



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AKCİĞER KANSERLİ HASTALARDA FARKLI TEDAVİ  
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN HEDEF HACİM VE  
KRİTİK ORGAN DOZLARI AÇISINDAN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

EMRE MUSTAFA KARADEMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Enis ÖZYAR

İSTANBUL-2014



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AKCİĞER KANSERLİ HASTALARDA FARKLI TEDAVİ  
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN HEDEF HACİM VE  
KRİTİK ORGAN DOZLARI AÇISINDAN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

EMRE MUSTAFA KARADEMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Enis ÖZYAR

İSTANBUL-2014

## **TEZ ONAYI**

Kurum :Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi :Yüksek Lisans (X) Doktora ( )

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Tez Sahibi : Emre Mustafa KARADEMİR

Tez Başlığı: Akciğer Kanseri Hastalarda Farklı Tedavi Planlama Tekniklerinin  
Hedef Hacim Ve Kritik Organ Dozları Açısından Karşılaştırılması

Sınav Yeri : Acıbadem Maslak Hastanesi

Sınav Tarihi : 25.03.2015

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

<b>Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)</b>	<b>Kurumu</b>	<b>İmza</b>
--------------------------------------	---------------	-------------

Prof. Dr. Enis Özyar	Acıbadem Üniversitesi	
----------------------	-----------------------	--

**Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)**

Doç. Dr. Banu ATALAR

Prof. Dr. Ercan KARAASLAN

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun ...../...../..... tarih ve ..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mert ÜLGEN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Emre Mustafa KARADEMİR

## **İTHAF**

Canım kardeşim Erşah Yiğit KARADEMİR ve beni her konuda destekleyen aileme ithaf ediyorum.

EMRE MUSTAFA KARADEMİR

## TEŞEKKÜR

Aldığım eğitimler süresince değerli onkoloji ve klinik bilgilerini paylaşan, tezimde bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen değerli Hocam Sayın Prof. Dr. Enis ÖZYAR'a,

Tez hazırlama süresince sağlık fiziği tecrübesini benimle paylaşan, bütün bu süreçte beni sabırla dinleyip, fikir paylaşımında bulunan Medikal fizik uzmanı değerli Hocam Sayın Görkem GÜNGÖR'e ve süreç boyunca desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen hocalarım Sayın Bülent YAPICI ve Gökhan AYDIN'a, Eğitim süresince değerli bilgilerini benimle paylaşan tüm Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı öğretim üyelerine,

Medikal Fizik eğitimine, kariyerine benimle başlayan, beraber geçirdiğimiz ve geçireceğimiz bütün zamanlarda benimle hayatı paylaşan, destek olan, güç veren dostlarım Burak BAŞLANGIÇ ve Melih ULUER'e,

Eğitim sürecinde ve tezimin son aşamasında bilgilerini paylaşan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Rian DİŐÇİ'ye,

Tezim süresince sevgi ve sabırlarını benden esirgemeyen çok değerli aileme,  
Teşekkür ederim

## İÇİNDEKİLER

<b>TEZ ONAYI .....</b>	<b>3</b>
<b>BEYAN.....</b>	<b>4</b>
<b>İTHAF .....</b>	<b>5</b>
<b>TEŞEKKÜR .....</b>	<b>6</b>
<b>İÇİNDEKİLER .....</b>	<b>7</b>
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ.....</b>	<b>10</b>
<b>SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....</b>	<b>15</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>17</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>20</b>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ .....</b>	<b>22</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>23</b>
2.1. Akciğer Kanseri.....	23
2.2. Epidemiyoloji.....	23
2.3. Semptomlar .....	24
2.4. Patolojik Sınıflandırma .....	24
2.5. Evreleme.....	25
2.6. Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanserinde Radyoterapi .....	27
2.7. Lokal ileri akciğer kanserinde radyoterapi.....	28
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>29</b>
3.1. YÖNTEM.....	29
3.1.1. Temel (Base) PLAN .....	30
3.2. IMRT PLAN TEKNİKLERİ.....	33
3.2.1. PLAN A.....	33
3.2.2. PLAN B.....	34
3.2.3. PLAN C.....	34
3.2.4. PLAN D.....	35
3.2.5. PLAN E.....	35
3.2.6. PLAN F .....	36
3.3. VMAT İÇİN PLAN TEKNİKLERİ.....	37

