technique and the results were compared. In this study, volumetric arc therapy technique for Elekta was named "Elekta VMAT" and for Varian it was named "RapidArc".

Although both techniques are clinically acceptable, Elekta VMAT has succeeded in RapidArc technique in terms of wanted target dose. Elekta VMAT technique has kept the doses a little lower on critical organs such as brain stem, medulla spinalis than the wanted values for recurrence of the cancer or re-irradiation of the patient due to secondary cancers, although the risky organ doses can be accepted in both TPS plans. In addition, Elekta VMAT was superior in terms of CI and HI values. However, with the patient's lens, optic nerve doses and monitor unit, the RapidArc technique yielded more successful results.

As a result, although there are statistically significant differences between the treatment plans made in both techniques, the values are the acceptable limits. Depending on the condition of the patient one of the two techniques can be selected.

**Key Words:** Radiotherapy, VMAT, Monaco TPS, Eclipse TPS, Nasopharynx

## 1. GİRİŞ

Farenks boğazın tıbbi adıdır. Farenks 3 kısımdan oluşmaktadır ve nazofareks de bu kısımlardan biridir. Nazofarenks boğazın burunla birleşen bölümüdür. Nazofarenkste gelişen kanser nazofarenks (nazofaringeal) kanseri olarak adlandırılmaktadır. Nedeni tam olarak bilinmese de bazı risk faktörleri şunlardır:

- 1) Kötü beslenme (tuzlu, tütümlü ve çiğ etler)
- 2) Virüsler (Ebstein Barr virüs)
- 3) Aile öyküsü – Genetik ile aktarım
- 4) Kimyasal gazlara ve tozlara maruz kalma (meslek hastalığı)
- 5) Sigara ve alkol kullanımı

Nazofarenks kanserleri Güney Asya’da yaygın bir kanser türüdür. Kanserın anatomik olarak bölgesi ve derin yerleşimi cerrahi müdahaleyi imkânsız kılmasının yanı sıra, radyasyona çok duyarlıdır. Bu yüzden nazofarenks kanserlerinin primer tedavisi radyoterapidir. Fakat çevresinde birçok kritik organ bulundurması ve tümör kontrolünün çok yüksek dozlarla sağlanması tedavi planlamasını güçleştirir (Yu ve Yuan, 2002). Riskli organların limit dozlarının göz önünde bulundurulması hastada oluşabilecek ağız kuruluğu, dokuda sertleşme, duyma azlığı gibi yaşam niteliğini kötü yönde etkileyebilecek yan etkilerin oluşmasını engellenmek açısından önemlidir (Otto, 2008; Kutcher ve ark., 1991). Bu da son yıllardaki teknolojik gelişmelerle ortaya çıkan, baş-boyun kanserleri için çok sık kullanılan volumetrik ayarlı ark terapi (VMAT) tekniğiyle mümkündür.

Rotasyonel YART tekniği ilk olarak Rock Mackie tarafından 1993 yılında tanımlanmıştır. 1995 yılında, Cedric Yu rotasyonel YART tekniğine alternatif bir yaklaşımda bulunmuş, ark terapinin tomoterapiye alternatif olarak kullanılabilceğini söylemiştir (Yu, 1995). Yu’ya göre plan kalitesini etkilemeden gantri açısını ve gantri açısındaki yoğunluk düşürülebilirdi. Ayrıca ark terapinin riskli organları çevreleyen hedef hacimdeki etkinliği Cotrutz tarafından ispat edilmiştir (Cotrutz ve ark., 2000).

YART hedefe istenilen dozu verirken, hedefi çevreleyen riskli organlarda ve normal dokuda dozu azaltmayı başarmış (Kam ve ark., 2003), tümör kontrolünde artış ve radyasyon zehirlenmesinde düşüş sağlamıştır (Kam ve ark., 2004; Wolden ve ark.,

2006). Fakat YART'ın yüksek tedavi süresi intra fraksiyonel hasta hareketlerinin artmasına ve yüksek MU değeri hastanın normal doku çevresindeki dozu arttırıp ikincil kanserlerin oluşmasına neden olmaktadır (Hall, 2006; Patil ve ark., 2010; Hoogeman ve ark., 2008). YART'ın bu dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için Yu tarafından başlatılan, daha sonra Otto, Duthoy, Cotrutz ve arkadaşları tarafından geliştirilen ve bu dezavantajları ortadan kaldıran hacimsel ayarlı ark terapi (VMAT) tekniği kullanılmaktadır (Yu, 1995). VMAT, farklı yoğunluklardan oluşan birçok ışın demeti kullanması ve her ışın demetinin kendi içerisinde yoğunluğunu değiştirmesiyle hedef hacim üzerinde daha homojen ve konkav bir doz dağılımı sağlar. Gantry dönüş hızı, çok yapraklı kolimatörlerin birbirinden bağımsız hızları ve doz çıkış hızının zamanın bir fonksiyonu olarak değişkenlik göstermesi 4 boyutlu hesaplama avantajı sunar (Otto, 2008).

Elekta 2007 yılında kendi volumetrik ayarlı ark terapi tekniğinin ismini VMAT™ olarak Varian ise 2007 yılında Otto'nun VMAT algoritmasını kullanarak RapidArc™ isminde piyasaya sunmuştur. Bu çalışmada, Elekta için yapılan volumetrik ayarlı ark terapi tekniği "Elekta VMAT" ve Varian için yapılan ise "RapidArc" olarak adlandırılacaktır.

Bu çalışmada 20 adet geç evre Nazofarenks kanserli hastanın tedavi planları Elekta VMAT ve RapidArc tekniğinde simüle edilmiş ve sırasıyla hedef hacim, CI, HI, riskli organlar ve MU açısından karşılaştırılmıştır.

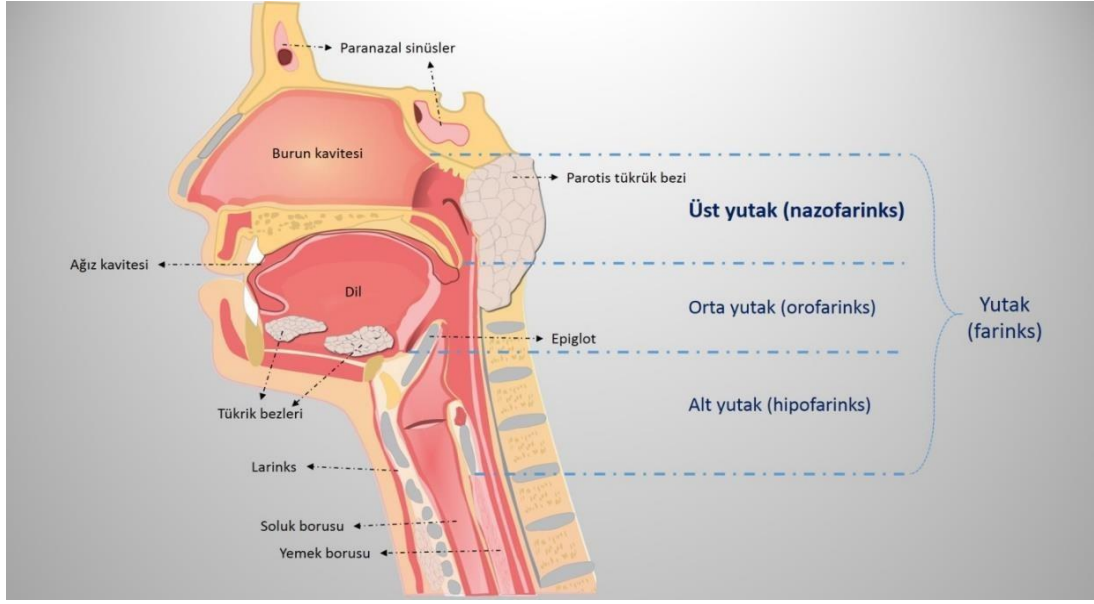
## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Nazofarenks Kanseri ve Tedavi Yaklaşımları

Nazofarenks kanserleri radyoterapi dışında tedavi alternatifi olmayan tek malign hastalıktır. Bu nedenle radyasyon onkolojisi için son derece önemli bir hasta grubunu meydana getirir. Nazofarenks, kafa tabanının hemen altında ve burunun arkasında yerleşim gösteren kübik bir yapıdır. Anatomik olarak parotisler, optik sinirler, lensler, beyin sapı, medulla spinalis gibi kritik organlara komşudur. Görülme sıklığı ABD’de 100,000 nüfusta erkekte 0.8, kadında 0.3 oranındadır. 50-59 yaşları arasında pik yapar. Güney Çin’de insidansı oldukça yüksektir ve 100,000’de 20 oranında görülmektedir (Engin ve Naci, 2013; Topuz ve ark., 2006).

Nazofarenks kanseri üç yolla yayılır. Birincisi, zengin lenfatik damarlanma özelliği nedeni ile çoğu zaman boyundaki lenf bezlerine yayılımdır. İkincisi komşuluk yolu ile yukarı doğru kafa kemiklerinden beyine, önce doğru burun boşluğuna, aşağıya doğru ağız bölgesine yayılımdır. İleri evrede ise en çok kemikler, akciğer ve karaciğer olmak üzere hematojen yolla uzak yayılımdır. Hastalık belirtileri arasında boyunda şişlik, kanlı burun akıntısı ve tıkanıklık, kulak tıkanıklığı gibi basit nezle ve gripal enfeksiyon belirtilerinin yanısıra yüzde hissizlik, çift görme, göz kapağında düşme gibi az görülen bulgular olabilir.

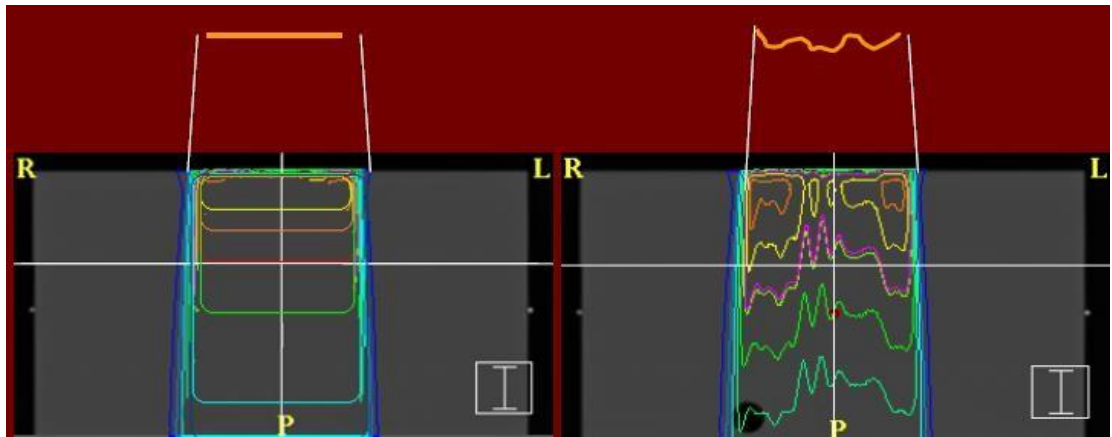
Baş-boyun bölgelerinden kaynaklanan kanserler, doğal gidiş, biyolojik davranış ve yayılım yönünden farklı özelliklere sahiptirler. Hastalarda tedavi seçenekleri değerlendirilirken, tedavi uygulanacak hastaların beklentilerinin ve isteklerinin, farklı yöntemlerin etkinliklerinin, ulaşılabilirliklerinin ve maliyetlerinin, hastalıkla etkilenmiş olan bölgenin anatomik yapısının ve hastalık yayılımının özelliklerinin ve fonksiyonun korunması olasılığının göz önünde bulundurulması gereklidir (Beyzadeoğlu ve ark., 2008). Eğer hastalık baş boyun bölgesi ile sınırlı ise sadece radyoterapi ile tedavi edilebilir fakat lokal ve bölgesel olarak ilerlemiş ise radyoterapi ile eş zamanlı kemoterapi tedavi yöntemi olarak seçilmelidir.



**Şekil 1: Nazofarenks Anatomisi (Ferjay ve ark., 2008)**

Kanserin anatomik olarak bölgesi ve derin yerleşimi cerrahi müdahaleyi imkânsız kılmasının yanı sıra, radyasyona çok duyarlıdır. Bu yüzden nazofarenks kanserlerinin primer tedavisi radyoterapidir. Fakat çevresinde birçok kritik organ bulundurması ve tümör kontrolünün çok yüksek dozlarla sağlanması tedavi planlamasını güçleştirir (Leibel ve Philips, 1998).

Gelişen teknoloji ışın demetinin yoğunluğunu değiştirerek, tümörlü dokulara maksimum dozu verirken çevresindeki kritik organları korumayı amaçlar. Bu yüzden özellikle baş-boyun kanserlerinde 3BKRT yerini YART ve VMAT tekniklerine bırakmıştır.



**Şekil 2: Konformal ve YART tek alan (Schegel ve ark., 2006)**

## 2.2. Radyoterapi

Radyasyon, 1895'te Wilhelm Conrad Röntgen'in X-ışınlarını keşfinden bu yana, tıpta teşhis (radyoloji) ve tedavi (radyoterapi) amaçlı kullanılmaktadır. Radyoaktif kobalt (Co-60) tedavi ünitesinin 1951'de Kanada'da geliştirilmesiyle, megavoltaj ışınlarla teleterapi (uzaktan tedavi) dönemi başlamış ve 1953'te diğer megavoltaj ışın üreten lineer hızlandırıcılar geliştirilmiş, tedavi amaçlı lineer hızlandırıcı ilk defa İngiltere'de kullanılmıştır.

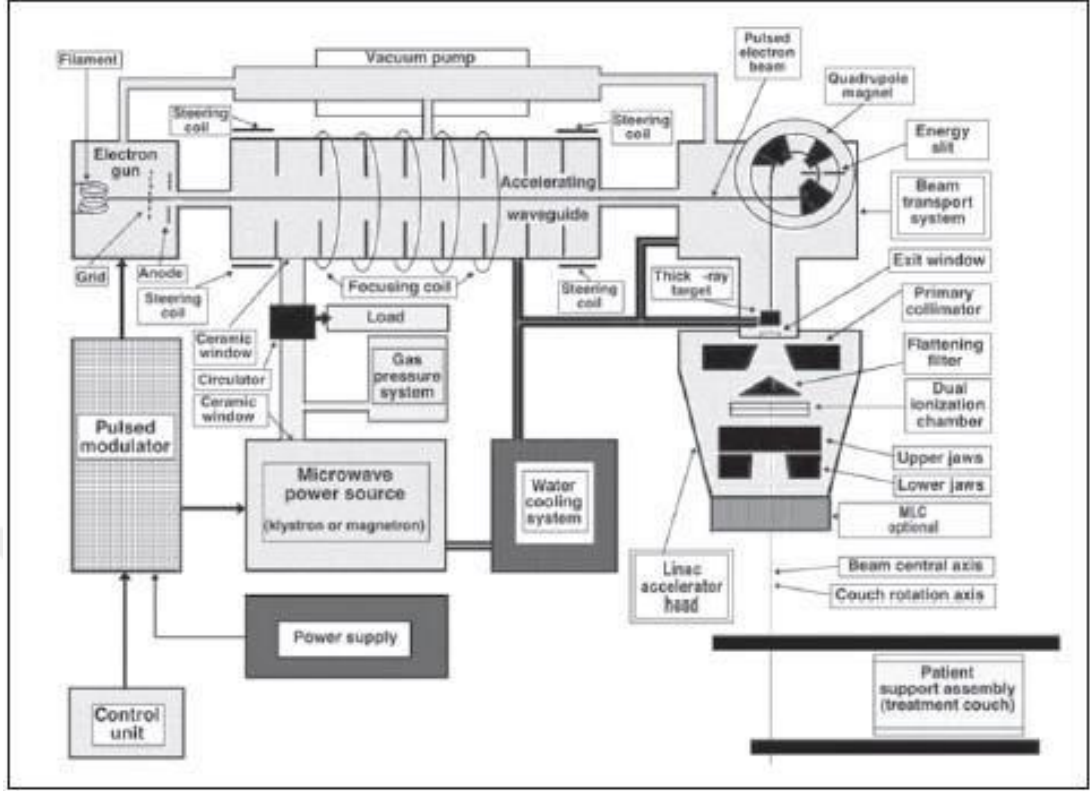
Radyoterapi ya da ışın tedavisi, radyasyonun hücre üzerinde oluşturduğu etkiden yararlanılarak yapılan bir tedavi yöntemidir. Elektromanyetik dalga (X-ışınları, gamma ışınları) veya partikül şeklindeki (beta tanecikleri, elektronlar, protonlar, nötronlar, negatif pi-mezonlar, yüksek enerjili ağır iyonlar) iyonlaştırıcı radyasyon kullanılır. Burada amaç; belirlenen hedef hacme yüksek radyasyon dozu vererek tümör hücrelerini öldürmek ve çoğalmasını engellemek, hastanın yaşam kalitesini ve hayatta kalma süresini arttırmaktır. Radyoterapi, kanser tedavisinde primer tedavi (ana tedavi), kombine tedavi modalitesi, adjuvan tedavi (yardımcı tedavi) ve palyatif tedavi yöntemleri şeklinde tek başına ya da cerrahi ve kemoterapi gibi diğer tedavi yöntemleriyle beraber kullanılır (Perez ve Brady, 1998; Khan, 2010).

Kanserli hastaların %40'ı tedavinin bir parçası olarak radyoterapi almışlardır.

Bu işlem iki şekilde gerçekleşebilir:

- 1) Eksternal radyoterapi: Vücut dışında, iyonizan radyasyonun kanser hücrelerine gönderilmesi
- 2) Internal radyoterapi: Vücut içinde, radyoaktif bir maddenin kanserli hücrelerin içine ya da yanına bırakılması

## 2.3. Lineer Hızlandırıcılar



Şekil 3: Lineer hızlandırıcının blok şeması (Khan ve ark., 2003)

Radyasyon tedavilerinin uygulanması lineer hızlandırıcıların kullanılmasıyla sağlanmaktadır. Çeşitli bölümlerden oluşan tedavi cihazı temel olarak elektronların hızlandırılması ve ağır bir maddeyle çarpıştırılarak X-ışınlarının elde edilmesi prensibine dayanmaktadır.

### 2.3.1. Çalışma Prensibi

Bir lineer hızlandırıcı elektron gibi yüklü parçacıkları yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak doğrusal bir hat boyunca hızlandırır, elektron ve x-ışınlarının elde edildiği cihazdır. Yüksek enerjili elektron huzmeleri, giricilikleri fazla olmayıp enerjilerini madde yüzeyine bırakmaları nedeniyle yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılmakta ya da hedefe çarptırılarak X-ışını oluşturulmaktadır. Oluşan X-ışınlarının giriciliklerinin fazla olması, enerjilerini maddenin daha derin yerlerine iletebilmesini dolayı derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

Çalışma prensipleri başlangıç enerjisi olarak yaklaşık 50 keV olan elektronların, herhangi bir mikrodalga kaynağından (magnetron veya Klistron) elde

edilmiş elektromanyetik dalgalarla dalga kılavuzu (waveguide) tüpünde hızlandırılması ilkesine dayanır.