3.3.1. PLAN A.....	37
3.3.2. PLAN B.....	38
3.3.3. PLAN C.....	39
3.3.4. PLAN D.....	39
3.3.5. PLAN E.....	40
3.3.6. PLAN F.....	40
3.4. Kritik organ ve hedef hacim kriterleri.....	41
3.4.1. Kritik organ limit değerleri.....	41
3.4.2. Hedef Hacim Kriterleri.....	42
3.4.3. CI (Konformite indeks).....	42
3.4.4. HI (Homojenite indeks).....	42
3.5. Araç ve Gereçler.....	43
3.5.1. Doz Hacim Düzenleyici (DVO).....	43
3.5.2. Plan Geometri Optimizasyonu (PGO).....	44
3.5.2.1. Global optimizasyon modu.....	44
3.5.2.2. Lokal optimizasyon modu.....	45
3.5.3. Yenilikçi Çözünürlük Düzenleyici (PRO).....	45
3.5.3.1. Optimizasyon algoritması: PRO.....	46
3.5.3.1.1. İlk jenerasyon PRO 2.....	46
3.5.3.1.2. İkinci jenerasyon PRO3.....	47
3.5.3.1.3. Kolimatör takip özelliği.....	48
3.5.3.1.4. Ara Doz Hesabı (Intermediate doz hesabı).....	49
3.6. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA).....	50
3.6.1. AAA Hakkında.....	50
3.6.2. AAA'nın Tedavi Planlama Sisteminde Uygulanması.....	50
3.6.3. AAA'da Doz Hesaplaması.....	50
3.6.4. Yapılandırma Modülü.....	50
3.6.4.1. Birincil Foton Kaynağı.....	51
3.6.4.2. Ekstra Fokal Kaynak (İkincil Kaynak).....	51
3.6.4.3. Elektron Kontamine Kaynağı.....	51
3.6.4.4. Doz Hesaplama Modülü.....	51
3.6.4.5. Süperpozisyon.....	55



3.6.4.6. Enerjiden Doza Geçiş .....	55
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>56</b>
4.1. IMRT için PTV; $D_{min}$ , $D_{max}$ , $D_{ort}$ , CI, HI, $V_{95\%}$ , $V_{107\%}$ ve $V_{110\%}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	56
4.2. VMAT için PTV; $D_{min}$ , $D_{max}$ , $D_{ort}$ , CI, HI, $V_{95\%}$ , $V_{107\%}$ ve $V_{110\%}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	65
4.3. IMRT için Akciğer; $V_{5Gy}$ , $V_{10Gy}$ , $V_{20Gy}$ , $V_{30Gy}$ , $D_{ortalama}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	74
4.3.1. VMAT için Akciğer; $V_{5Gy}$ , $V_{10Gy}$ , $V_{20Gy}$ , $V_{30Gy}$ , $D_{ortalama}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	80
4.4. IMRT için; Kalp $V_{30Gy}$ , $V_{40Gy}$ , $V_{45Gy}$ , $V_{60Gy}$ , $D_{ortalama}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	86
4.5. VMAT için Kalp; $V_{30Gy}$ , $V_{40Gy}$ , $V_{45Gy}$ , $V_{60Gy}$ , $D_{ortalama}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	92
4.6. IMRT için Özefagus; $V_{55Gy}$ , $V_{66Gy}$ , $D_{ortalama}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	98
4.7. VMAT için Özefagus; $V_{55Gy}$ , $V_{66Gy}$ , $D_{ortalama}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: .....	102
4.8. IMRT için Spinal Cord; $D_{max}$ ve $D_{1cc}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: ..	106
4.9. VMAT için Spinal Cord; $D_{max}$ ve $D_{1cc}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları: ..	109
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>112</b>
5.1. IMRT Planlarında PTV İçin Sonuçların Değerlendirilmesi : .....	112
5.2. VMAT Planlarında PTV İçin Sonuçların Değerlendirilmesi : .....	115
5.3. IMRT Planlarında Akciğer İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	118
5.3.1. VMAT Planlarında Akciğer İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	119
5.3.2. .IMRT Planlarında Kalp İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	120
5.3.3. VMAT Planlarında Kalp İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	121
5.3.4. .IMRT Planlarında Özefagus İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	122
5.3.5. VMAT Planlarında Özefagus İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	122
5.3.6. .IMRT Planlarında Spinalcord İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	122
5.3.7. VMAT Planlarında Spinalcord İçin Sonuçların Değerlendirilmesi: .....	123
<b>6. SONUÇ .....</b>	<b>124</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>125</b>