Lineer hızlandırıcı demetinin özelliklerini tam olarak kavrayabilmek için ilk lineer hızlandırıcılardaki x-ışını üretimi mekanizması gözden geçirilmelidir. Lineer hızlandırıcılarda elektronları hızlandırmak için 1940 yılından sonra geliştirilen yüksek frekanslı osilatörler kullanıldı. Daha sonra yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren magnetron ve klistron tüpleri lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlandı. Lineer hızlandırıcının evrimi, magnetron ve klistron formunda mikrodalga jeneratörlerinin üretimi ile sonuçlanan çalışmalarının bir sonucudur. Magnetron veya klistron, mikrodalga kavitelelerinde yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilme yeteneğine sahiptirler. Bu yetenekleri, uygun dalga kılavuzu yapılarıyla birleştirildiklerinde, elektronları rölativistik hızlara hızlandırmayı mümkün kılar. Bu tüplerden elde edilen mikrodalgalar hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Elektronlar enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üstüne bindirilirlir. Normal olarak elektromanyetik dalgaların hızı elektronlardan fazla olduğu için t p içindeki dairesel diskler ile azaltılır. Disklerin boyutları ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenir. Elektronlara yüksek hız elektromanyetik dalganın tepe noktasına bindirilerek verilir. Bu yolla elektronlar birkaç MeV enerji kazanırlar. Hızlandırma esnasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için t p boyunca magnetik odaklayıcı alanlar bulunur. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MeV/metre'dir. Daha k  k boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90° veya 270° saptırıcı (bending) magnetler ile saptırılarak hedef üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilirler. Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeyel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilereği gibi yüksek erime noktasına sahip bir hedefe çarpıtılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilir (Khan, 2010).



### **2.3.2. Magnetron**

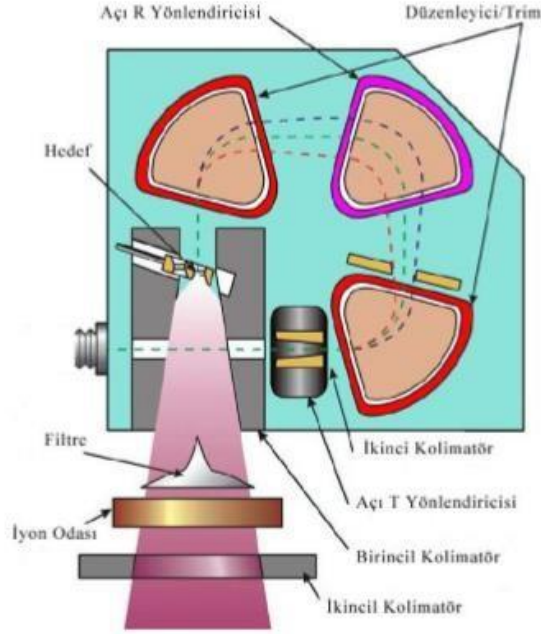
Magnetron mikrodalgalar üreten bir cihazdır. Yüksek güçte bir osilatör olarak işlem görür ve saniyede birkaç yüz tekrarlama ile her biri birkaç mikrosaniye süren mikrodalgalar üretir. Her atım için mikrodalga frekansı yaklaşık 3 GHz'dir.

Magnetron merkezinde katot ve dış kısmında bakırdan oluşan ve yankı yapabilen boşluklar barındıran bir anot içerir. Silindirik bir yapıya sahiptir. Anot ve katot arası vakumludur. Katot bir iç tabaka tarafından ısıtılır ve elektronlar termoiyonik yayılım ile oluşturulur. Statik bir elektromanyetik alan boşluk yüzeyine dik bir biçimde ve bir DC statik elektrik alanı da anotla katot arasına uygulanır. Katottan yayınlanan elektronlar atımlı DC elektrik alanı ile anota doğru hızlandırılırlar. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan sayesinde, elektronlar yankı boşluklarında karışık biçimde hareket eder ve mikrodalgalar şeklinde enerji yayarlar. Oluşturulan bu mikrodalgalar parçacıkların dalga klavuzu aracılığıyla hızlandırılmasını sağlarlar (Khan, 2010).

### **2.3.3. Klistron**

Klystron bir mikrodalga genlik güçlendiricidir. Kendi başına bir kaynak değildir. Düşük güçte bir mikrodalga osilatörü tarafından beslenmelidir. Katotta üretilen elektronlar, düşük güçte mikrodalgaların geldiği ilk boşluğa (demetleyici boşluğu) doğru negatif bir voltaj atımıyla hızlandırılırlar. Mikrodalgalar boşluk boyunca alternatif bir elektrik alan oluşturur. Elektronların hızları, hız modülasyonu olarak bilinen bir işlem ile, bu elektrik alan kullanılarak ayarlanır. Bazı elektronlar hızlanırken, diğerleri yavaşlatılabilir veya etkilenmeden kalabilirler. Bu olay, elektronların hızları ayarlanmış ve demetlenmiş bir halde hızlandırıcı tüpe gönderilmelerini sağlar (Khan, 2010).

### 2.3.4. Kafa Yapısı



**Şekil 4: Tıbbi lineer hızlandırıcının kafa (gantri) yapısı (Khan ve ark., 2003)**

Lineer hızlandırıcıda hızlandırılan elektronların 270 derece döndürülerek hedefe çarptırıldığı ve oluşturulan X-ışınlarının düzenlenip kontrol edilerek ortam dışına gönderildiği kısımdır. Lineer hızlandırıcıların birçoğu yatay bir eksenle dönebilecek şekilde tasarlanırlar. Gantri'nin yatay dönüşü esnasında izlediği noktaya izomerkez denir.

#### 2.3.4.1. X-ışını Hedefi

X-ışınları, lineer hızlandırıcının içerisinde hızlandırılan ve yüksek enerjili taşıyan elektronların bir metal hedefe çarptırılmasıyla elde edilir. Burada metal hedef tungsten veya bakır-tungsten karışımı gibi yüksek atom numaralı metallerden oluşmaktadır. Gelen elektronların taşıdığı enerji x-ışını hedefine çarparak bütün enerjilerini frenleme ışını olarak bırakır ve bu frenleme ışınının enerjisi gelen elektronun enerjisine eşittir (Boyer ve ark., 2001).

### **2.3.4.2. Düzleştirici Filtre**

Hedeyten çıkan yüksek enerjili X-ışınları sabit birincil kolimatörlerle kolime edildikten sonra homojen bir demet oluşturmak için ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Düzleştirici filtre genellikle tungsten, çelik veya kurşun-çelik kombinasyonundan yapılır (Boyer ve ark., 2001).

### **2.3.4.3. İyon Odaları**

Düzleştirici filtre ile düzleştirilen x-ışınları monitor odalarına gelir. Monitör sistemi birçok iyon odasından veya çok plakalı tek bir odadan oluşur. Odalar genellikle transmisyon tipinde olsa bile, bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik iyon odaları da kullanılırlar. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük, simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür (Boyer ve ark., 2001).

### **2.3.4.4. Kolimatörler**

#### **2.3.4.4.1. Birincil Kolimatörler**

Genellikle tungstenden yapılmış olan birincil kolimatörler düzleştirici filtrenin düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık az bir eğime sahip olan koni şeklindeki bu aparat sadece ileri doğru saçılan x-ışınlarının gantri kısmından dışarı çıkmasına izin verir ve kafa sızıntısını engeller. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle 100 cm SSD' ye yaklaşık 50 cm çap verecek şekildedir (Boyer ve ark., 2001).

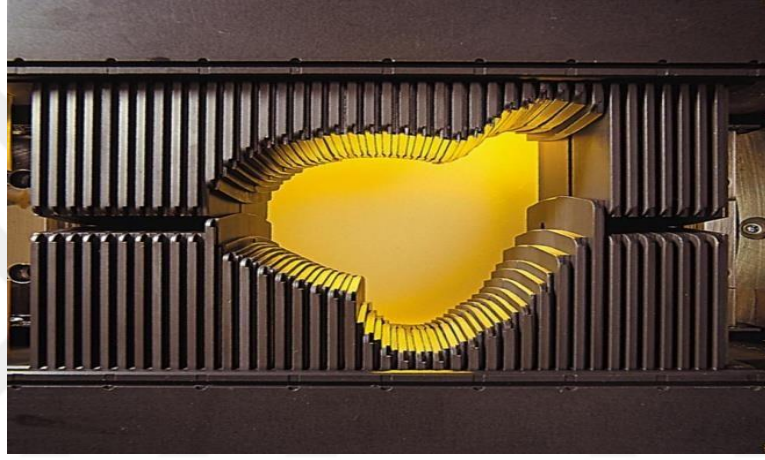
#### **2.3.4.4.2. İkincil Kolimatörler**

İkincil kolimatör, X-ışını kaynağından 100 cm gibi standart bir uzaklıkta, 0×0 dan yaklaşık 40×40 cm<sup>2</sup> 'ye dek dikdörtgen alan yaratabilen, yaklaşık 8 cm tungsten ya da kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan (jaw) oluşur. X-ışınları birincil kolimatörler ile şekillenip, iyon odalarından geçtikten sonra ikincil kolimatörlerde bulunan X ve Y blokları (jaw) ile tedavi alanını oluşturur.

### **2.3.5. Çok Yapraklı Kolimatörler**

Çok Yapraklı Kolimatörler (ÇYK) tungsten gibi zengin atom numaralı yapraklardan oluşan, birbirinden bağımsız hareket ve kurşun blok kullanılmadan tedavide düzenli ya da düzensiz alanları oluşturmak için kullanılan eden sistemlerdir. Çok yapraklı kolimatörler ışın alanını kolay ve hızlı şekillendirerek tedavi süresini

azaltmada büyük rol oynar. Tek bir metal blok yerine üretici firmaya ve cihazın özelliğine bağlı olarak 80 veya daha fazla bağımsız hareket edebilen tungsten yaprakçıklardan oluşur. Tungsten yüksek yoğunluğa sahip, oldukça sert, kolay işlenebilir, düşük esneme katsayılı ve çok pahalı olmayan bir malzeme olduğu için ÇYK materyali olarak kullanılmaktadır. Saf tungsten 3482 C° de eriyen, yoğunluğu 19,3 g/cm<sup>3</sup> olan bir elementtir. Tungsten alaşımlarının yoğunlukları 17-18,5 g/cm<sup>3</sup> arasında değişmektedir. Saf tungsten nikel, bakır ve demir gibi elementlerle katkılandırılarak farklı kombinasyonlu tungsten alaşımları elde edilebilir (Boyer ve ark., 2001).



**Şekil 5: ÇYK yaprakları (Boyer ve ark., 2001)**

ÇYK'nin performansını belirleyen en önemli teknik parametreler geometrik, mekanik ve fiziksel özelliklerdir. Bunlar;

1. Yaprakların maksimum açılabilceği alan boyutu (maksimum alan boyutu)
2. Yaprakların genişliği (tek bir lifin genişliği)
3. Maksimum overtravel mesafesi (karşılıklı dizili liflerin orta hattı geçebilme mesafesi)
4. Yaprakların iç içe geçmesi (bir yaprağın karşısındaki yaprak hizasından öteye gidememesi)
5. ÇYK'lerin kolimatör çenelerine göre konumlandırılması
6. Yapraklar arası geçirgenlik
7. Yaprak geçirgenliği

YART ve VMAT tekniklerinde ÇYK'lerin kullanılmasından dolayı yaprak pozisyonlarının doğruluğu ve tedavi süresi açısından yaprakların hızı da ayrıca önem taşımaktadır (Schegel ve ark., 2006).

### **2.3.5.1. Maksimum Alan Boyutu**

Günümüzde lineer hızlandırıcılar için iki çeşit ÇYK kullanılmaktadır. Orta ölçekli ve  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'ye kadar olan geniş tümörler için kullanılanlar ve küçük alanlar (stereotaktik radyoterapi) için kullanılan mikro ÇYK'lerdir. Mikro ÇYK'ler  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan boyutuna sahiptirler (Schegel ve ark., 2006).

### **2.3.5.2. Yaprak Genişliği**

Lif genişliği, RT uygulanacak hedef hacmin genişliğine bağlı olarak seçilmelidir. Geniş hacimli ve kompleks olmayan tümörler için 1 cm lif genişliği yeterli olsa da riskli organların çevresinde yer alan küçük tümörler için 1 cm lif genişliği çok büyüktür. 0,5 cm lif kalınlığı genel olarak iyi bir seçim olarak kabul edilir (Schegel ve ark., 2006).

### **2.3.5.3. Yaprakların İç İçe Geçmesi**

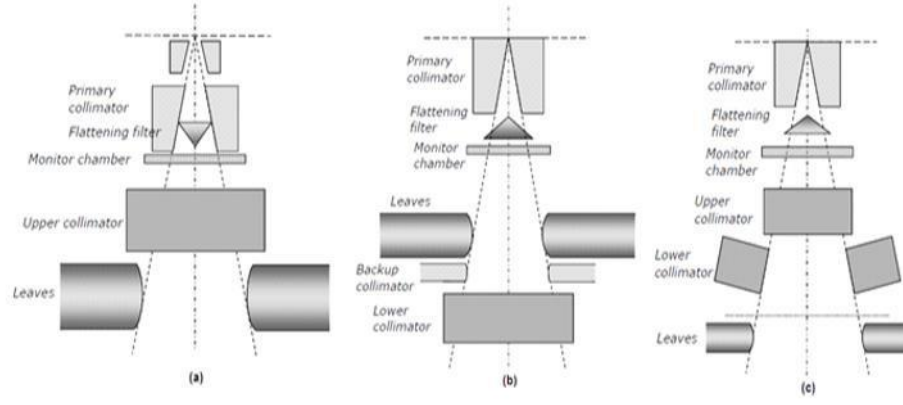
Bir yaprak karşısındaki komşu yaprak ile çarpışmaksızın bu yaprak hizasından öteye gidemez. Geleneksel konformal radyoterapi için bu önemli bir konu değildir ama pek çok küçük ve genellikle karmaşık biçimli segmentlerin kullanıldığı YART ve VMAT tedavi planları için önemlidir (Schegel ve ark., 2006).

### **2.3.5.4. Maksimum Overtravel Mesafesi**

ÇYK'nin overtravel mesafesi, bir lifin orta hat üzerinde ne kadar ileri gidebileceğini karakterize eden parametredir. Bu parametre karmaşık şekillere sahip hedef hacimler için oldukça önemlidir fakat çok uzun lifler gerektiği için büyük overtravel mesafesi mekanik problemlere yol açabilir (Schegel ve ark., 2006).

### **2.3.5.5. ÇYK'lerin Kolimatör Çenelerine Göre Konumlandırılması**

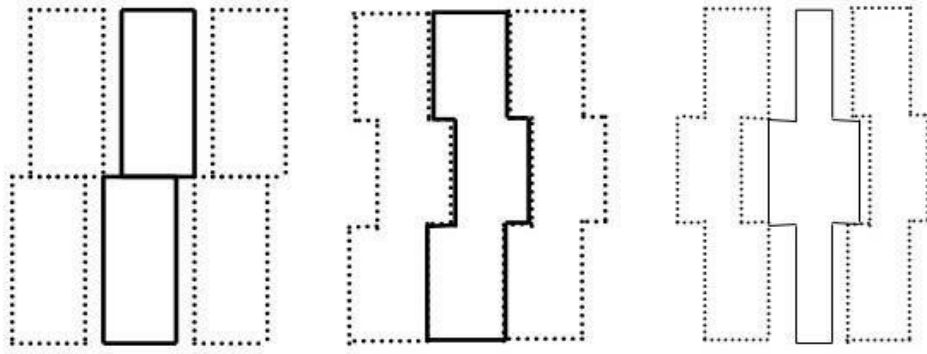
ÇYK'ler cihazların tasarımına göre farklı dozimetrik özelliklerden dolayı farklı cihazlarda performansı etkileyen farklı ÇYK konumlandırmaları seçilmiştir. Kolimatör çenelerinin altında veya üzerinde konumlandırılırlar (Schegel ve ark., 2006).



**Şekil 6: (a) Siemens, (b) Elekta ve (c) Varian cihazlarına ait kolimatör yapıları. (Schegel ve ark, 2006)**

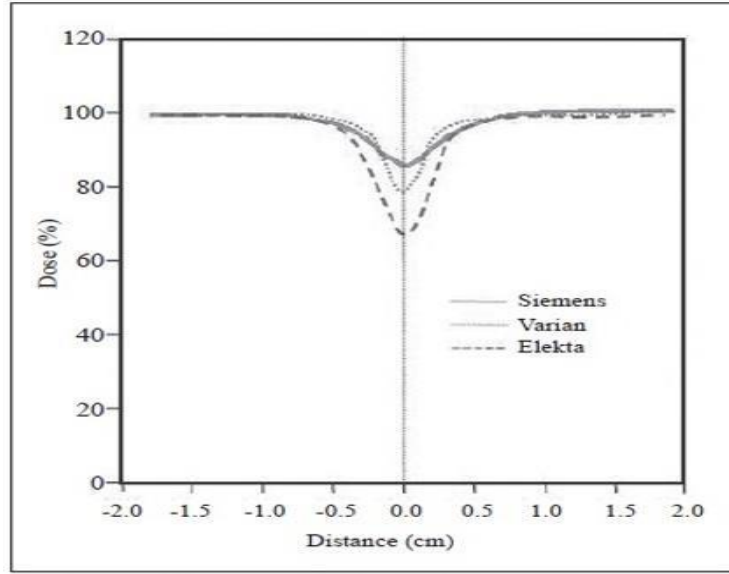
### 2.3.5.6. Yapraklar Arası Geçirgenlik

Sürtünmeyi önlemek için yapraklar arasında 0.1 mm kadar bir boşluk olmalıdır. Fakat bu mesafe yaklaşık olarak %4 seviyesinin altında tutulması gereken radyasyon sızıntısına yol açar. Özellikle trapezoid (yamuk) şeklinde kesit alanına sahip yapraklar için bu bir problemdir. Yapraklar arası geçirgenliği en aza indirmek için her firma kendine has yaprak modeli geliştirmiştir. Bu modeller dil-yuva etkisi olarak adlandırılır.



**Şekil 7: Siemens, Elekta ve Varian cihazlarına ait ÇYK yaprak tasarımı. (Schegel ve ark, 2006)**

Lifler arası sızıntıyı azaltmanın diğer bir yolu da ışın diverjansına uygun olarak tüm liflere hafif bir eğim vermektir. Ancak, lifler arası sızıntıyı tamamen önlemek bu tasarımların hiçbirisiyle mümkün olmamaktadır (Schegel ve ark., 2006).



**Şekil 8: Yapraklar arası geçirgenlik, dil yuva etkisi (Schegel ve ark, 2006)**

### 2.3.5.7. Yaprak Geçirgenliği

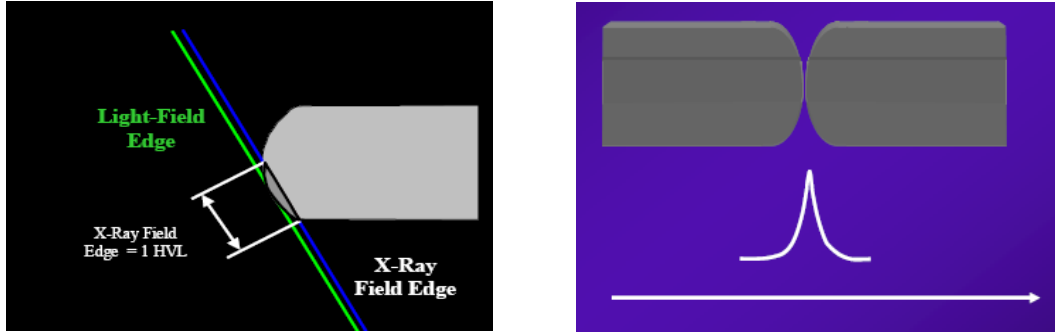
Yüksek enerjili x-ışınları, lineer hızlandırıcının kafa bölgesinde çıkarken yapraklardan veya çenelerde daima az da olsa bir sızıntı olur. Bu nedenle çeneler veya yapraklar tungsten gibi yüksek atom numaralı materyallerden yapılmaktadır.

Kişiyeye özel blokların yerini ÇYK almasından dolayı, yaprakların geçirgenliğinin en fazla bloklar kadar olması beklenir. 5 cm kalınlığındaki bir tungsten yaprakta yaklaşık %5 sızıntı olur. Bu sızıntıyı %1 e indirmek için yaprakların kalınlığını 2,5 cm arttırmak yeterli olur (Schegel ve ark., 2006).