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 1995-2010 yılları arasında tespit edilen ve ölüme sebebiyet veren vakaların dağılımı .....	24
Şekil 3.1 İdeal akı ile gerçek akı arasındaki ilişkiyi gösteren şema.....	30
Şekil 3.2 Orijinal plan ile (temel) planın doz hacim grafiği karşılaştırması .....	31
Şekil 3.3 Temel plan akış şeması .....	32
Şekil 3.4 IMRT planlarının alan seçiminin gösterimi .....	33
Şekil 3.5 Temel plan seçimi ve kolimatör takip özelliğinin gösterimi .....	34
Şekil 3.6 Ara doz hesabı özelliğinin gösterimi .....	35
Şekil 3.7 IMRT temelli farklı açılı IMRT planları için alan seçimi gösterimi .....	36
Şekil 3.8 Konformal temelli IMRT planları için alan seçimi gösterimi .....	37
Şekil 3.9 VMAT planlarında ark seçiminin gösterimi .....	38
Şekil 3.10 VMAT için temel plan kullanımının gösterimi .....	38
Şekil 3.11 VMAT için kolimatör takibi ve ara doz hesabı özelliğinin gösterimi .....	39
Şekil 3.12 IMRT temel alınan VMAT için IMRT alanlarının seçim gösterimi.....	40
Şekil 3.13 Konformal temelli VMAT planları için alan seçimi gösterimi.....	41
Şekil 3.14 PRO2 ve PRO 3 için optimizasyondaki ilerici çözünürlük şeması.....	46
Şekil 3.15 Akciğer bölgesi için doz hızı ile kontrol noktası arasındaki ilişkinin.....	49
Şekil 3.16 Tedavi Birim Bileşenleri.....	51
Şekil 3.17 X-Z düzleminde hasta koordinat sistemi ve <i>beamlet</i> koordinat sistemindeki koordinatlar .....	52
Şekil 4.1 PTV $D_{min}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	57
Şekil 4.2 PTV $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	58
Şekil 4.3 PTV $D_{ort}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	59
Şekil 4.4 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları ...	60
Şekil 4.5 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	61
Şekil 4.6 PTV $V_{95\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	62
Şekil 4.7 PTV $V_{107\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	63
Şekil 4.8 PTV $V_{110\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	64
Şekil 4.9 PTV $D_{min}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	66
Şekil 4.10 PTV $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	67

Şekil 4.11 PTV $D_{ort}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	68
Şekil 4.12 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	69
Şekil 4.13 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	70
Şekil 4.14 PTV $V_{95\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	71
Şekil 4.15 PTV $V_{107\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	72
Şekil 4.16 PTV $V_{110\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	73
Şekil 4.17 Akciğer $V_{5Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	75
Şekil 4.18 Akciğer $V_{10Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	76
Şekil 4.19 Akciğer $V_{20Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	77
Şekil 4.20 Akciğer $V_{30Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	78
Şekil 4.21 Akciğer $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen...	79
Şekil 4.22 Akciğer $V_{5Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	81
Şekil 4.23 Akciğer $V_{10Gy}$ kriterinin kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından.....	82
Şekil 4.24 Akciğer $V_{20Gy}$ kriterinin kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından.....	83
Şekil 4.25 Akciğer $V_{30Gy}$ kriterinin kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından.....	84
Şekil 4.26 Akciğer $D_{ortalama}$ kriterinin kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları.....	85
Şekil 4.27 Kalp $V_{30Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	87
Şekil 4.28 Kalp $V_{40Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	88
Şekil 4.29 Kalp $V_{45Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	89
Şekil 4.30 Kalp $V_{60Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	90
Şekil 4.31 Kalp $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	91
Şekil 4.32 Kalp $V_{30Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	93
Şekil 4.33 Kalp $V_{40Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	94
Şekil 4.34 Kalp $V_{45Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	95
Şekil 4.35 Kalp $V_{60Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	96
Şekil 4.36 Kalp $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	97
Şekil 4.37 Özefagus $V_{55Gy}$ A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları ....	99
Şekil 4.38 Özefagus $V_{66Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .	100
Şekil 4.39 Özefagus $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde.....	101
Şekil 4.40 Özefagus $V_{55Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen ..	103
Şekil 4.41 Özefagus $V_{66Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen ..	104