### 2.3.5.8. Penumbra Genişliği

Işının diverjansından ve yaprakların uç kısımlarından soğurulmasından dolayı alanın bitimine yakın bölgelerde ışın enerjisi %20-80 arası düşmektedir. Bu düşüşü engellemek için her firma kendine has ÇYK dizayn etmiş ve focus özelliği geliştirmişlerdir.

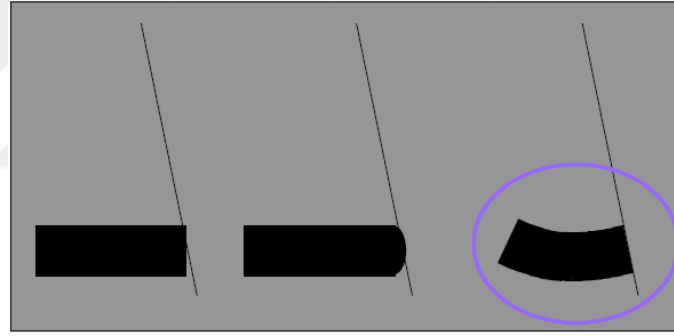
Yaprak sonunda ve yapraklar arasında oluşan iki çeşit penumbra vardır. Penumbra bölgesindeki doz düşüşü ölçülüp planlama sistemine girilmesi gerekmektedir.



Şekil 9: Lif sonu ve lifler arası penumbra (Schegel ve ark, 2006)

### 2.3.5.9. Focus Özelliği

Lif dizaynları ÇYK'lerin fokuslama özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Fokuslama özellikleri paralel, tek fokuslu ve çift fokuslu olmak üzere gruplanır. Paralel yapraklar birbirlerine paralel kenarlara sahip yapraklardan oluşur. Tek focus özelliğine sahip cihazlarda iki yaprak arasında farklı penumbra değerleri oluşur. Tek focuslu yaprakların uçları genellikle yuvarlaktır. Çift focuslu yaprakların ışın diverjansına uyan uçları vardır.



Şekil 10: Farklı focus özellikli yapraklar. (Schegel ve ark, 2006)

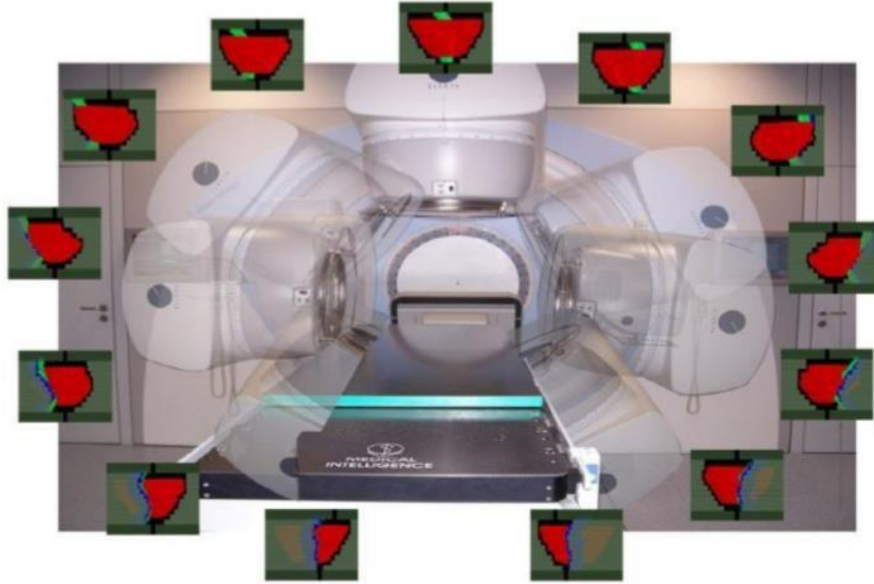
	Elekta	Siemens	Varian
MLC kalınlığı	75 mm	75 mm	59 mm
Fokalizasyon	Basit	İki yönlü	Basit
MLC uçları	Yuvarlak	Fokalize	Yuvarlak
Minimum açıklık	6 mm	0 mm	0.2 mm
Overtravel	12.5 cm	10 cm	20 cm
Interdijitasyon	Yok	Yok	Var
MLC geçirgenliği	<%2	<%1	<%2.5
MLC'ler arası sızıntı	<%5	<%2	<%4

Şekil 11: Cihazlar arasındaki ÇYK farkları (Schegel ve ark, 2006)



## 2.4. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi

Volumetrik ayarlı ark terapi (VMAT) tekniği planlamanın gereksinimlerine göre hedef hacim dozunu arttırırken riskli organ dozlarını en aza indirmeyi hedefleyen, volumetrik olarak doz hesaplamasını içeren ark tabanlı gelişmiş radyoterapi planlama tekniğidir. Özellikle baş-boyun kanserlerinde çok kullanılan bu teknik, farklı yoğunluklardan oluşan birçok ışın demeti kullanması ve her ışın demetinin kendi içerisinde yoğunluğunu değiştirilmesiyle hedef hacim üzerinde daha homojen ve konkav bir doz dağılımını sağlar. Gantry dönüş hızı, çok yapraklı kolimatörlerin birbirinden bağımsız hızları ve doz çıkış hızının zamanın bir fonksiyonu olarak değişkenlik göstermesi 4 boyutlu hesaplama avantajı sunar (Otto, 2008).



şekil 12: VMAT tedavi şekli (Otto, 2008)

VMAT'ı diğer tekniklerden ayıran en büyük özelliği gantry dönerken ışınlanmanın devam etmesidir. VMAT tekniği ile hedef hacim tek bir dönüş ile istenilen dozu verilebilir. Hedef hacme dozu verirken istenilen yoğunluk ayarını elde edebilmek için doz hızı ve gantry hızı tedavi sırası boyunca değişkenlik gösterir. Fakat gantry'nin hasta üzerinde bir tur dönmesi, hastanın cildinde doz almayan yerin kalmaması anlamına gelir. Ayrıca yüksek MU miktarının sağlıklı doku üzerinde düşük doz saçılımının artmasına neden olur. Özellikle çocuklarda ve sağ kalımı yüksek hastalarda ikincil kanser riskini arttırır.

VMAT inverse (tersten) planlama yapar. Hedef hacimde istenilen doz miktarı ve riskli organların doz sınırları tedavi planlama sistemine girilir. Girilen verilere göre tedavi planlama sistemi (Eclipse, Monaco vb) optimal bir sonuç bulur.

## **2.5. VMAT Optimizasyonu ve Ters (inverse) Planlama**

Optimizasyon matematiksel olarak belirli sınırlarda istenen bir değerin maksimum veya minimum hale getirilmesidir. Matematiksel optimizasyonda tüm sınırları sağlarken maksimum ve minimum değeri yerine getirecek değişkenlerin bulunmasıdır. Radyoterapideki optimizasyonda ise her hasta için en iyi tedaviyi sağlayacak tedavi planıyla ilgili ışın açıları ve şiddetleri gibi değişkenlerin uygun olarak bulunup en optimal sonucun sunulmasıdır (Clifford ve Chao, 2004).

Planlama sistemine önceden sonuçlar (veriler) girilip sonradan ışınlar ve MU değeri edildiği için tersten planlama denmiştir. Forward (ileri) planlamada ise öncelikle ışınlar ve açıları, ÇYK şekli ve MU değeri belirlenir. Buna göre sonuç elde edilir.

Hedef hacimde istenilen doz miktarı ve riskli organların doz sınırları tedavi planlama sistemine girilir. Tedavi planlama sisteminin özelliğine göre hedef hacmin ve riskli organların çalışma ağırlıkları otomatik olarak atanır ya da manuel girilir. Çalışma ağırlıkları manuel atanacaksa istenilen sonuca daha kısa zamanda ulaşabilmek için fizikçi optimizasyon sürecini gözleyip gerçek zamanlı olarak optimizasyona müdahale etmelidir. Çalışma ağırlıklarına göre planlama sistemi binlerce olasılığı dener ve en optimal sonucu sunar.

## **2.6. Doz Hesaplama Algoritmalar**

Doz hesaplama algoritmalarının günümüz TPS 'lerinde önemli olmasının nedeni hastanın her noktasındaki dozun mümkün olan maksimum düzeyde hesaplanabilmesidir. Lineer hızlandırıcıda üretilen radyasyonun hasta üzerinde etkisinin bulunabilmesi için vücuda giren radyasyonun yaratacağı etkileşimlerin (birincil elektronlar, saçılan fotonlar, ikincil elektronlar) bilinmesi gerekir. Doz hesaplama algoritmaları bilgisayarların tedavi planlama sistemlerinde kullanılmaya başlanmasından sonra bilgisayar teknolojisiyle paralel bir şekilde gelişmeye başlamıştır. Bu gelişme tedavi planlarının hesaplanma süresini azaltmış ve daha doğru sonuçlar elde etmeyi sağlamıştır. TPS'de kullanılan algoritmalar genellikle Düzeltme

Tabanlı Algoritmalar, Model Tabanlı Algoritmalar ve Monte Carlo Algoritmaları olarak sınıflandırılır (Van ve ark., 2004).

### **2.6.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar**

Bu algoritmalarda hastanın içerisindeki doz dağılımının hesaplanmasında su fantomunda elde edilen sonuçlardan yararlanır. Belirlenmiş koşullar altında su fantomunda doz ölçümleri yapılır düzenli tedavi alanları için ölçülür. Burada hastadaki dozun bulunmasında ışın düzenlemeleri, doku eksiklikleri ve doku heterojeniteleri gibi parametreler için birçok düzeltme faktörü uygulanarak hesaplama yapılmaktadır. Fakat buradaki heterojenite düzeltmeleri yoğunluk ile skalendirilmiş eşdeğer uzunluk yöntemiyle yapıldığı için VMAT tedavi planlarında kullanmak uygun değildir. İkincil radyasyonun saçılmasından dolayı oluşan radyasyon dengesizliği homojen ortamlarda hesaba katılırken heterojenler ortamlar için değerlendirilemiyor olması bu algoritmanın dezavantajıdır. Ancak ikincil MU hesaplamalarında kalite kontrol amaçlı kullanılabilirler (Perez ve Brady, 1998).

### **2.6.2. Model Tabanlı Algoritmalar**

Bu algoritmada her bir doz karakteristiğinin açık bir şekilde dahil edilmesi zorunludur. Bütün bu karakteristikler hastaya ve alan şekillerine göre değişiyor ve düzeltilmesi gerekiyor olsa da çoğu kez radyasyonun iletimini direkt hesaplayarak simüle eden bir model kullanmak daha verimli ve doğru sonuçlar verir. Günümüzde kullanılan TPS'leri model tabanlı algoritmaların çeşitli uygulamalarıyla standart algoritmalar oluşturulmuştur. Bunların en basit formu Pencil Beam algoritmasıdır ve standart hızdadır. Daha karmaşık olanları ise Convolution ve Süperposition algoritmalarıdır (Schengle ve ark., 2006).

Pencil beam kısa hesaplama süresi nedeniyle özellikle YART ve VMAT gibi kompleks hesaplamalarda doz yoğunluk haritalarını oluşturmak için ilk aşamada kullanılmaktadır. Bu algoritma hastaya çarpan her bir ışını küçük ve dar kalem ışınları (pencil beam) olarak öngörür ve buna göre doz dağılımı hesaplar (Şükrü ve ark., 2012).

Teknolojinin ilerlemesiyle model tabanlı algoritmalar bir alt sınıfı olan Convolution ve Süperposition algoritmaları geliştirilmiştir. Düzeltme tabanlı algoritmalarından daha doğru sonuç veren ve daha çok kullanılan bu algoritmalar, primer fotonun saçılan fotonlar ve harekete geçen elektronlarla ayrı ayrı etkileşimlerini ve bu

etkileşimlerin olasılık dağılımlarına dayanılarak hesaplama yapmaktadır (Şükrü ve ark., 2012).

Eclipse TPS, algoritma olarak AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) kullanır. AAA model tabanlı bir algoritmadır fakat ışını karakterize etmek için Monte Carlo algoritmasını kullanır. Eclipse TPS’de tedavi planı hesaplaması iki şekilde gerçekleşir. İlk aşamada pencil beam ile hesaplama yaparak hızlı bir sonuç elde eder. İlk aşamadaki sonuç klinik açısından kabul edilebilir seviyede ise ikinci aşamaya geçirilir. Bu aşamada, ilk aşamadaki sonuca ulaşabilmek için AAA kullanarak ikinci kez optimizasyon yapar ve optimal sonucu elde eder.

### **2.6.3. Monte Carlo Tabanlı algoritmalar**

Monte Carlo yöntemleri doku heterojenitelerini doğrudan hesaba kattığı ve radyasyon dengesine ilişkin hiçbir varsayım yapmadığı için doz hesaplamasında kullanılan en doğru yöntemler olduğu gösterilmiştir (Andreo, 1991; Lihui ve ark., 1997). Program elektronları, fotonları ve fotonlardan oluşan ikincil elektronların etkileşimlerini fiziksel tanımlama ve tesir kesiti formülünden elde edilen olasılık fonksiyonlarıyla hesaplar. Bu algoritmada, elektronlar veya fotonlar bir etkileşmeye girdiklerinde sahip oldukları enerjilerini yitirene kadar ya da hesaplama bölgesinden çıkana kadar tüm etkileşme olasılıkları için olasılık dağılımlarından rastgele örnekleme teknikleri kullanılır.

Dokudaki dozu hesaplamak için transport denklemi olarak adlandırılan, her hasta için farklı olan ve alan boyutu, şekli, radyasyonun enerjisi, demet yönü gibi farklı koşulları içinde barındıran bu karmaşık denklemin çözülmesi gerekir. Monte Carlo transport denklemi çözerek üç boyutlu dağılımını modeller. Hastadaki foton ve elektronların parçacık akısı Monte Carlo ile modellenen tedavi cihazı parametreleri dikkate alınarak hesaplanır (PTW farmer, 2006).

Monaco TPS’de Eclipse TPS gibi iki aşamadan oluşur. İkinci aşamada sonuca ulaşabilmek için AAA değil Monte Carlo algoritması kullanır.

### 3. GEREÇLER VE YÖNTEM

#### 3.1. Gereçler

Bu çalışma Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda ve Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

- SIEMENS SOMATOM EMOTION Bilgisayarlı Tomografi Cihaz
- Elekta Synergy Radyoterapi Cihazı
- Monaco Tedavi Planlama Sistemi
- Elekta VMAT tekniği
- Varian Trilogy Radyoterapi Cihazı
- Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
- RapidArc tekniği
- SPSS veri analiz programı

##### 3.1.1. Siemens Somatom Emotion Duo BT-Simülatör Ünitesi

Çalışmada kullandığımız Siemens marka (SIEMENS AG, Somatom Emotion Duo Germany) Bilgisayarlı Tomografi-Simülatör ünitesinin (BTSİM), en düşük kesit aralığı 1mm olup sarmal teknik ile de kesit alabilmektedir. 16 adet detektöre sahip olan ünite radyoterapi uygulamaları için dizayn edilmiştir. Bu sistemden elde edilen kesit görüntüleriyle oluşturulan üç boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri üzerinde sanal simülasyon yapılabilmektedir.



**Şekil 13: Bilgisayarlı BT-SIM Ünitesi (www.siemens.com/healthcare)**

### **3.1.2. Elekta Synergy Radyoterapi Cihazı**

Elekta Synergy lineer hızlandırıcı tedavi cihazı (ELEKTA AB, Amerika, 2013) 6, 15 MV enerjilerinde foton; 6, 9, 12, 15, 18 MeV enerjilerinde elektron ışınları oluşturabilen bir cihazdır. Karşılıklı 80 yaprak (yaprak kalınlığı 0.5cm) toplamda 160 yapraklı ÇYK sistemine sahiptir. Bu sistem sayesinde alan boyutları en çok 40x40  $cm^2$  olacak şekilde geometrik alanlar oluşturabilir. ÇYK sisteminde yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız, kalem pil boyutlarında olan motorlar sayesinde yapılır.

ÇYK sisteminde bulunan Rusican optik teknolojisi ile optik özelliklerle kullanılarak yaprak pozisyonlarının doğruluğu tedavi sırasında sürekli kontrol edilebilir. Gantry üstünde ayrıca optik mesafe göstergesi, aksesuar tutucu, elektronik portal görüntüleme sistemi ve “conebeam” çekebilme özelliği bulunur. Cihazın tedavide kullandığı doz hızları dakikada 100 monitör birimi (MU)’den 600 MU’e kadar sabit hızlarda değiştirilebilir.

### **3.1.3. Monaco Tedavi Planlama Sistemi**

Monaco TPS, radyasyon tedavisi görece hastalara uygun tedavi planı hazırlamak için Monte Carlo algoritmasını kullanılan bir programdır. Elekta VMAT tekniğinde MONACO TPS (Monaco 5.10.02; Elekta Medical Systems, Crawley, UK) kullanılmıştır. TPS Windows işletim sistemi ile çalışmaktadır. Kullanmakta olduğu DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir.

Monaco TPS, Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritmaları kullanılarak gerçekçi ve mümkün olan en doğru dozu hesaplayan Tedavi Planlama Sistemidir. Monte Carlo

doz hesaplama algoritması gerçek tedavi koşullarını taklit edebilmesi bakımından diğer tedavi planlama sistemleri arasında en iyisi olduğu kabul edilir.

Bu TPS’de optimizasyon iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada girilen veriler için doz yoğunluk haritası oluşturulur. Oluşturulan bu haritada tümör kontrolü ve sağlıklı dokudaki komplikasyon ihtimalleri değerlendirilir. İstenilen kriterlere uygun bulunursa ikinci optimizasyonda oluşturulan doz yoğunluk haritasına uygun olarak küçük alanların (segmentlerin) şekillendirilmesi yapılmaktadır.

Monaco TPS ilk biyolojik tabanlı hesaplamalar yapan TPS’dir. Belirlenen hedef hacim ve riskli organlar için değer fonksiyon seçenekleri sağlar.

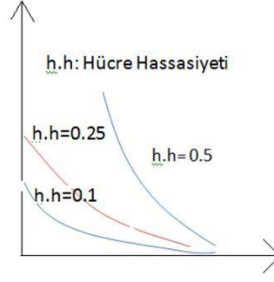
Monaco TPS’de temelde iki değer fonksiyon türü ve bunlara bağlı alt değer fonksiyonları bulunmaktadır. Bunlar;

- Biyolojik tabanlı değer fonksiyonları
  - Target EUD ( Equivalent Uniform Dose )
  - Serial
  - Paralel
- Doz tabanlı değer fonksiyonları
  - Target penalty
  - Quadratic overdose
  - Quadratic Underdose
  - Maximum dose
  - Overdose DVH
  - Underdose DVH
  - Conformality

### **3.1.3.1. Biyolojik Tabanlı Değer Fonksiyonları**

#### **3.1.3.1.1. Target EUD**

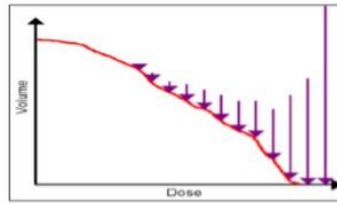
Her hücrenin radyasyona verdiği cevap farklı olduğu için verilen radyasyon miktarına bağlı olarak hücrelerin sağkalım oranı değişir. Bu değer fonksiyonu, bu cevaplar göz önünde bulundurularak hesaplanmıştır. Eğer hedef hacim içerisinde doz homojen ise bu değer fonksiyonu ortalama doza, soğuk noktalar bulunuyorsa düşük doza yakındır ve etkisi hücre hassasiyetine bağlıdır. Soğuk noktaların doz alması için hücre hassasiyetini tanımlayan “k” katsayı değeri kullanılır. Bu katsayı değeri 0,1 ile 0,5 arası değer alır ve her hücre için farklıdır (Impack Medical System, 2013).



**Şekil 14: TARGET EUD değer fonksiyonundaki k değeri (Impack Medical Systems, 2013)**

### 3.1.3.1.2. Serial

Küçük hacimde bile sınırlandırılan yüksek dozlara maruz kaldığında tümüyle hasar alan organlara (spinal kord, bağırsak vb) seri organlar denir. Bu biyolojik değer seri organların doz sınırlamasını yapmak için kullanılır. Bu fonksiyonda riskli organın alabileceği en yüksek doz değerine bağlı olarak bir kısıtlama “k” değeri vardır. 0-20 arasında değer alan bu katsayı aldığı değere göre düşük ya da yüksek dozları kısıtlar. Değer arttıkça doz hacim grafiğinde yüksek doz alan yerleri baskılar (Impack Medical System, 2013).



**Şekil 15: Serial değer fonksiyonunun izodoz üzerinde etkisi (Impack Medical Systems, 2013)**

### 3.1.3.2. Doz Tabanlı Değer Fonksiyonları

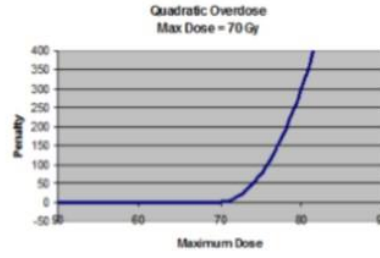
#### 3.1.3.2.1. Target Penalty

Bu değer fonksiyonu hedef (target) hacim için kullanılır. Belirlenen doz ve hacimin üzerinde ikinci dereceden polinom şeklinde çalışarak eşik değere ulaşır. Bu değer fonksiyonu hedef hacmin almasını istenilen en düşük dozu sağlar fakat her zaman konformal bir doz dağılımı elde edemez (Emami ve Bahman, 2013).



### 3.1.3.2.2. Quadratic Overdose

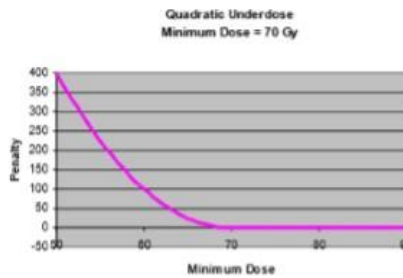
Bu değer fonksiyonu hem riskli organlar hem de hedef tümör için, genellikle Target EUD veya Target Penalty değer fonksiyonları ile birlikte hedefteki sıcak noktaları yok etmek ve doz değerinin sınırlayıcısı olarak kullanılan fiziksel bir değer fonksiyonudur. Tedavi planına göre gerekirse birden çok Quadratic Overdose değer fonksiyonu belirlenebilir. Hedef hacimden saçılan yüksek dozlar, hedefe yakın yerlerde sınırlandırılır (Emami ve Bahman, 2013).



Şekil 16: Quadratic Overdose değer fonksiyonunun izodoz eğrisine etkisi (Impack Medical Systems, 2013)

### 3.1.3.2.3. Quadratic Underdose

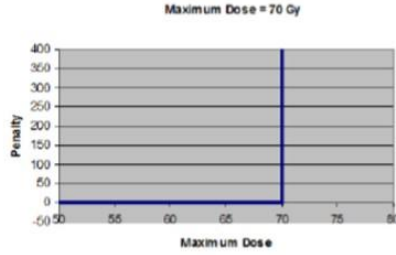
Bu değer fonksiyonu riskli organların önceliğini atlayarak algoritmanın çalışma ağırlığını hedef tümöre verir. Değerler seçilirken dikkatli olunmalı ve riskli organların dozu göz önünde bulunmalıdır. Eksik doza dirayet edebilecek bir doz değeri tanımlanmalıdır. Bu fonksiyon sadece en küçük doz değerlerinin altında kalan doz değerlerini dikkate alarak çalışır (Emami ve Bahman, 2013).



Şekil 17: Quadratic underdose değer fonksiyonunun izodoz eğrisine etkisi (Impack Medical Systems, 2013)

### 3.1.3.2.4. Maximum Doz

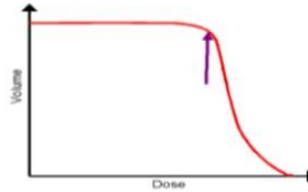
Hedef hacim ve her organ için kullanılabilen bir değer fonksiyonudur. Belirlenen bir dozun üzerine çıkılmamasını sağlar. Fakat çok kuvvetli olan bu değer fonksiyonu kullanılırken dikkat edilmelidir. Verilecek değerler fonksiyonu planın yapısını bozabilir ve hedef hacmin dozunda düşüşe neden olabilir (Emami ve Bahman, 2013).



**Şekil 18: Maksimum değer fonksiyonunun izodoz eğrisine etkisi (Impack Medical Systems, 2013)**

### 3.1.3.2.5. Overdose DVH

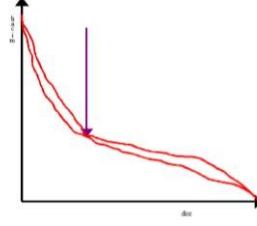
Belli bir doz ve yüzdelik hedef hacim değeri tanımlanarak, tanımlanan hedef dozdan daha az doz alan hedef hacminin dozun tamamını almasını için çalışır. Değer fonksiyonunun çalışma ağırlığının artmaması ve imkansız sonuçlar vermeye çalışmaması için kullanılırken dikkat edilmesi ve doğru kullanılması gerekir.



**Şekil 19: Over dose değer fonksiyonunun çalışma şekli (Impack Medical Systems, 2013)**

### 3.1.3.2.6. Underdose DVH

Paralel değer fonksiyonuna benzer şekilde çalışır. Belirlenen hedef dozu geçen hacimdeki doz değerini kısıtlamak için kullanılır ve tek bir noktada kontrolü sağlar. DVH üzerinde istenilen doz noktası üzerinde çalışır.



**Şekil 20: Under dose değer fonksiyonunun çalışma şekli (Impack Medical Systems, 2013)**

### **3.1.3.2.7. Conformality**

Yüksek doz değerini bir veya daha çok hedef hacim etrafında sıkıştırarak yüksek doz saçılmalarını hedefe yakın yerlerde tutar ve riskli organların korumasını artırır. 0.1 ile 1 arasında çalışan “k” değeri hedef etrafına 0.5mm’den başlar ve 4 cm’ye kadar etki eder.

### **3.1.4. Elekta VMAT Tekniği**

Elekta VMAT tedavi planları Monte Carlo algoritması kullanan Monaco TPS (Monaco 5.10.02; Elekta Medical Systems, Crawley, UK) ile 160 ÇYK’lü (lif kalınlığı 5mm, lif hızı 65mm/s) Elekta Synergy lineer akseleratörü için hazırlandı. Elekta VMAT Otto’nun algoritmasını değil, kendisine ait olan algoritmayı kullanır (Otto, 2008). Monte Carlo algoritması foton ışınlamalarının hesaplamalarında kullanılır. Monaco TPS istenilen hedef dozun farklı etkilerini modelleyen ve hedef-riskli organlar arasındaki ilişkiyi inceleyen değer fonksiyonları ve yardımcı matematik formüller ile planlarını optimize eder. Değer fonksiyonları tedavi planının klinik etkilerini öngürür ve böylece tedavi planının kabul edilebilirliğini optimizasyon hedefleri ve kısıtlamaları ile karşılaştırır. Optimizasyon algoritması tedavi planlarına uymayan değişkenlere çeşitli sınırlamalar getiren parametrelerde çalışır. Böylece tümöre verilen doz, verilen parametrelere göre maksimum etkili olur. Yaprak hızı herhangi bir tekniğin en sınırlayıcı faktörü olduğu için VMAT bir sıralayıcı kullanır. Bu sınırlayıcı yaprakların hareketini daha fazla MU gerektirirse minimuma indirir. Böylece ışının sık sık durmasından, çoklu gantrilerden ve ışınlama yapmadan gantrinin hareket etmesinden kaçınılır.

Elekta’nın çok yapraklı kolimatörleri (ÇYK) 80 karşıt yaprak çiftiyle toplamda 160 yapraktan oluşur. Her bir yaprak izomerkezde 1 cm genişliğe kadar uzanır. Böylelikle yaprakların iç içe girmesinden kaçınılır. Ayrıca ikincil kolimatör (x

ve y çeneleri) ÇYK lerin alt tarafına konumlandırılmıştır. İkincil kolimatör daima ÇYK şeklindeki alanları dinamik olarak izler ve sızıntı radyasyonunu özellikle park edilmiş durumdaki boşluklarda azaltır. Her bir yaprak izomerkeden 12 cm kadar içeriye girebilir ve 20 cm kaçınabilir.

### **3.1.5. Varian Trilogy Radyoterapi Cihazı**

Varian Trilogy lineer hızlandırıcı tedavi cihazı (Varian Medical Systems Inc. Palo Alto USA) 6, 15 MV enerjilerinde foton; 6, 9, 12, 15, 18 MeV enerjilerinde elektron ışınları oluşturabilen bir cihazdır. Milenium ÇYK (120 yaprak) sistemine sahiptir. Bu sistemde ortadaki 40 lif 0.5cm kenarlarındaki 10 lif ise 1cm kalınlığındadır. Alan boyutları en çok 40x40  $cm^2$  olacak şekilde geometrik alanlar oluşturabilir. ÇYK sisteminde yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız, kalem pil boyutlarında olan motorlar sayesinde yapılır.

Cihaz SRS ve SBRT tedavi tekniklerini uygulamaya uygundur. Ayrıca OBI (On Board Imaging) kV, MV ve CBCT (Cone Beam Computurized Thomography) görüntüleme sistemi sayesinde tedavi öncesi 2-3 boyutlu setup doğruluğunu kontrol etmeyi sağlayan IGRT (Image Guided Radiotherapy) uygulamalarını da gerçekleştirebilir.

### **3.1.6. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi**

Eclipse tedavi planlama sistemi (TPS) elektron ve foton tedavileri doz hesaplamalarında kullanılmaktadır. RapidArc tekniğinde Eclipse TPS (v13; Varian Medical systems, California, USA) kullanılmıştır. Eclipse tedavi planlama sistemi 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tedavi teknikleri için kullanılabilir.

Fizikçi, sistemde birincil ışınlama alanlarını belirleyebilmektedir ve YART tedavi planlarında, kullanıcı planlama içeriğini ve kriterlerini doz volüm histogramı (DVH) şeklinde sisteme girmektedir. Daha sonra bu DVH bilgiler dahilinde planlar optimizasyon algoritması kullanılarak oluşturulmaktadır. Kullanıcı optimizasyon sürecini gözleyip gerçek zamanlı olarak optimizasyona müdahale edebilmekte ve istenilen sonuca daha kısa sürede varabilmektedir.

Eclipse foton ışınları için PBC (Pencil Beam Convolution) ve AAA (Analytic Anisotropic Algorithm) algoritmalarını kullanarak doz dağılımlarını ve mutlak dozları hesaplayabilmektedir.

Optimizasyon süreci Monaco TPS'deki gibi iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada girilen veriler için doz yoğunluk haritası oluşturulur, ikinci aşamada segmentler düzenlenir.

### **3.1.6.1. Varian Eclipse AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) Algoritması**

AAA; 3D pencil beam convolution/superposition algoritmasıdır ve ışını karakterize etmek için Monte Carlo metodunu kullanır. Eclipse TPS'de Single Pencil Beam algoritmasını yenilemek ve özellikle heterojen ortamda doz hesaplama doğruluğunu iyileştirmek için geliştirilmiştir. Total doz depolanması iki foton kaynağındaki (primer ve sekonder kaynaklar) doz depolanmasının süperpozisyonu ve elektron kontaminasyon kaynağı ile hesaplanır. Foton dozu, Monte Carlo ile hesaplanmış saçılan kernellerin 3D konvolüsyonunun elektron matriksine göre ölçeklendirilmesiyle hesaplanır (Esch ve ark., 2006).

### **3.1.7. RapidArc Tekniği**

RapidArc tedavi planları Analitik Anizotrop Algoritma (AAA) kullanan Eclipse TPS (v13; Varian Medical systems, California, USA) ile 120 ÇYK li (lif kalınlığı ortada 5mm kalınlığında 80 lif, dışta 1cm kalınlığında 40 lif) Varian Trilogy lineer akseleratörü için hazırlandı. Eclipse TPS'de değer fonksiyonlarının ağırlığı fizikçi tarafından atanır. Tedavi planları hazırlanırken optimizasyon, fizikçi tarafından herhangi bir çözünürlük seviyesinde durdurulabilir ve gerçek zamanlı olarak optimizasyona müdahale edebilir. Bunun için optimizasyon sürecindeki planı iyi takip etmek ve planın nasıl şekil alacağını tahmin etmek önemlidir.

### **3.1.8. SPSS Veri Analiz Programı**

Açılımı Statistical Package for Social Sciences (Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi) olan SPSS dünya genelinde Windows, Mac ve Linux tabanlı tüm sistemlerde yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. İstatistiksel çıkarımlar yapılmasını sağlayan SPSS veri analiz programı kısa sürede sebep sonuç ilişkileri kurarak karar verme konusunda yorum yapmayı kolaylaştıran bir bilgisayar yazılımıdır (Barry ve ark., 2006).

## 3.2. Yöntem

### 3.2.1. VMAT Tedavi Planlarının Oluşturulması

Tüm VMAT tedavi planları 3 hedef hacim, dozları 70/60/54 Gy olacak şekilde seçildi ve 33 fraksiyon'dan (fx) eşzamanlı entegre boost (SIB) tekniği ile oluşturuldu. Tüm tedavi planları Monaco® tedavi planlama sistemini (TPS) kullanan Elekta VMAT ve Eclipse™ TPS kullanan RapidArc ile yapıldı. Planlama parametreleri Elekta VMAT ve RapidArc için aynı tutuldu. Hastalara Elekta Synergy lineer akseleratörünü kullanan Monaco TPS sinde ve Varian Trilogy lineer akseleratörünü kullanan Eclipse TPS inde çift ark (karşılıklı çakışık) olacak şekilde, arklara sırasıyla 30-330 derece kolimatör açısı ayarlanarak tedavi planları hazırlandı. Bütün planlar 6 MV foton enerjisi ile hazırlandı ve Grid Space (parmaklık genişliği) her iki teknikte de 2.5mm olarak seçildi. Bütün tedavi planlarında izomerkez aynı noktaya ayarlandı. Ayrıca bütün tedavi planları tek bir fizikçi tarafından optimize edildi.

Çizilen hedef hacme, set-up hatalarını ve internal organ hareketlerini engellemek için 3mm marj verilerek PTV'ler oluşturuldu. Öncelik, hedef hacmin %95'inin verilmek istenen dozun %100'ünü alması ve planın maksimum dozunun, verilen dozun %110'unu geçmemesi şeklindeydi.

Tedavi planlarında riskli organların doz sınırlamalarında Quantec'in doz sınırlamaları kullanıldı (Emami ve Bahman, 2013).

**Tablo 1: Riskli organ doz sınırları**

Riskli organlar	İstenilen Doz aralığı
Beyin sapı	Max 50-54 Gray (Gy)
Medulla Spinalis	Max 35-40 Gy
Larenks	Mean 40 Gy
Oral Kavite	Mean 40 Gy
Mandibula	Max 67-70 Gy
Parotisler	Mean 24-27 Gy
Lensler	Max 6 Gy
Optik sinirler	Max 50-54 Gy

### 3.2.2. İstatistiksel Analiz

20 nazofarenks kanserli hastanın Elekta VMAT ve RapidArc planlarında elde edilen verilerin normal dağılıma uygunluğuna Shapiro-Wilk testi ile bakılmıştır. Normal dağılımı uygunluk gösterenler ölçümler arası karşılaştırmalar bağımsız T-testi, göstermeyenler ise Mann Whitney U testi kullanılarak yapılmıştır. Verilerin analizi IBM SPSS statistics 21 programı ile  $P \leq 0,05$  anlamlılık düzeyinde kabul edilerek yapılmıştır.



#### 4. BULGULAR

Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji A.D.'da radyoterapi tedavisi görmüş 20 nazofarenks kanserli hastanın sistemdeki mevcut BT görüntüleri retrospektif olarak değerlendirilerek iki farklı teknik için tedavi planları hazırlanmıştır. Hazırlanan planların sonuçları sırası ile hedef hacim ( $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ,  $D_{95\%}$ , CI ve HI), riskli organlar ( $D_{max}$ ,  $D_{ort}$  ve  $D_{\%1}$ ) ve MU olarak değerlendirilmiştir. Kullanılan terimler ve açıklamaları Tablo 2'de gösterilmiştir.

**Tablo 2: Kullanılan terimler ve açıklamaları**

Gösterim	Açıklama
$D_{max}$	İlgili hacimdeki maksimum doz
$D_{ort}$	İlgili hacimdeki ortalama doz
$D_{95\%}$	İlgili hacmin %98'inin aldığı doz
$D_{\%1}$	İlgili hacmin %1'inin aldığı doz
HI	Homojenite indeksi
CI	Konformalite indeksi

Hedefin doz homojenitesi ve konformitesi sırasıyla şu formülleri ile hesaplandı:

$$HI = \frac{D_{02} - D_{98}}{D_{50}}$$

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

Burada CI için  $TV_{RI}$  tanımlanan dozun %98 ini kapsayan hedef hacmi, TV hedefin toplan hacmi,  $V_{RI}$  dozun %98 ile kapsanan vücut hacmidir. HI için ise verilen  $D_{02}$  hedefin %2'nin aldığı doz,  $D_{98}$  hedefin %98'inin aldığı doz,  $D_{50}$  hedefin %50'sinin aldığı doz miktarıdır (ICRU report, 2010; Riet ve ark., 1997).



#### 4.1. Hedef Hacimler (GTV70, CTV60, CTV54)

##### 4.1.1. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine 70 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{max}$  değerleri tablo 3'te gösterilmiştir.

**Tablo 3: GTV70'e ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	7583,5	7421,7
2	7643,7	7697,6
3	7660,9	7568,7
4	7670,3	7559,5
5	7636,3	7679,6
6	7655,3	7554,7
7	7629,1	7448,4
8	7622,2	7409,4
9	7628,8	7532,6
10	7584,6	7604,5
11	7627,6	7404,7
12	7693,7	7472,5
13	7598,1	7432
14	7663,7	7705,3
15	7609,8	7710,3
16	7614,4	7471,4
17	7586,8	7641,2
18	7639,4	7704,4
19	7556,4	7574,2
20	7694,7	7532,6

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 70 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 4'te verilmiştir.

**Tablo 4: GTV70'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	7629,96	7559,88
Medyan	7628,95	7564,10
Minimum	7556,40	7404,70
Maksimum	7694,70	7710,30
Standart Sapma	37,10	107,54

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Ortalama  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $7564,10 \pm 107,54$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $7628,95 \pm 37,10$ )'tır (Tablo 4).

#### 4.1.2. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 70 Gy'lik hedef hacmin  $D_{ort}$  değerleri tablo 5'de gösterilmiştir.

**Tablo 5: GTV70'e ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	7153,9	7013,4
2	7118,1	7032,3
3	7115,1	7084,7
4	7141,2	7107
5	7113,2	7055,1
6	7138,9	7048,3
7	7074,3	7046,3
8	7106,7	7023,9
9	7151,4	7113,2
10	7078,3	7022,6
11	7140,2	7155,8
12	7100,9	7052,1
13	7129,5	7067,8
14	7129,2	7025
15	7126	7088,3
16	7146,9	7093,7
17	7142,6	7128,8
18	7135,9	7158,7
19	7115,9	7158,2
20	7041,3	7096,4

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 70 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{ort}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 6'da verilmiştir.

**Tablo 6: GTV70'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.006)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	7119,97	7078,58
<b>Medyan</b>	7127,60	7076,25
<b>Minimum</b>	7041,30	7013,40
<b>Maksimum</b>	7153,90	7158,70
<b>Standart Sapma</b>	28,74	47,37

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $7078,58 \pm 47,37$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $7119,97 \pm 28,74$ )'tır (Tablo 6).

#### 4.1.3. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) $D_{95}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 70 Gy'lik hedef hacmin  $D_{95}$  değerleri tablo 7'de gösterilmiştir.

**Tablo 7: GTV70'e ait  $D_{95}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	6975,9	6765,2
2	6907,8	6751,5
3	6923	6922,7
4	6973,7	6974,3
5	6912,4	6728,2
6	6906,7	6809,4
7	6845,4	6817,9
8	6903,2	6758,1
9	6945,6	6827,9
10	6847,2	6739
11	6942,9	6951,7
12	6833,4	6830,3
13	6939,2	6910,4
14	6961,5	6785,4
15	6910,6	6807,6
16	6956	6721,9
17	6941,5	6962,9
18	6951,1	6861,5
19	6916,3	6832,4
20	6694,4	6786,4

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 70 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{95}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 8'de verilmiştir.

**Tablo 8: GTV70'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.002)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	6909,39	6827,23
<b>Medyan</b>	6919,65	6813,65
<b>Minimum</b>	6694,40	6721,90
<b>Maksimum</b>	6975,90	6974,30
<b>Standart Sapma</b>	64,80	79,48

$D_{95}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{95}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $6813,65 \pm 79,48$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $6919,65 \pm 64,80$ )'tır (Tablo 8).

#### 4.1.4. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) CI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 70 Gy'lik hedef hacmin CI değerleri tablo 9'da gösterilmiştir.

**Tablo 9: GTV70'e ait CI verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	0,998	0,983
2	0,997	0,977
3	0,999	0,999
4	0,999	0,997
5	0,987	0,969
6	0,995	0,995
7	0,995	0,993
8	0,982	0,975
9	0,991	0,987
10	0,987	0,977
11	0,997	0,999
12	0,991	0,993
13	0,999	0,998
14	0,996	0,989
15	0,998	0,988
16	0,998	0,977
17	0,998	0,999
18	0,999	0,997
19	0,998	0,994
20	0,953	0,96

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 70 Gy'lik hedef hacme ait CI istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 10'da verilmiştir.

**Tablo 10: GTV70'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.062)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	0,9929	0,9873
Medyan	0,9970	0,9910
Minimum	0,95	0,96
Maksimum	1	1
Standart Sapma	0,010	0,011

CI değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Medyan CI değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $0,9873\pm 0,011$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $0,9929\pm 0,010$ )'tır (Tablo 10).

#### 4.1.5. 70 Gy'lik Hedef Hacim İçin (GTV70) HI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 70 Gy'lik hedef hacmin HI değerleri tablo 11'de gösterilmiştir.

**Tablo 11: GTV70'e ait HI verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	0,06	0,06
2	0,07	0,09
3	0,06	0,08
4	0,06	0,07
5	0,07	0,09
6	0,07	0,07
7	0,07	0,06
8	0,09	0,05
9	0,07	0,08
10	0,08	0,07
11	0,07	0,08
12	0,09	0,05
13	0,06	0,06
14	0,06	0,06
15	0,07	0,1
16	0,06	0,1
17	0,06	0,06
18	0,06	0,09
19	0,06	0,1
20	0,19	0,08

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 70 Gy'lik hedef hacme ait HI istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 12'de verilmiştir.

**Tablo 12: GTV70'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.301)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	0,074	0,075
Medyan	0,07	0,075
Minimum	0,06	0,05
Maksimum	0,19	0,10
Standart Sapma	0,028	0,016

HI değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Medyan HI değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $0,074\pm 0,028$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $0,075\pm 0,016$ )'tır (Tablo 12).

#### 4.1.6. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 60 Gy'lik hedef hacmin  $D_{max}$  değerleri tablo 13'te gösterilmiştir.

**Tablo 13: CTV60'a ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	7599,8	7421,7
2	7643,7	7697,6
3	7685,6	7568,7
4	7683,9	7559,5
5	7636,3	7679,6
6	7643,6	7554,7
7	7630,9	7448,4
8	7622,2	7409,3
9	7663,1	7605,1
10	7670	7532,6
11	7627,6	7604,5
12	7693,7	7404,7
13	7618	7472,5
14	7706,2	7432
15	7609,8	7715,5
16	7607,7	7710,3
17	7586,8	7471,4
18	7639,4	7641,2
19	7669,6	7704,4
20	7662,2	7574,2

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 60 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 14'te verilmiştir.

**Tablo 14: CTV60'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	7645	7560,39
Medyan	7641,50	7564,10
Minimum	7586,80	7404,70
Maksimum	7706,20	7715,50
Standart Sapma	33,28	108,29

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Ortalama  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $7560,39 \pm 108,29$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $7645 \pm 33,28$ )'tir (Tablo 14).

#### 4.1.7. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 60 Gy'lik hedef hacmin  $D_{ort}$  değerleri tablo 15'de gösterilmiştir.

**Tablo 15: CTV60'e ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	6360,8	6323,6
2	6776	6578,6
3	6625,4	6379,3
4	6526,1	6327,5
5	6513,1	6372,7
6	6654,8	6456,2
7	6629,6	6489,5
8	6822,1	6605,2
9	6867,3	6752,6
10	6747,5	6623,8
11	6684,8	6653,4
12	6700,3	6569,4
13	6405	6409,1
14	6464,3	6365,5
15	6467,6	6516,7
16	6730,3	6645,2
17	6600,9	6470,6
18	6603	6552,1
19	6659,8	6660,5
20	6803,5	6728,4

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 60 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{ort}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 16'da verilmiştir.

**Tablo 16: CTV60'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.017)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	6632,11	6523,99
Medyan	6642,20	6534,40
Minimum	6360,80	6323,60
Maksimum	6867,30	6752,60
Standart Sapma	141,57	133

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Ortalama  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $6523,99 \pm 133$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $6632,11 \pm 141,57$ )'dir (Tablo 16).

#### 4.1.8. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) $D_{95}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 60 Gy'lik hedef hacmin  $D_{95}$  değerleri tablo 17'de gösterilmiştir.

**Tablo 17: CTV60'a ait  $D_{95}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	5803,7	5846,8
2	6085,7	5859,6
3	5994,7	5836,4
4	5906,8	5832,4
5	5836,4	5726,6
6	5943,7	5847,7
7	5937,4	5903,2
8	6022,4	5956,2
9	6148,7	6116,7
10	6028,3	5931
11	6000,7	6049,8
12	5970,6	5986,8
13	5879,4	5883,3
14	5910,1	5782,5
15	5835,9	6003
16	6067	5970,7
17	6014,6	5980,1
18	6011,7	5957,1
19	5997,6	5998,2
20	6045	6059,7

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 60 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{95}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 18'de verilmiştir.

**Tablo 18: CTV60'a ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.556)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	5972,02	5926,39
<b>Medyan</b>	5996,15	5943,60
<b>Minimum</b>	5803,70	5726,60
<b>Maksimum</b>	6148,70	6116,70
<b>Standart Sapma</b>	89,88	99,34

$D_{95}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p>0,05$ ). Ortalama  $D_{95}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $7564,10\pm 107,54$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $7628,95\pm 37,10$ )'tır (Tablo 18).



#### 4.1.9. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) CI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 60 Gy'lik hedef hacmin CI değerleri tablo 19'da gösterilmiştir.

**Tablo 19: CTV60'a ait CI verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	0,967	0,949
2	0,997	0,949
3	0,99	0,95
4	0,978	0,95
5	0,97	0,95
6	0,906	0,949
7	0,991	0,949
8	0,983	0,949
9	0,996	0,95
10	0,99	0,949
11	0,994	0,95
12	0,989	0,95
13	0,983	0,951
14	0,984	0,95
15	0,973	0,949
16	0,995	0,949
17	0,996	0,948
18	0,995	0,95
19	0,99	0,949
20	0,987	0,95

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 60 Gy'lik hedef hacme ait CI istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 20'de verilmiştir.

**Tablo 20: CTV60'a ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	0,9827	0,9495
<b>Medyan</b>	0,9895	0,9495
<b>Minimum</b>	0,91	0,95
<b>Maksimum</b>	1	0,95
<b>Standart Sapma</b>	0,020	0,000

CI değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p \leq 0,05$ ). Medyan CI değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $0,9495 \pm 0,000$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $0,9827 \pm 0,020$ )'tır (Tablo 20).

#### 4.1.10. 60 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV60) HI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 60 Gy'lik hedef hacmin HI değerleri tablo 21'de gösterilmiştir.

**Tablo 21: CTV60'a ait HI verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	0,26	0,23
2	0,19	0,28
3	0,21	0,26
4	0,24	0,25
5	0,26	0,27
6	0,23	0,25
7	0,21	0,24
8	0,22	0,23
9	0,18	0,26
10	0,2	0,25
11	0,21	0,27
12	0,22	0,23
13	0,24	0,24
14	0,24	0,23
15	0,25	0,28
16	0,2	0,28
17	0,21	0,24
18	0,21	0,27
19	0,21	0,28
20	0,21	0,26

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 60 Gy'lik hedef hacme ait HI istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 22'de verilmiştir.

**Tablo 22: CTV60'a ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	0,220	0,255
<b>Medyan</b>	0,210	0,255
<b>Minimum</b>	0,18	0,23
<b>Maksimum</b>	0,26	0,28
<b>Standart Sapma</b>	0,022	0,018

HI değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan HI değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $0,220 \pm 0,022$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $0,255 \pm 0,018$ )'tir (Tablo 22).

#### 4.1.11. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 54 Gy'lik hedef hacmin  $D_{max}$  değerleri tablo 23'te gösterilmiştir.

**Tablo 23: CTV54'e ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	6915,9	6343,4
2	7025,3	6394,7
3	7027,4	6604,7
4	6778,1	6379,5
5	7541,9	6609,2
6	7211,2	6562,2
7	7167,5	6184
8	7619,5	6915,5
9	7641,6	7605,1
10	7292,7	6301,9
11	6865,8	6525,8
12	7242,6	6550
13	6858,5	6609,8
14	7015,1	6700,3
15	6550,4	6549,7
16	7383,4	6544,3
17	6753,2	6450,4
18	6721,8	6415,3
19	6661,9	6669,7
20	7528	6760,7

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 54 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 24'te verilmiştir.

**Tablo 24: CTV54'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	7090,09	6583,81
<b>Medyan</b>	7026,35	6549,85
<b>Minimum</b>	6550,40	6184
<b>Maksimum</b>	7641,60	7605,10
<b>Standart Sapma</b>	334,06	293,39

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $6549,85 \pm 293,39$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $7026,35 \pm 334,06$ )'tır (Tablo 24).

#### 4.1.12. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 54 Gy'lik hedef hacmin  $D_{ort}$  değerleri tablo 25'de gösterilmiştir.

**Tablo 25: CTV54'e ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	5834,9	5538,3
2	5650	5540,4
3	5648,9	5524,3
4	5914,3	5562,1
5	5948	5567,4
6	6009,3	5548,2
7	5700,5	5510,8
8	6247	5756,9
9	6095,8	6015,6
10	5654,4	5523,1
11	5720,2	5547,8
12	5917,1	5555,1
13	5670	5549,9
14	5644,6	5519,9
15	5725,9	5546,2
16	5729,3	5589,8
17	5689,2	5504
18	5734,1	5531,4
19	5740	5579,4
20	5761,7	5637,2

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 54 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{ort}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 26'da verilmiştir.

**Tablo 26: CTV54'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	5801,76	5582,39
<b>Medyan</b>	5731,70	5548
<b>Minimum</b>	5644,60	5504
<b>Maksimum</b>	6247	6015,60
<b>Standart Sapma</b>	168,11	116

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $5548 \pm 116$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $5731,70 \pm 168,11$ )'tir (Tablo 26).

#### 4.1.13. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) $D_{95}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 54 Gy'lik hedef hacmin  $D_{95}$  değerleri tablo 27'de gösterilmiştir.

**Tablo 27: CTV54'e ait  $D_{95}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	5467,1	5351,5
2	5257,8	5245,5
3	5303,8	5286,4
4	5455,8	5334,2
5	5569,4	5365,9
6	5627,6	5337
7	5355,7	5344,9
8	5924,8	5528
9	5388,9	5435,5
10	5303,3	5285
11	5398,1	5354,4
12	5562,4	5350,4
13	5267,2	5339,8
14	5345	5201,8
15	5316,6	5364,2
16	5393,3	5304
17	5363,9	5357
18	5398,5	5360,8
19	5442,4	5369,8
20	5301,7	5240,8

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 54 Gy'lik hedef hacme ait  $D_{95}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 28'de verilmiştir.

**Tablo 28: CTV54'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları ( $p=0.045$ )**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	5422,16	5337,84
<b>Medyan</b>	5391,10	5347,65
<b>Minimum</b>	5257,80	5201,80
<b>Maksimum</b>	5924,80	5528
<b>Standart Sapma</b>	155,83	69,89

$D_{95}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{95}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $5347,65 \pm 69,89$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $5391,10 \pm 155,83$ )'tır (Tablo 28).

#### 4.1.14. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) CI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 54 Gy'lik hedef hacmin CI değerleri tablo 29'da gösterilmiştir.

**Tablo 29: CTV54'e ait CI verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	0,999	0,95
2	0,987	0,949
3	0,985	0,948
4	0,987	0,948
5	0,999	0,949
6	0,999	0,951
7	0,998	0,95
8	0,997	0,95
9	0,993	0,951
10	0,984	0,95
11	0,998	0,95
12	0,999	0,948
13	0,989	0,951
14	0,984	0,95
15	0,99	0,951
16	0,997	0,951
17	0,997	0,948
18	0,998	0,946
19	0,999	0,951
20	0,985	0,95

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 54 Gy'lik hedef hacme ait CI istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 30'da verilmiştir.

**Tablo 30: CTV54'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	0,9932	0,9496
<b>Medyan</b>	0,9970	0,95
<b>Minimum</b>	0,98	0,95
<b>Maksimum</b>	1	0,95
<b>Standart Sapma</b>	0,006	0,001

CI değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan CI değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $0,95 \pm 0,001$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $0,9970 \pm 0,006$ )'tır (Tablo 30).

#### 4.1.15. 54 Gy'lik Hedef Hacim İçin (CTV54) HI Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğine ait 54 Gy'lik hedef hacmin HI değerleri tablo 31'de gösterilmiştir.

**Tablo 31: CTV54'e ait HI verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	0,19	0,17
2	0,18	0,18
3	0,18	0,22
4	0,19	0,18
5	0,17	0,22
6	0,17	0,21
7	0,16	0,14
8	0,15	0,28
9	0,34	0,4
10	0,17	0,16
11	0,18	0,2
12	0,18	0,21
13	0,19	0,22
14	0,21	0,24
15	0,17	0,21
16	0,17	0,21
17	0,16	0,19
18	0,17	0,18
19	0,14	0,18
20	0,25	1,25

2 farklı tedavi planlama tekniğinde 54 Gy'lik hedef hacme ait HI istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 32'de verilmiştir.

**Tablo 32: CTV54'e ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.014)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	0,1860	0,2125
<b>Medyan</b>	0,1750	0,21
<b>Minimum</b>	0,14	0,14
<b>Maksimum</b>	0,34	0,40
<b>Standart Sapma</b>	0,042	0,054

HI değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan HI değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $0,1750 \pm 0,042$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $0,21 \pm 0,054$ )'tır (Tablo 32).

## 4.2. Riskli Organlar

### 4.2.1. Beyin Sapı İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{max}$  değerleri tablo 33'te gösterilmiştir.

**Tablo 33: Beyin sapına ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	5169,4	5178,5
2	4976,7	5083,5
3	5166,8	4679,9
4	4841,4	4668,1
5	4928,8	5331,7
6	5265	5027,1
7	4864,2	5330,2
8	4742	5225
9	5010,4	5100,7
10	4809,3	5084,7
11	4879	4883,1
12	5345	5240,4
13	5055	5228,6
14	4778,5	5200,3
15	4883,9	5010,9
16	4785,7	5263,5
17	4859,1	5118,8
18	4878,5	5278,5
19	4805,7	4968,9
20	5305	5190,8

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 34'te verilmiştir.

**Tablo 34: Beyin sapına ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.021)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	4967,47	5104,66
Medyan	4881,45	5148,65
Minimum	4742	4668,10
Maksimum	5345	5331,70
Standart Sapma	187,55	189,53

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $4881,45 \pm 187,55$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $5148,65 \pm 189,53$ )'tir (Tablo 34).



#### 4.2.2. Beyin Sapı İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 35’de gösterilmiştir.

**Tablo 35: Beyin sapına ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	3183,9	3933,7
2	3369,6	3238,4
3	3175,8	1884,1
4	3263,4	2379,7
5	3523	4122,5
6	3693,6	3446,2
7	2611	3048,5
8	3141,1	3429,3
9	3190,4	3882,3
10	3708,8	3885,1
11	3326,3	3368,7
12	3305,3	3557,7
13	3443,7	3799,4
14	2719	3194,8
15	3420	3706,4
16	2609,5	2716,3
17	3314,7	3555
18	3169,6	3712,1
19	3545,4	3516,6
20	3360,2	3282,5

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 36’da verilmiştir.

**Tablo 36: Beyin sapına ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.021)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	3253,71	3382,96
Medyan	3310	3481,40
Minimum	2609,50	1884,10
Maksimum	3708,80	4122,50
Standart Sapma	308,40	547,63

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $3310 \pm 308,40$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $3481,40 \pm 547,63$ )’tir (Tablo 36).

### 4.2.3. Beyin Sapı İçin $D_1$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_1$  değerleri tablo 37’de gösterilmiştir.

**Tablo 37: Beyin sapına ait  $D_1$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	4527,7	4847,6
2	4544,7	4635,8
3	4871,7	4221,8
4	4486,8	4127,7
5	4574,3	4955,5
6	4989,6	4725,9
7	4435,1	4967,7
8	4412	4789,3
9	4594,4	4725,8
10	4568,3	4776,3
11	4489,5	4570,7
12	4910,3	4991,6
13	4538,9	4856,9
14	4367,3	4680,2
15	4586,8	4623,4
16	4380,3	4737,6
17	4588,5	4684
18	4526,2	4910,9
19	4587,2	4531
20	4848,9	4555,4

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_1$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 38’de verilmiştir.

**Tablo 38: Beyin sapına ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.025)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	4591,42	4695,75
<b>Medyan</b>	4556,50	4725,85
<b>Minimum</b>	4367,30	4127,70
<b>Maksimum</b>	4989,60	4991,60
<b>Standart Sapma</b>	176,51	225,02

$D_1$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_1$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $4556,50 \pm 176,51$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $4725,85 \pm 225,02$ )’tir (Tablo 38).

#### 4.2.4. Medulla Spinalis İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde medulla spinalise ait  $D_{max}$  değerleri tablo 39’da gösterilmiştir.

**Tablo 39: Medulla Spinalis’e ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	3769,4	3894
2	3464,7	3812,4
3	4031,6	3972
4	3755,8	3631,3
5	3855,6	4007,1
6	4069,4	4358,5
7	3729,1	3871,7
8	3758,9	4103,3
9	3633,7	4050
10	3479,1	4126,4
11	3479,8	4043,8
12	3682,5	4068,3
13	3412	3916,5
14	3567,8	3894,7
15	3385,3	4043
16	3471,2	4141,5
17	3368,4	4267,2
18	3452	4247
19	3495,7	3816,2
20	3901,2	4030,9

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 40’da verilmiştir.

**Tablo 40: Medulla Spinalise ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	3638,16	4014,79
Medyan	3600,75	4036,95
Minimum	3368,40	3631,30
Maksimum	4069,40	4358,50
Standart Sapma	213,89	172,69

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Ortalama  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $3638,16 \pm 213,89$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $4014,79 \pm 172,69$ )’tır (Tablo 40).

#### 4.2.6. Medulla Spinalis İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde medulla spinalise ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 41’de gösterilmiştir.

**Tablo 41: Medulla Spinalis’e ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	2804,3	2867,9
2	2110,4	1799
3	2227,9	1676,9
4	2461,6	1799,9
5	2698,3	2255,3
6	2556,9	2564,3
7	2701,9	2703,4
8	2072,2	2228,6
9	2271,1	2294,1
10	2303,3	2491,7
11	2569,8	2603,9
12	2314	2442,4
13	2086,4	2183,5
14	2560,6	2492,4
15	2306,3	2471,1
16	2259,6	2423,6
17	2041,1	2133,1
18	2433	2615,4
19	2037,8	1974,7
20	2236,5	2130,9

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 42’de verilmiştir.

**Tablo 42: Medulla Spinalise ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.506)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	2352,65	2307,60
Medyan	2304,80	2358,85
Minimum	2037,80	1676,90
Maksimum	2804,30	2867,90
Standart Sapma	235,16	320,91

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Ortalama  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $2307,60\pm 320,91$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $2352,65\pm 235,16$ )’tır (Tablo 42).

#### 4.2.7. Medulla Spinalis İçin $D_1$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde medulla spinalise ait  $D_1$  değerleri tablo 43'te gösterilmiştir.

**Tablo 43: Medulla Spinalis'e ait  $D_1$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	3489,4	3734,2
2	3166	3481,5
3	3662,7	3433,5
4	3516,3	3194,4
5	3695,8	3519,7
6	3875,4	3990,1
7	3629,9	3651,5
8	3461,2	3644,3
9	3463,5	3721,8
10	3227,6	3822,9
11	3316,1	3814,5
12	3488	3854
13	3225,9	3595,9
14	3293	3589,6
15	3253,9	3594
16	3222,8	3741,1
17	3222,3	3557,2
18	3273	3747,1
19	3247,6	3464,1
20	3659	3558,3

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_1$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 44'te verilmiştir.

**Tablo 44: Medulla Spinalise ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.003)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	3419,47	3635,48
Medyan	3388,65	3620,10
Minimum	3466	3194,40
Maksimum	3875,40	3990,10
Standart Sapma	203,76	177,87

$D_1$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_1$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $3388,65 \pm 203,76$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $3620,10 \pm 177,87$ )'tir (Tablo 44).

#### 4.2.8. Larenks İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde larenkse ait  $D_{max}$  değerleri tablo 45’de gösterilmiştir.

**Tablo 45: Larenks’e ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	5784,3	6240,9
2	5107,3	4961,8
3	6220,6	5226,5
4	5897,6	5900,1
5	4892	6045,6
6	5321,6	6127,7
7	5592,5	5458,1
8	5197,6	5064,6
9	4888,5	4799
10	4689,6	5039,5
11	5234,6	5591,6
12	5041,2	5590,1
13	5086,7	5465,7
14	5227,1	6327,7
15	5656	6061,1
16	5005,3	5072,2
17	4739,3	5092
18	5100,1	5229,1
19	5118,7	5713,2
20	5575,7	6250,3

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 46’da verilmiştir.

**Tablo 46: Larenkse ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.046)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	5268,81	5562,84
Medyan	5158,15	5527,90
Minimum	4689,60	4799
Maksimum	6220,60	6327,70
Standart Sapma	401,35	493,63

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Ortalama  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $5268,81 \pm 401,35$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $5562,84 \pm 493,63$ )’tır (Tablo 46).

#### 4.2.9. Larenks İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde larenkse ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 47’de gösterilmiştir.

**Tablo 47: Larenks’e ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	4311	3664,8
2	3888,6	3455,3
3	4040	2356,4
4	3756,3	3505,7
5	3874,2	3849
6	4141,9	3539,9
7	3857,2	3165,6
8	3831,7	3050,3
9	3941,8	3102,7
10	3936,1	2720,9
11	3873,4	3756,6
12	4094,4	3393
13	3883,2	3268,9
14	3767,1	4164,6
15	3798,5	3380,8
16	3893,1	3013,1
17	3890,4	3024,6
18	3902,3	3356,7
19	3788,6	2791,7
20	3922,2	3686,4

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 48’de verilmiştir.

**Tablo 48: Larenkse ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	3919,60	3312,35
<b>Medyan</b>	3889,50	3368,75
<b>Minimum</b>	3756,30	2356,40
<b>Maksimum</b>	4311	4164,60
<b>Standart Sapma</b>	135,75	425,60

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $3368,75 \pm 425,60$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $3889,50 \pm 135,75$ )’tir (Tablo 48).

#### 4.2.10. Oral Kavite İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde oral kaviteye ait  $D_{max}$  değerleri tablo 49’da gösterilmiştir.

**Tablo 49: Oral kaviteye ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	4658,2	6162,7
2	5578,7	5235,6
3	5868,3	5611,3
4	5509,1	5750,8
5	5545	5570,1
6	6827,3	5929,2
7	6651	6006,9
8	5486,2	5744,6
9	5024	5095,7
10	5125,4	5428,7
11	5677,7	6809
12	5261,5	6085
13	5767,7	6008,3
14	5418,9	6247,5
15	6866,6	6632,2
16	5455,1	5833,7
17	5487,6	5880,3
18	6273,5	6142,8
19	5247,1	6480,7
20	6041,7	5996,8

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 50’de verilmiştir.

**Tablo 50: Oral kaviteye ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.239)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	5688,53	5932,59
Medyan	5527,05	5963
Minimum	4658,20	5095,70
Maksimum	6866,60	6809
Standart Sapma	588,82	432,16

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Ortalama  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $5688,53\pm 588,82$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $5932,59\pm 432,16$ )’tır (Tablo 50).



#### 4.2.11. Oral Kavite İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde oral kaviteye ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 51’de gösterilmiştir.

**Tablo 51: Oral kaviteye ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	3233,2	3779,9
2	3516,1	3641,4
3	3939,2	2810,1
4	3659,5	2656,7
5	3413	4036,6
6	4221,1	3573,4
7	3781,9	3616,9
8	3476,7	3703,6
9	3731,3	3678,5
10	3620,6	3375
11	3710	4362,7
12	3876,9	3862,3
13	3665,6	3582,4
14	3610,3	4032,3
15	3950	4245,8
16	3631,5	3493,5
17	3633,3	3723,7
18	3637,7	3993,9
19	3761,4	3479,1
20	3444,4	3871,5

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 52’de verilmiştir.

**Tablo 52: Oral kaviteye ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.083)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	3675,68	3675,96
Medyan	3648,60	3691,05
Minimum	3233,20	2656,70
Maksimum	4221,10	4362,70
Standart Sapma	217,85	411,44

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Ortalama  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $3675,68\pm 217,85$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $3675,96\pm 411,44$ )’tır (Tablo 52).

#### 4.2.12. Mandibula İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde mandibulaya ait  $D_{max}$  değerleri tablo 53'te gösterilmiştir.

**Tablo 53: Mandibulaya ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	6651,8	6750
2	6312,8	5840,3
3	7215,4	6897,1
4	6868,2	6397
5	7455,9	7063,5
6	7120,4	6493,1
7	6641,4	6249,7
8	5911,8	5053,9
9	7270,8	6765,6
10	6982,3	6734,1
11	6654,4	6825,5
12	6856,3	6497,5
13	7306,8	7011,7
14	7271,4	6940,7
15	6718	6916,1
16	6992,8	6733,4
17	6932,9	6796,2
18	7205,6	7017,8
19	6743,2	6773,8
20	6379,2	6363,8

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 54'te verilmiştir.

**Tablo 54: Mandibulaya ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.708)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	6874,57	6606,40
<b>Medyan</b>	6900,55	6757,80
<b>Minimum</b>	5911,80	5053,90
<b>Maksimum</b>	7455,90	7063,50
<b>Standart Sapma</b>	386,40	474,44

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur (p>0,05). Ortalama  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc (6606,40±474,44), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT (6874,57±386,40)'tır (Tablo 54).

#### 4.2.13. Mandibula İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde mandibulaya ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 55’da gösterilmiştir.

**Tablo 55: Mandibulaya ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	4390,2	4532,5
2	3209,3	3460,5
3	4035,6	4024
4	4211,6	3998,3
5	4333,5	4369,1
6	4298,1	4013,5
7	4291,3	4383,4
8	2811,2	2784,6
9	3597,5	3792,9
10	3667,9	3789,3
11	4341,5	4132
12	4821,3	4556
13	3855	3901,6
14	4305	4243,1
15	4509,5	4783,9
16	4021	4243,5
17	3921,2	4163
18	4275,8	4453,3
19	4461,5	4560,1
20	3132,5	3779,1

2 farklı tedavi planlama tekniğinde beyin sapına ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 56’da verilmiştir.

**Tablo 56: Mandibulaya ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.808)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	4024,52	4098,18
Medyan	4243,70	4147,50
Minimum	2811,20	2784,60
Maksimum	4821,30	4783,90
Standart Sapma	512,73	452,70

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $4147,50\pm 452,70$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $4243,70\pm 512,73$ )’tır (Tablo 56).

#### 4.2.14. Sağ Lens İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ lense ait  $D_{max}$  değerleri tablo 57’de gösterilmiştir.

**Tablo 57: Sağ lense ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	537	594,3
2	964,9	1082,6
3	711,3	726,5
4	882,5	554,2
5	873,6	666,3
6	995,4	766
7	743,4	470,5
8	830,5	767,9
9	860,1	568,8
10	730,1	642,1
11	780,6	553
12	851,8	804,4
13	712,1	535,6
14	911,8	933,1
15	932,1	588,2
16	800	574,5
17	920	739,2
18	801,4	597,4
19	844,1	556,1
20	834,5	836,7

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ lense ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 58’de verilmiştir.

**Tablo 58: Mandibulaya ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	825,86	677,87
<b>Medyan</b>	839,30	619,75
<b>Minimum</b>	537	470,50
<b>Maksimum</b>	995,40	1082,60
<b>Standart Sapma</b>	105,67	153,32

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $619,75 \pm 153,32$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $839,30 \pm 105,67$ )’tir (Tablo 58).

#### 4.2.15. Sağ Lens İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ lense ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 59’da gösterilmiştir.

**Tablo 59: Sağ lense ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	443	531,6
2	701,1	861,9
3	571,3	633,1
4	684,4	449,6
5	672,1	572,7
6	626,9	636,7
7	597,2	437,6
8	602,4	535,9
9	909,7	501,3
10	548,9	576,3
11	515,2	497,7
12	684,8	697,8
13	501,7	469,5
14	646,1	641,9
15	547,4	524,5
16	663,6	512,6
17	666	633,8
18	602	511,4
19	663,6	504
20	684,6	684,5

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ lense ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 60’da verilmiştir.

**Tablo 60: Mandibulaya ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.040)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	626,60	570,72
<b>Medyan</b>	636,50	533,75
<b>Minimum</b>	443	437,60
<b>Maksimum</b>	909,70	861,90
<b>Standart Sapma</b>	97,78	102,65

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $533,75 \pm 102,65$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $636,50 \pm 97,78$ )’tir (Tablo 60).

#### 4.2.16. Sol Lens İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{max}$  değerleri tablo 61’de gösterilmiştir.

**Tablo 61: Sol lense ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	562,4	590
2	807,5	1251,5
3	739,3	573,2
4	903,4	603,8
5	893,5	705,8
6	884,7	757,7
7	731	488,1
8	896,7	637
9	788,7	622,6
10	781,3	717,4
11	853,9	589,5
12	882,7	764,5
13	759,2	537,8
14	782,2	746,5
15	768,1	627,7
16	765,1	611,2
17	862,1	711,7
18	806,8	621,7
19	943	616,6
20	814,5	723

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 62’de verilmiştir.

**Tablo 62: Sol lense ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	811,30	674,86
<b>Medyan</b>	807,15	625,15
<b>Minimum</b>	562,40	488,10
<b>Maksimum</b>	943	1251,50
<b>Standart Sapma</b>	85,02	155,45

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en kuk değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $625,15 \pm 155,45$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $807,15 \pm 85,02$ )’tir (Tablo 62).

#### 4.2.17. Sol Lens İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 63'te gösterilmiştir.

**Tablo 63: Sol lense ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	453,3	534
2	666,8	922,5
3	572,6	530,9
4	622,3	491,1
5	662,6	627,4
6	592,7	613,7
7	555,4	446,7
8	627,7	506,2
9	637,5	547,1
10	608,2	647,4
11	565,4	517
12	678,8	686,5
13	474,2	460,2
14	651,5	587,7
15	610	556
16	642,1	542,3
17	685,8	604
18	564,3	560,6
19	690,4	524,5
20	681,8	591,9

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 64'te verilmiştir.

**Tablo 64: Sol lense ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.019)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	612,17	574,88
<b>Medyan</b>	625	551,55
<b>Minimum</b>	453,30	446,70
<b>Maksimum</b>	690,40	922,50
<b>Standart Sapma</b>	66,38	101,91

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $551,55 \pm 101,91$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $625 \pm 66,38$ )'tir (Tablo 64).

#### 4.2.18. Sağ Optik Sinir İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ optik sinire ait  $D_{max}$  değerleri tablo 65’de gösterilmiştir.

**Tablo 65: Sağ optik sinire ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	7038,3	6156,5
2	6432,3	5084,6
3	4893,8	2519,9
4	5938,3	5372,1
5	5530,5	5402,6
6	5543,1	4674,5
7	3790,5	1397,2
8	5421,1	4714,4
9	6022	4995,4
10	5526,2	5096,6
11	5478,1	4787
12	5437,8	5313,6
13	5272,7	3348,8
14	5709,8	5328,5
15	5464,6	4721,8
16	4668,2	3431,4
17	5319,4	5053,8
18	5227,2	4137,4
19	5373,8	3962,6
20	5872,5	6115,6

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 66’da verilmiştir.

**Tablo 66: Sağ optik sinire ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.001)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	5498,01	4580,71
<b>Medyan</b>	5471,35	4891,20
<b>Minimum</b>	3790,50	1397,20
<b>Maksimum</b>	7038,30	6156,50
<b>Standart Sapma</b>	651,09	1170,71

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $4891,20 \pm 1170,71$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $5471,35 \pm 651,09$ )’tır (Tablo 66).



#### 4.2.19. Sağ Optik Sinir İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ optik sinire ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 67’de gösterilmiştir.

**Tablo 67: Sağ optik sinire ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	2763,6	2804,9
2	4529,7	3502,6
3	2793,6	1358,8
4	3803,2	2865,5
5	4190	4462,9
6	3954,9	2406
7	2394,9	977,9
8	4135,2	3158,2
9	4433,8	3615,9
10	4489	3314,4
11	3861,4	2593,6
12	4222,2	4166,6
13	4010,4	2249,9
14	3631,1	3027,9
15	3895,5	2023,8
16	3279,3	2068,8
17	4160	3973
18	3033,4	1807,1
19	3063,8	1784
20	4388,3	4706

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 68’de verilmiştir.

**Tablo 68: Sağ optik sinire ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.048)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	3751,66	2843,39
Medyan	3925,20	2835,20
Minimum	2394,90	977,90
Maksimum	4529,70	4706
Standart Sapma	642,86	1032,75

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Ortalama  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $2843,39 \pm 1032,75$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $3751,66 \pm 642,86$ )’tır (Tablo 68).

#### 4.2.20. Sol Optik Sinir İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol optik sinire ait  $D_{max}$  değerleri tablo 69’da gösterilmiştir.

**Tablo 69: Sol optik sinire ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	6420,9	5827,1
2	6777,7	5556,9
3	5244,2	2131,2
4	5989,9	5411,6
5	5618,6	5420,3
6	5425,2	5282,7
7	3749,9	1378,8
8	5186,5	4883,9
9	6181	5252,1
10	5807,7	5231
11	5411,5	4148,2
12	6142,5	5775,5
13	4102,8	1577
14	5494	5324,5
15	5601,6	4333,5
16	4432,1	2579,6
17	5169,4	5004,9
18	5193,8	3751,8
19	5215	4485,3
20	5420,7	5890,8

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 70’de verilmiştir.

**Tablo 70: Sol optik sinire ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.028)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	5429,25	4462,33
Medyan	5422,95	5117,95
Minimum	3749,90	1378,80
Maksimum	6777,70	5890,80
Standart Sapma	734,10	1436

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $5117,95 \pm 1436$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $5422,95 \pm 734,10$ )’tır (Tablo 70).

#### 4.2.21. Sol Optik Sinir İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol optik sinire ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 71’de gösterilmiştir.

**Tablo 71: Sol optik sinire ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	2831,4	2736,4
2	4296,8	3458,6
3	3097,2	2225,8
4	4200,6	2899,7
5	4320,9	4203,3
6	3813,5	3399,8
7	2101,6	894,8
8	4144,4	3599,5
9	4348	3178,7
10	4416,3	3752,3
11	3882,4	2254,3
12	4127,3	4293,1
13	2596,3	999,5
14	3590,5	3353,8
15	4251,1	2089,2
16	2835,3	1698,4
17	4136,1	4023,5
18	3025,6	1594,3
19	2892,6	1774,3
20	3826,5	4241,3

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol lense ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 72’de verilmiştir.

**Tablo 72: Sol optik sinire ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.015)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	3636,72	2833,53
<b>Medyan</b>	3854,45	3039,20
<b>Minimum</b>	2101,60	894,80
<b>Maksimum</b>	4416,30	4293,10
<b>Standart Sapma</b>	708,54	1082,82

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $3039,20 \pm 1082,82$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $3854,45 \pm 708,54$ )’tır (Tablo 72).

#### 4.2.22. Sağ Parotis İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ parotise ait  $D_{max}$  değerleri tablo 73'te gösterilmiştir.

**Tablo 73: Sağ parotise ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	5176,6	5320,1
2	4777,8	5001,2
3	4860,2	5124,4
4	5242,9	5470,7
5	4794,2	5269,6
6	5041,2	5415
7	4510,5	4936,9
8	4779,8	5286,4
9	5059,9	4841,8
10	5270,5	4858,4
11	4839,9	5993,7
12	4810,3	5000,9
13	4524,2	5354,6
14	4120,5	5613,6
15	4750,4	5380,9
16	4296,4	5431,7
17	4432,8	5015,9
18	5041,7	5220,5
19	5486,3	5294,4
20	4323,1	5157,2

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ parotise ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 74'te verilmiştir.

**Tablo 74: Sağ parotise ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.000)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	4806,96	5249,39
Medyan	4802,25	5278
Minimum	4120,50	4841,80
Maksimum	5486,30	5993,70
Standart Sapma	359,80	276,53

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $4802,25 \pm 359,80$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $5278 \pm 276,53$ )'tır (Tablo 74).

#### 4.2.23. Sağ Parotis İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ parotise ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 75’de gösterilmiştir.

**Tablo 75: Sağ parotise ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	2157,5	2943,6
2	2675	3141,1
3	1913,2	2106,5
4	2469,1	3085,1
5	2738,8	3033,4
6	2696,7	2925
7	2475,5	2205,1
8	2552	2394
9	2612,4	2420,9
10	2238,1	2705,7
11	2493,1	3832,1
12	3061,5	2309,6
13	2562,5	2429,5
14	2629,7	3312,3
15	2332,3	2710,6
16	2574,9	2372,6
17	2389,8	2122,6
18	2490,8	2438,4
19	2481,8	2392,6
20	2623,9	3206,2

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ parotise ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 76’da verilmiştir.

**Tablo 76: Sağ parotise ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.048)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	2508,43	2704,34
<b>Medyan</b>	2522,55	2572,05
<b>Minimum</b>	1913,20	2106,50
<b>Maksimum</b>	3061,50	3832,10
<b>Standart Sapma</b>	237,28	463,07

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $2522,55 \pm 237,28$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $2572,05 \pm 463,07$ )’tır (Tablo 76).

#### 4.2.24. Sol Parotis İçin $D_{max}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol parotise ait  $D_{max}$  değerleri tablo 77’de gösterilmiştir.

**Tablo 77: Sol parotise ait  $D_{max}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	4985,7	5644,9
2	4977,8	5340
3	4573,4	5187,5
4	5534,6	5641,3
5	4842,1	4803
6	5280,2	5374,2
7	4656,1	5366,6
8	4654,1	5011,4
9	5906	5254
10	5261,9	4950
11	5598	6052,3
12	4535,4	5324,5
13	4586,2	4992,1
14	4117,1	5741,2
15	4632,7	5333
16	4714,7	5675,7
17	4399,2	4818,3
18	4512,7	5208
19	4272,2	5281,6
20	4914,3	5543

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol parotise ait  $D_{max}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 78’de verilmiştir.

**Tablo 78: Sol parotise ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.001)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
<b>Ortalama</b>	4847,72	5327,13
<b>Medyan</b>	4685,40	5328,75
<b>Minimum</b>	4117,10	4803
<b>Maksimum</b>	5906	6052,30
<b>Standart Sapma</b>	465,17	324,27

$D_{max}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $4685,40 \pm 465,18$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $5328,75 \pm 324,27$ )’tir (Tablo 78).

#### 4.2.25. Sol Parotis İçin $D_{ort}$ Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol parotise ait  $D_{ort}$  değerleri tablo 79'da gösterilmiştir.

**Tablo 79: Sol parotise ait  $D_{ort}$  verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	1824,5	3151,8
2	2478,8	3224,3
3	1931,7	2181,3
4	2486,9	3219
5	2964	3401,4
6	2603,9	2322
7	2402,5	2385,4
8	2483,9	2432,8
9	2594,7	2468,8
10	2328,4	2699,9
11	2477	3788,6
12	2813,4	2298,7
13	2353,1	2680,8
14	2542,5	3397
15	2472,9	2626,9
16	2454,2	2443,6
17	2403,7	2132,8
18	2435,5	2505,9
19	2443,2	2426,6
20	2675,5	3386,3

2 farklı tedavi planlama tekniğinde sol parotise ait  $D_{ort}$  değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 80'de verilmiştir.

**Tablo 80: Sol parotise ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.194)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	2458,51	2758,69
Medyan	2474,95	2566,40
Minimum	1824,50	2132,80
Maksimum	2964	3788,60
Standart Sapma	250,49	492,88

$D_{ort}$  değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği Elekta VMAT ( $2474,95\pm 250,49$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise RapidArc ( $2566,40\pm 492,88$ )'tır (Tablo 80).

### 4.3. Tedavi Planları İçin MU Verileri ve İstatistiksel Sonuçları

Geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için 2 farklı tedavi planlama tekniğinde MU değerleri tablo 81’de gösterilmiştir.

**Tablo 81: MU verileri**

HASTA NO	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
1	1297,6	465
2	1094,49	419,1
3	1227,51	665,7
4	1246,36	594,1
5	1338,77	436,9
6	1151,44	502,9
7	1249,26	560,2
8	1186,45	503,8
9	998,71	455,3
10	1043,44	397,9
11	1398,48	533,3
12	877,88	492,6
13	1207,2	548,9
14	1328,87	441,5
15	1254,58	559,1
16	1270,85	538,3
17	1140,88	537,1
18	1365,19	572,8
19	1244,06	603,4
20	1344,02	503,9

2 farklı tedavi planlama tekniğinde MU değerleri istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 82’de verilmiştir.

**Tablo 82: MU’ya ait 2 teknik arasındaki analiz sonuçları (p=0.029)**

	Elekta VMAT (cGy)	RapidArc (cGy)
Ortalama	1213,30	516,59
Medyan	1245,21	518,60
Minimum	877,88	397,90
Maksimum	1398,48	665,70
Standart Sapma	131,90	68,03

MU değeri bakımından iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ( $p \leq 0,05$ ). Ortalama MU değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği RapidArc ( $516,59 \pm 69,03$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise Elekta VMAT ( $1213,30 \pm 131,90$ )’tır (Tablo 82).



## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Gelişen teknoloji sayesinde birçok kanser türlerinin tedavisinde özellikle baş-boyun kanserlerinde VMAT planlama tekniğinin kullanımı yaygınlaşmıştır. VMAT'ın ne derece etkin bir teknik olduğunu öğrenmek ve belirlemek için diğer tekniklerle dozimetrik olarak karşılaştırılmış ve bununla ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada geç evre nazofarenks kanserli 20 hasta için iki farklı TPS'de farklı algoritmalarla simüle edilmiş Elekta ve Varian'ın VMAT teknikleri dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır.

Farklı TPS'lerde simüle edilen tedavi planlarının adil bir şekilde karşılaştırılması çok önemlidir. Bu yüzden çalışmamızda tedavi planları hazırlanırken arkların sayısı, kolimatörün dereceleri, tedavi planlarının merkezi gibi birçok parametre aynı seçilmiş ve tedavi planları tek fizikçi tarafından optimize edilmiştir.

Nazofarenks kanserleri çevresinde birçok riskli organ bulundurur. Özellikle geç evre nazofarenks kanserleri için tedavi planı hazırlamak her zaman zor olmuştur. Kanserın lokal olarak yerleşimi beyin sapı, parotisler, lensler, optik sinirler gibi riskli organların dozunu istenilen düzeyde tutmayı zorlaştırır. Bu tür kompleks hedef hacim-riskli organ geometrisine sahip tedavi planlarında tek ark VMAT ile istenilen dozları sağlamak zordur. Kumar ve ark. 2013 yılında yaptığı çalışmada tek arkın yeteri kadar segment ve kontrol noktası oluşturamayacağını ve hedef hacimde doz düşüşlerine neden olacağını, eklenen ark sayısının ÇYK için daha fazla açı ve pozisyon tanıdığını söylemiştir (Kumar ve ark., 2013). Kan ve ark. 2013 yılında nazofarenks kanserleri üzerinde yaptığı çalışmada eklenen arkların ÇYK'lere daha fazla alan tanıyacağını iki ark yerine üç arkla oluşturulan RapidArc tedavi planlarında beyin sapı, medulla spinalis ve parotislerde daha iyi koruma sağlandığı ve MU açısından aralarında anlamlı farklılık olmadığını fakat eklenen fazla arkların tedavi süresini arttırdığını ve VMAT tekniğinin amacına uygun olmadığını söylemiştir (Kan ve ark., 2013). Verbakel ve ark. 2009 yılında nazofarenks kanserleri üzerinde yaptığı tek (439 MU) ve çift ark (459 MU) ile hazırlanan RapidArc tedavi planlarını arasında fazla MU farklı olmadığını söylemiştir (Verbakel ve ark., 2009). Fakat Zhang ve ark. 2015 yılında yaptığı çalışmada son yıllarda yapılan ve tek ark ile hazırlanan Elekta VMAT planlarının çift

arkla yapılandan farklı olmadığını, riskli organ dozlarının ve MU değerinin daha düşük olduğunu göstermiştir (Zhang ve ark., 2015). Bu nedenle çalışmamızda hedef hacim dozlarında düşüş yaşanmaması ve riskli organ dozlarının istenilen düzeyde tutulması açısından tedavi planları çift ark olarak hazırlanmıştır.

İki teknik ile benzer sonuçlar elde edilmiş olsa da Elekta VMAT tekniği hedef hacme istenilen dozu reçete etmede RapidArc tekniğine kıyasla daha başarılı olmuştur. 70 Gy'lik hedefin %95'lik hacminin aldığı doz bakımından Elekta VMAT tekniği (6919,65±64,80) RapidArc tekniği (6813,65±79,48) üzerinde başarı göstermiştir ve aralarından anlamlı farklılık ( $p=0,02$ ) gözlemlenmiştir. Ayrıca CI verilerine bakıldığında ideal değer 1'e yakın olan teknik Elekta VMAT tekniği 70,60 ve 54 Gy'lik hedef hacim içerisinde (0,997±0,010, 0,989±0,020, 0,997±0,006) RapidArc tekniğine (0,991±0,011, 0,949±0,000, 0,949±0,000) kıyasla üstünlük göstermiştir. RapidArc tekniğinin hedef hacim içerisindeki inhomojenitesi (0,075±0,016, 0,255±0,018, 0,210±0,54) Elekta VMAT tekniğinden (0,070±0,028, 0,210±0,022, 0,175±0,42) daha fazladır.

Kumar ve ark. 2012 yılında Elekta VMAT tekniği ile RapidArc tekniğini farklı kanser türleri için (2 baş-boyun, 2 özefagus, 1 mesane, 3 serviks, 2 rectum) 10 hasta üzerinde karşılaştırmış ve her hastaya 50 Gy doz vermiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak tüm değerlerde RapidArc tekniğinin Elekta VMAT tekniği üzerinde başarı gösterdiğini fakat iki tekniğinde klinik açıdan kabul edilebileceğini göstermiştir (Kumar ve ark., 2012).

Ning ve ark. 2013 yılında 20 nazofarenks olgusunda 1ark VMAT, 2ark VMAT ve YART tekniklerinin Monaco TPS ile uygulanabilirliğini araştırmışlar ve PTV72.6 ve PTV63.6 olarak oluşturulan hedef hacimlerin aldığı dozları incelemiştir. Bu hedef hacimleri bizim çalışmamızdaki Elekta VMAT tekniğine benzerlik göstermektedir. Çalışmada 20 hastadan 17 tanesi geç evredir. Bu yüzden bizim çalışmamızda da olduğu gibi hedefin %95'lik hacmi istenilen dozun tamamını alamamıştır (Ning ve ark., 2013).

Wiezorek ve ark. 2012 yılında 10 geç evre baş-boyun kanserli hastayı 6 farklı TPS ile karşılaştırmıştır. Monaco TPS ve Eclipse TPS için VMAT tedavi planlarını çalışmamızdaki gibi iki ark olarak optimize etmiştir. Elekta VMAT ve RapidArc teknikleri için CI değerlerini aynı bulmuş fakat HI değerleri bakımında RapidArc tekniği üstünlük göstermiştir (Wiezorek ve ark., 2012).

İki teknik de normal doku dozunu yalnızca hedefi kapsayacak şekilde dağıtmış ve riskli yapıları maksimum korumuştur. Özellikle Elekta VMAT tekniği hedef hacim – riskli organ ölçütlerini karşılamıştır ve hedef hacim içinde homojen planlar üretmiştir. Düşük hacimli ve yüksek doz alması gereken hedefin yanındaki beyin sapı ve parotislere daha az doz vermede üstünlük göstermiştir. Işınlama sırasında ikincil kolimatör çenelerinin dinamik olarak ÇYK'leri takip etmesi ve ikincil kolimatörlerin ÇYK'lerin hemen altına yerleştirilmesi beyin sapı ve parotislerin korumasını arttırmıştır. Ayrıca Elekta VMAT'ın bu özelliğın yaprakların ve yaprak arası radyasyon sızıntısının azalmasını sağlar. Kumar ve ark. ikincil kolimatörlerin ÇYK'leri dinamik olarak takip edemediği sistemlerde kolimatör açısı kullanmak alan dışından sızan radyasyonun azalmasını ve sızan radyasyonun hasta üzerine homojen olarak dağıldığını ve eğer kolimatör açısı 0 derece ayarlanırsa yaprak ve yapraklar arasından sızan radyasyon hastanın üzerinde tek bir hatta yayılacağını söylemiştir (Kumar ve ark., 2012). Zhang ve ark. tedavi planlarına kolimatör açısı eklemenin optimizasyonun daha fazla olasılığı hesaplayacağını ve planın kalitesini arttıracığını söylemiştir (Zhang ve ark. 2010). Bu nedenle her iki TPS'de tedavi planları hazırlanırken arklara 30-330 derece kolimatör açısı eklenmiştir.

Çalışmamızda Elekta VMAT tekniğinde elde edilen dozlar sırasıyla beyin sapı için  $4881,45 \pm 187,55$ , medulla spinalis için  $3638,16 \pm 213,89$  ve parotislere için  $2508,43 \pm 237,28$ ,  $2474,95 \pm 250,49$  olup RapidArc tekniğinden elde edilen dozlara kıyasla üstünlük göstermiştir. Fakat Elekta VMAT tekniğinde elde edilen larenks için  $3886,50 \pm 135,75$ , mandibula için  $6900,55 \pm 386,40$ , lensler için  $839,30 \pm 105,67$ ,  $807,15 \pm 85,02$  ve optik sinirler için  $5471,35 \pm 651,09$ ,  $5422,95 \pm 734,10$ , elde edilen değerler RapidArc tekniğindeki dozlara kıyasla daha fazla bulunmuştur. Mandibula ve sol optik sinir dışındaki tüm değerlerde anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir. Müner ve ark. ve Li ve ark. yaptığının çalışmada ortalama 25-30 Gy'den daha az doz alan parotislere 2 yıl sonra tedaviden önceki düzeyine dönebileceğini göstermiştir (Li ve ark., 2007; Münter ve ark., 2004). İki teknik de parotis dozlarını 27 Gy'in altında tutmayı başarmıştır.

Lee ve ark. 2013 yılında geç evre nazofarenks kanserli hastalar üzerinde yaptığının çalışmada RapidArc'ın optik sinir dozlarının bizim çalışmamızdakine benzer bulunduğunu ve Tomoterapi ve YART tekniklerine kıyasla daha az doz aldığını göstermiştir. Ayrıca parotis, larenks ve lens dozları incelendiğinde çalışmamızdaki

RapidArc tekniđi ile daha dūřuk doz deđerlerinin elde edildiđi gōrūlmüřtūr (Lee ve ark., 2013).

Kan ve ark. 2012 yılında nazofarenks kanserleri hastalar üzerinde yaptığı çalışmada, hedef hacim-riskli organ geometrisi RapidArc tekniği ile incelemiştir. Nazofarenks kanserli hastaları evresine gōre ayırmış, geç evre nazofarenks kanserli hastalarda beyin sapı, medulla spinalis, parotis, optik sinir ve lens dozlarında bizim çalışmamızdaki tekniklerden daha yūksek dozlar elde etmiştir (Kan ve ark., 2012).

İki teknik arasındaki değerlerin birbirine yakın çıkmasının bir diğer nedeni de algoritmalar arasında anlamlı farklılıklar olmamasındandır. Monaco TPS'nin kullandığı Monte Carlo algoritması radyoterapide altın standart olarak tanımlanır. Eclipse TPS'nin kullandığı AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) Monte Carlo tabanlı algoritmadır. Sterpin ve ark. 2007 yılında, Ottosson ve ark. 2010 yılında ve Barsan ve ark. 2010 yılında yaptığı Monte Carlo algoritması ile AAA algoritmasını karşılaştıran çalışmalarda iki algoritma arasında anlamlı farklılıklar olmadığı gōstermiřtir (Barsan ve ark., 2010; Ottosson ve ark., 2010; Sterpin ve ark., 2007). Fakat Sharma ve ark. 2012 yılında yaptığı çalışmada gama analiz sonuçlarında Monte Carlo ile AAA algoritması arasında %4 fark olduğunu gōstermiř ve Monte Carlo algoritmasının lateral elektronlar, ikincil elektronlar, cihazdan ve hastadan saçılan elektronlar gibi birçok faktōrū doğru bir şekilde hesaba katarak tedavi planını en iyi şekilde hastaya uyguladığını gōzlemlemiřtir (Sharma ve ark., 2012).

Hall VMAT tekniđinin ile yapılan planlarda 5-40 Gy arası doza maruz kalan sađlıklı dokularda ikincil kanser riskinin artabileceđini sōylemiřtir (Hall,2006). Her ne kadar VMAT gibi etkin tekniklerin ikincil kanser riski üzerine etkisi açık olarak sōylenemese de tedavi planlarının etkinliđini arttırarak ve MU deđerini dūřurerek cihazdan ve hastadan daha az saçılma sađlanabilir. Bu da ikincil kanser riskinin oluřma riskini azaltır. Elekta VMAT tekniđi çalıřmamızda ūstūn gōrūnse de yūksek MU deđerine sahiptir. VMAT'ın statik veya dinamik YART üzerindeki en būyūk avantajı dūřuk MU deđeri ve tedavi sūresidir. Verbakel ve ark. 2011 yılında, Guckenberger ve ark. 2009 yılında ve Vanetti ve ark. 2009 yılında bař-boyun üzerine yaptıkları çalıřmalar bunu kanıtlamıřtır (Guckenberger ve ark., 2009; Vanetti ve ark., 2009; Verbakel ve ark., 2011). Elekta VMAT tekniđinin yūksek MU deđerine sahip olması ıřınlama sırasında YK'lerin daha yavař hareket etmesini ve ganrti dōnūř sırasında ıřının kesilmemesini sađlamaktadır. Çalıřmamızda RapidArc tekniđi MU deđerinde

(516,59±68,03) Elekta VMAT tekniği (1213,30±131,90) üzerinde üstünlük göstermiştir.

Tedavi planlarının hazırlanma süresi tedavi planlama istasyonunun sahip olduğu özelliklere ve istasyonlarda aynı anda kaç plan hazırlandığına göre farklılıklar gösterir. İstasyonlarda birden fazla tedavi planının hesaplanması durumunda işlemci tarafından tek hesaplama değil optimize olan tedavi planı sayısı kadar hesaplama yapar. Ayrıca Elekta VMAT ve RapidArc planları farklı bilgisayarlarda yapıldığı için bu tekniklerde tedavi planı hazırlama süresi karşılaştırması adil bir şekilde yapılamaz.

Sonuç olarak bu çalışmada iki farklı teknik dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Değerler arasında küçük istatistiksel farklılıklar ve küçük standart sapmalar olsa da homojen sonuçlar elde edilmiştir. Geç evre nazofarenks kanserinin tedavi planlamasında Elekta VMAT yüksek MU değeri ve larenks, mandibula, lensler ve optik sınırların dozları haricinde RapidArc tekniğine göre üstünlük göstermiştir. Hedef hacme daha yüksek ve homojen bir şekilde doz vermiştir. RapidArc tekniğini MU değeri ve buna bağlı tedavi süresi büyük oranda düşüktür. İki teknik de klinik açıdan kabul edilebilir planlar üretmede eşit derece etkilidir. Sonuçlara bakıldığında iki tekniğin pratik olarak eşdeğer sonuçlar ürettiği söylenebilir. Sonuçlar geç evre nazofarenks kanserli ve kompleks kriterler içeren tedavi planlarında hangi tekniğin seçilebileceği konusunda planı hazırlayacak olan fizikçiye yardım edebilecek niteliktedir.

## 6. KAYNAKLAR

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No:85, Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams, USA, 2004.

Andreo, P. (1991). Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Physics in medicine and biology*, 36(7), 861.

BARRY W. "Doing it ourselves", Dan Clawson (ed), Required Reading: Sociology's Most Influential Books., University of Massachusetts Press, ISBN 978-1-55849-153-3 say.71-78Van Dyk J, Barnett R.B, Batista J.J. Modern Technology Radiation Oncology, 2006

Basran, P. S., Zavgorodni, S., Berrang, T. Et al. (2010). The impact of dose calculation algorithms on partial and whole breast radiation treatment plans. *Radiation Oncology*, 5(1), 120.

Beyzadeoğlu M, Ebruli C. Temel radyasyon onkolojisi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, 2008

Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, Losasso T, Low D, Mah K, Yu C. Basic applications of multileaf collimators. Report of TG 50, American Association of Physicists in Medicine, 2001.

Clifford Ks, Chao Md. Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy, 2nd Edition. Lippincott Williams & Wilkins; pages 1-28, 2004

Cottrutz C, Kappas C, Webb S. Intensity modulated arc therapy (IMAT) with centrally blocked rotational fields. *Phys Med Biol* 2000; 45:2185–206

Elekta Inc. VMAT technology overview; 2009. Available from <http://www.elekta.com/healthcare> [cited 05.05.09]

Emami, Bahman. "Tolerance of normal tissue to therapeutic radiation." *Reports of radiotherapy and Oncology* 1.1 (2013)

Esch A E, Tillikainen L, Pyykkonen J, et al. Testing of the Analytical Anisotropic Algorithm for Photon Dose Calculation. *Med Phys*.2006; 33(11): 4130-414

Ferlay J, Shin HR, Bray F, et al. Estimates of worldwide burden of cancer in 2008: GLOBOCAN 2008. *Int J Cancer* 2010; 127:2893.

Hall EJ (2006) Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 65: 1-7. doi: 10.1016/j.ijrobp.2006.01.027. PubMed: 16618572

Hoogeman MS, Nuyttens JJ, Levendag PC, Heijmen BJ (2008) Time Dependence of Intrafraction Patient Motion Assessed by Repeat Stereoscopic Imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 70: 609-618. doi: 10.1016/j.ijrobp.2007.08.066. PubMed: 17996389

Impact Medical System. Monaco 5.0 Training Guide, Elekta, Freiburg, Section 2-7, 2013

Kam MK, Chau RM, Suen J, et al. (2003) Intensitymodulated radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma: dosimetric advantage over conventional plans and feasibility of dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 56: 145-157. doi: 10.1016/S0360-3016(03)00075-0. PubMed: 12694833

Kam MK, Teo PM, Chau RM, et al. (2004) Treatment of nasopharyngeal carcinoma with intensity-modulated radiotherapy: the Hong Kong experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 60: 1440-1450. Doi: 10.1016/j.ijrobp.2004.05.022. PubMed: 15590175

Kan, Monica WK, Lucullus HT Leung, and K. N. Peter. "The effect of the target-organ geometric complexity on the choice of delivery between RapidArc and sliding-window IMRT for nasopharyngeal carcinoma." *Medical Dosimetry* 38.3 (2013): 337-343.

Khan Fm. *Physics of Radiation Therapy, The 4th Edition*, Lippincott Williams & Wilkins, page 28-106, 2010.

Khan FM. *The physics of radiation therapy*. USA, Lippincott Williams&Wilkins Company; 2003.

Kumar, S. S., Holla, R., Sukumar, P., et al. (2013). Treatment planning and dosimetric comparison study on two different volumetric modulated arc therapy delivery techniques. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 18(2), 87-94.

Kutcher GJ, Fuks Z, Brenner H, et al. Three-dimensional photon treatment planning for carcinoma of nasopharynx. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 21:169-182

Lee, Francis Kar-ho, et al. "Dosimetric difference amongst 3 techniques: TomoTherapy, sliding-window intensity-modulated radiotherapy (IMRT), and RapidArc radiotherapy in the treatment of late-stage nasopharyngeal carcinoma (NPC)." *Medical Dosimetry* 39.1 (2014): 44-49

Leibel Sa, Philips Tl. *Textbook of radiation oncology*, W.B. Saunders Company, Philadelphia, pages 412-566, 1998

Li, Y., Taylor, J. M., Ten Haken, R. K., & Eisbruch, A. (2007). The impact of dose on parotid salivary recovery in head and neck cancer patients treated with radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 67(3), 660-669.

Ma, C. M., Pawlicki, et al. (2000). Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system. *Physics in medicine and biology*, 45(9), 2483.

Münter, M. W., Karger, C. P., Hoffner, et al. (2004). Evaluation of salivary gland function after treatment of head-and-neck tumors with intensity-modulated radiotherapy by quantitative pertechnetate scintigraphy. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 58(1), 175-184.

Ning, Z. H., Mu, J. M., et al. (2013). Single arc volumetric-modulated arc therapy is sufficient for nasopharyngeal carcinoma: a dosimetric comparison with dual arc VMAT and dynamic MLC and step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy. *Radiation Oncology*, 8(1), 237.

Otto K (2008) Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics* 35(1): 310-317.

Ottosson, R. O., A. Karlsson, and C. F. Behrens. "Pareto front analysis of 6 and 15 MV dynamic IMRT for lung cancer using pencil beam, AAA and Monte Carlo." *Physics in medicine and biology* 55.16 (2010): 4521.

Patil VM, Kapoor R, Chakraborty S, et al. (2010) Dosimetric risk estimates of radiation-induced malignancies after intensity modulated radiotherapy. *J Cancer Res Ther* 6: 442-447. doi: 10.4103/0973-1482.77082. PubMed: 21358077

Perez Ca, Brady Lw. Principles and practice of radiation oncology, 3rd Edition, Lippincott- Raven, Philadelphia, pages 897-1180, 1998

PTW-Freiburg, User manuel farmer ionization chambers Type 30010, 2006.

Riis, H. L., Moltke, L. N., Zimmermann, S. J., et al. (2016). Investigation of the accuracy of MV radiation isocentre calculations in the Elekta cone-beam CT software XVI. *Physics in medicine and biology*, 61(11), N249.

Schegel W, Bortfeld T, Grosu Al. *New Technologies in Radiation Oncology*, 1st Edition, Springer, Verlag Berlin, pages 257-266, 2006

Sharma, S., Ott, J., Williams, J., et al. (2012). Dose calculation accuracy of the Monte Carlo algorithm for CyberKnife compared with other commercially available dose calculation algorithms. *Medical Dosimetry*, 36(4), 347-350.

Sterpin, E., Tomsej, M., De Smedt, et al. (2007). Monte Carlo evaluation of the AAA treatment planning algorithm in a heterogeneous multilayer phantom and IMRT clinical treatments for an Elekta SL25 linear accelerator. *Medical physics*, 34(5), 1665-1677.

Şükrü M, Nur Da. Küçük Z. Küçük hücreli dışı akciğer kanserli üçboyutlu konformal radyoterapisinde tedavi planlamasındaki farklı hesaplama algoritmalarının akciğer doz-volüm parametreleri üzerindeki etkisi. *Türk Onkoloji Dergisi* 27(4):189-201, 2012

The International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting intensity-modulated photon-beam therapy (IMRT). ICRU report 83. *J ICRU* 2010;10

Topuz E, Aydın A, Karadeniz An. *Radyoterapinin Temel İlkeleri*, Klinik Onkoloji, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları, İstanbul, sayfa 16-33, 2006

Van Dyk J, Barnett Rb, Battista Jj. *Modern Technology of Radiation Oncology*, pages: 231-287, 2006.



Van't Riet A, Mak AC, Moerland MA. et al. conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the purpose. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:731-6

Varian Eclipse Treatment Planning System <http://www.varian.com/>

Verbakel, W. F., Cuijpers, J. P., et al. (2009). Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 74(1), 252-259.

Wiezorek, T., Brachwitz, T., Georg, D., et al. (2011). Rotational IMRT techniques compared to fixed gantry IMRT and tomotherapy: multi-institutional planning study for head-and-neck cases. *Radiation oncology*, 6(1), 20.

Wolden SL, Chen WC, Pfister DG, et al. (2006) Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) for nasopharynx cancer: update of the Memorial Sloan-Kettering experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 64: 57-62. Doi: 10.1016/j.ijrobp.2005.03.057. PubMed: 15936155

Yu CX (1995) Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to Tomotherapy. *Phys Med Biol* 40: 1435-1449. Doi:10.1088/0031-9155/40/9/004. PubMed: 8532757

Yu, M.C.; Yaun, J.M. Epidemiology of nasopharyngeal carcinoma. *Semin, Cancer biol.* 12:421-9; 2002

Zhang, J., Yu, X. L., Zheng, et al. (2015). Intensity-modulated radiotherapy and volumetric-modulated arc therapy have distinct clinical advantages in non-small cell lung cancer treatment. *Medical Oncology*, 32(4), 94.

Zhang, P., Happersett, L., Yang, Y., et al. (2010). Optimization of collimator trajectory in volumetric modulated arc therapy: development and evaluation for paraspinal SBRT. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 77(2), 591-599.

## 7. SİMGELER VE KISALTMALAR

$D_{%95}$ : Hacmin %95' inin Aldığı Doz

$D_{max}$ : Maksimum doz (CTVin için 1cm<sup>3</sup>'teki doz miktarı)

$D_{ort}$ : Ortalama Doz

3B-KRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

AAA: Anisotropic Analytical Algorithm

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CI: Konformite İndeks

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör

DVH: Doz – Volüm Histogramı

Gy: Doz Soğrulma Birimi, Gray

HI: Homojenite Katsayısı

kV: Kilo Volt

MeV: Milyon Elektron Volt

MU: Monitor Unit

PTV: Planlanan Hedef Volüm

RT: Radyoterapi

RT: Radyoterapi

SIB: Eşzamanlı entegre boost

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

VMAT: Volümetrik Ayarlı Ark Terapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

## 8. EKLER

EK 1

Tablo 83: Karşılaştırma

		Elekta VMAT	RapidArc	p-değeri
GTV70	$D_{95\%}$	6919,65±64,80	6813,65±79,48	<b>0,002</b>
GTV70	CI	0,997±0,010	0,991±0,011	<b>0,062</b>
GTV70	HI	0,070±0,028	0,075±0,016	<b>0,301</b>
CTV60	$D_{95\%}$	5972,02±89,88	5926,36±99,34	<b>0,556</b>
CTV60	CI	0,989±0,020	0,949±0,000	<b>0,000</b>
CTV60	HI	0,210±0,022	0,255±0,018	<b>0,000</b>
CTV54	$D_{95\%}$	5391,10±155,83	5347,65±69,89	<b>0,045</b>
CTV54	CI	0,997±0,006	0,949±0,000	<b>0,000</b>
CTV54	HI	0,175±0,42	0,210±0,54	<b>0,014</b>
Beyin Sapı	$D_{max}$	4881,45±187,55	5148,65±189,53	<b>0,021</b>
Medulla Spinalis	$D_{max}$	3638,16±213,89	4014,79±172,69	<b>0,000</b>
Larenks	$D_{mean}$	3886,50±135,75	3368,75±425,60	<b>0,000</b>
Oral Kavite	$D_{mean}$	3675,68±217,85	3675,96±411,44	<b>0,998</b>
Mandibula	$D_{max}$	6900,55±386,40	6757,80±474,44	<b>0,083</b>
Sağ lens	$D_{max}$	839,30±105,67	619,75±153,32	<b>0,002</b>
Sol lens	$D_{max}$	807,15±85,02	625,15±155,45	<b>0,000</b>
Sağ optik sinir	$D_{max}$	5471,35±651,09	4891,20±1170,71	<b>0,001</b>
Sol optik sinir	$D_{max}$	5422,95±734,10	5117,95±1436	<b>0,028</b>
Sağ parotis	$D_{mean}$	2508,43±237,28	2704,34±463,07	<b>0,103</b>
Sol parotis	$D_{mean}$	2474,95±250,49	2566,40±492,88	<b>0,194</b>
MU		1213,30±131,90	516,59±68,03	<b>0,000</b>



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 52588837-000/ 338  
Konu : Etik Kurul kararı

30.09.2016

Sayın Yrd.doç.Dr.Candan DEMİRÖZ ABAKAY  
Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi AD Öğretim Üyesi

Kurulumuza başvurusunu yaptığınız ve sorumlu araştırmacısı olduğunuz  
"Nazofarenks kanser hastaları üzerinde yapılan VMAT ve rapidarc planlarının dozimetrik  
parametrelerinin karşılaştırılması" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuzun 19 Eylül 2016  
tarih ve 2016-16/21 nolu kararı ekte gönderilmektedir.

Gereği için bilgilerinize sunulur.

Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU  
Kurul Başkanı

EK:  
-Karar (1 adet)

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası, Görükle Kampüsü 16059 Nilüfer/BURSA  
Tel: 0-224-2950020 Fax: 0-224-2950029  
e-posta: [uukaek@uludag.edu.tr](mailto:uukaek@uludag.edu.tr) Elektronik Ağ: [www.tip.uludag.edu.tr](http://www.tip.uludag.edu.tr)

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Nazofarenks kanser hastaları üzerinde yapılan VMAT ve rapidarc planlarının dozimetrik parametrelerinin karşılaştırılması
-----------------------	--

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası Kat.1 Görükle Kampüsü Nilüfer/ Bursa
	TELEFON	0.224. 295 00 20
	FAKS	0.224. 295 00 29
	E-POSTA	uukaek@uludag.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd.Doç.Dr.Candan Demiröz Abakay			
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ UNVANI/ADI/SOYADI	Sağlık Fizige Uzmanı Sema Tunç, Sağ.Fiz.Yük.Lisans Öğr.Fiz.Özcan Özden			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Retrospektif araştırma			
	ARAŞTIRMANIN YAPILIŞ AMACI	Yüksek Lisans tez çalışması			
	ARAŞTIRMANIN BAŞLAMA TARİHİ/ SÜRESİ	22.09.2016 / 8 ay			
	GÖNÜLLÜ/DOSYA SAYISI	20			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER	Belge Adı	Tarhi	Dili
		GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR İÇİN BAŞVURU FORMU	07.09.2016

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama
	ARAŞTIRMA BÜTÇE FORMU	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 06.09.2016
	ARAŞTIRICILAR İÇİN TAAHHÜTNAME FORMU	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 06.09.2016
	PROSPEKTİF ÖZELİKLİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMA TAAHHÜTNAMESİ	<input type="checkbox"/>
	IKU klavuzunun ekündüğuma dair taahhütname	<input type="checkbox"/>
	SONUÇ ÖZET RAPORU	<input type="checkbox"/>
DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/> Araştırma ilk başvuru ön yazısı (07.09.2016), hasta listesi, sorumlu araştırmacı özgeçmişi, araştırmacı tarafından imzalanmış Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi, literatür.	

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Nazofarenks kanser hastaları üzerinde yapılan VMAT ve rapidarc planlarının dozimetrik parametrelerinin karşılaştırılması
-----------------------	--

KARAR BİLGİLERİ	Karar No : 2016-16/21	Tarih : 19 Eylül 2016
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler, araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak değerlendirildi. 1-Araştırmanın yapılmasının uygun olduğuna, ancak çalışmanın yapılacağı diğer merkez olan Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesinden alınacak izin belgesinin kurulumuza iletilmesinden sonra çalışmaya başlanmasına, 2-Araştırmanın başlama tarihinin bildirilmesi ve araştırma tamamlandığında özet bir sonuç raporunun hazırlanarak kurulumuza iletilmesine, 3-Araştırma protokolünde ve başvuru formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınması gerektiğinin sorumlu araştırmacılara iletilmesine oybirliği ile karar verildi.	

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI/ADI SOYADI	Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişkisi		Katılım *		İmza
			E	K	E	H	E	H	
Prof.Dr. Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E	K	E	H	E	H	
Prof.Dr. Elif BAŞAĞAN MOĞOL Başkan Yardımcısı	Anesteziyoloji	U.Ü.T.F. Anesteziyoloji ve Reanimasyon AD.	E	K	E	H	E	H	
Prof.Dr. Mehmet CANSEV Üye	Farmakoloji	U.Ü.T.F. Tıbbi Farmakoloji AD.	E	K	E	H	E	H	
Doç.Dr. Alpaslan TÜRKKAN Üye	Halk Sağlığı	U.Ü.T.F. Halk Sağlığı AD.	E	K	E	H	E	H	
Doç.Dr. Pınar VURAL Üye	Pediyatri	U.Ü.T.F. Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E	K	E	H	E	H	
Doç.Dr. Hilal ÖZKAN Üye	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E	K	E	H	E	H	İmza
Doç.Dr. Hasan ARI Üye	Kardiyoloji	Bursa Yüksek İhtisas EAH Kardiyoloji Kliniği	E	K	E	H	E	H	
Yrd.Doç.Dr. Tuna GÜLTEN Üye	Tıbbi Genetik	U.Ü.T.F. Tıbbi Genetik AD.	E	K	E	H	E	H	
Yrd.Doç.Dr. Çiğdem Mine YELMAZ Üye	Hürok	U.Ü.Hürok Fakültesi	E	K	E	H	E	H	
Yrd.Doç.Dr. Engin SAĞDİLEK Üye	Biyofizik	U.Ü.T.F. Biyofizik AD.	E	K	E	H	E	H	
Yrd.Doç.Dr. Sezer ERER Üye	Tip Tarihi ve Etik	U.Ü.T.F. Tip Tarihi ve Etik AD.	E	K	E	H	E	H	
Uz.Dr. Kağan HUYSAI Üye	Biyocimya	Bursa Yüksek İhtisas EAH Biyocimya	E	K	E	H	E	H	İmza
Ahmet GÖREN Üye	Sağlık meseleği menşubu olmayan üye	Serbest Meslek	E	K	E	H	E	H	Katılmadı

\*Toplantıda Bulunma

## 9. TEŞEKKÜR

Tezim ve öğrenciliğim sırasında bana her zaman yardımcı olan, bilgi ve deneyimini esirgemeyen başta saygıdeğer hocam Doç. Dr. Sibel Kahraman ÇETİNTAŞ' a ve yüksek lisans eğitimim boyunca her konuda yanımda olan tez danışmanım ve değerli hocam Doç. Dr. Candan Demiröz ABAKAY' a teşekkür ediyorum.

Bana bu tezi yapmam için Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisindeki cihazları kullanmama izin veren, bilgi, disiplini ve ağırbaşlılığıyla bana her zaman örnek olacak saygıdeğer hocam Prof. Dr. Durmuş ETİZ'e ve tüm bölüm çalışanlarına teşekkür ediyorum.

Bilgisi, disiplini, tecrübesi ve samimiyetiyle bana emek veren çok değerli hocam Doç. Dr. Meral Kurt'a, tüm Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve çalışanlarına teşekkür ediyorum.

Tez çalışmam ve eğitimim süresince her adımda bana destek olup yol gösteren, ilgilenen, emek veren, mesleki bilgi ve tecrübelerini sabırla aktaran, yanımda olan kıymetli hocam Sayın Uzm. Fiz. Sema GÖZCÜ TUNÇ' a teşekkür ediyorum.

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, mesleki bilgi, öneri ve yardımlarını benden esirgemeyen, destek olan, bana güvenen, sorumluluk veren Uzm. Fiz. Arda KAHRAMAN' a, Uzm. Fiz. Ali ALTAY' a ve Uzm. Fiz. Zenciye KIRAY' a çok teşekkür ediyorum.

Tezimin istatistiksel analizinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşım Volkan AVCI' ya teşekkür ediyorum. Ayrıca desteğini hissettiğim, yardımlarını esirgemeyen Uzm. Fiz. Müh. Gülümser İBİŞOĞLU'na ve yanımda olan arkadaşlarım Mustafa ÖZER, Hakkı İ. KALYONCU, Sonay GEDİK, Habibe ALTAŞ, Burcu İBİCİOĞLU' na, teşekkür ediyorum.

Bana bu bölümü sevdiren, önümdeki her engeli aşmamı sağlayan, bana abiden çok bir arkadaş olan, disiplinli ve saygılı bir çalışan olmayı öğreten, bilgi birikimini ve tecrübesini hiçbir zaman üzerimden esirgemeyen Uzm. Fiz. Hakkıcan ÖZDEN' e teşekkür ediyorum.

Son olarak beni yetiştirip bugünlere getirmek için elinden geleni yapan, hep daha iyiye ulaşmamı dileyen, aldığım tüm kararlarda arkamda olan annem Türkan ÖZDEN' e ve babam İbrahim E. ÖZDEN' e bana verdikleri emeklerinden ve gösterdikleri özveriden dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Adını yazmayı unuttuğum ve hayatımın bu aşamasına gelmemde payı olan herkese sonsuz teşekkür ederim.

## 10. ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Eskişehir’ de doğmuştur. İlk ve orta öğrenimini Ticaret Borsası İlköğretim Okulu’ nda okuduktan sonra liseyi Tayfur Bayar Lisesi’ nde tamamlamıştır. 2008 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fizik bölümü kazanmış ve 2013 yılında mezun olmuştur. 2015 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans derecesinde Tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği) Uzmanlığı okumaya hak kazanmıştır. Yüksek lisans eğitimi boyunca Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda gönüllü olarak çalışmıştır.