Şekil 4.42 Özefagus $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde .....	105
Şekil 4.43 Spinal cord $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde.....	107
Şekil 4.44 Spinal cord $D_{1cc}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.	108
Şekil 4.45 Spinal cord $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde .....	110
Şekil 4.46 Spinal cord $D_{1cc}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.	111

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1 Akciğer kanseri histolojik sınıflaması ve yaklaşık dağılımı (6) .....	25
Tablo 2.2 TNM değerlendirmesi (M Faktörü; Uzak Metastaz Değerlendirme)(7) ...	26
Tablo 3.1 Kritik organlar için limit değerleri tablosu .....	41
Tablo 3.2 Hedef hacim için incelenen değerlerin tablosu.....	42
Tablo 4.1 IMRT ve VMAT Plan Grupları .....	56
Tablo 4.2 PTV'nin $D_{min}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	57
Tablo 4.3 PTV $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	58
Tablo 4.4 PTV $D_{ort}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	59
Tablo 4.5 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	60
Tablo 4.6 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	61
Tablo 4.7 PTV $V_{95\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	62
Tablo 4.8 PTV $V_{107\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	63
Tablo 4.9 PTV $V_{110\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	64
Tablo 4.10 PTV $D_{min}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	66
Tablo 4.11 PTV $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	67
Tablo 4.12 PTV $D_{ort}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	68
Tablo 4.13 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	69
Tablo 4.14 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	70
Tablo 4.15 PTV $V_{95\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	71
Tablo 4.16 PTV $V_{107\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	72
Tablo 4.17 PTV $V_{110\%}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	73
Tablo 4.18 Akciğer $V_{5Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	75
Tablo 4.19 Akciğer $V_{10Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	76
Tablo 4.20 Akciğer $V_{20Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	77
Tablo 4.21 Akciğer $V_{30Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	78
Tablo 4.22 Akciğer $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde .....	79
Tablo 4.23 Akciğer $V_{5Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	81
Tablo 4.24 Akciğer $V_{10Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	82
Tablo 4.25 Akciğer $V_{20Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	83
Tablo 4.26 Akciğer $V_{30Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	84
Tablo 4.27 Akciğer $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde .....	85

Tablo 4.28 Kalp $V_{30Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	87
Tablo 4.29 Kalp $V_{40Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	88
Tablo 4.30 Kalp $V_{45Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	89
Tablo 4.31 Kalp $V_{60Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	90
Tablo 4.32 Kalp $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	91
Tablo 4.33 Kalp $V_{30Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	93
Tablo 4.34 Kalp $V_{40Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	94
Tablo 4.35 Kalp $V_{45Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	95
Tablo 4.36 Kalp $V_{60Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen .....	96
Tablo 4.37 Kalp $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.....	97
Tablo 4.38 Özefagus $V_{55Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen...	99
Tablo 4.39 Özefagus $V_{66Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen	100
Tablo 4.40 Özefagus $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde .....	101
Tablo 4.41 Özefagus $V_{55Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.	103
Tablo 4.42 Özefagus $V_{66Gy}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen.	104
Tablo 4.43 Özefagus $D_{ortalama}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde .....	105
Tablo 4.44 Spinal cord $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde.....	107
Tablo 4.45 Spinal cord $D_{1cc}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde.....	108
Tablo 4.46 Spinal cord $D_{max}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde.....	110
Tablo 4.47 Spinal cord $D_{1cc}$ kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde.....	111

## SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

3B: 3Boyutlu

BT: Bilgisayarlı Tomografi

RT: Radyoterapi

MV: Milyon Volt

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

VMAT: Volumetrik Ark Terapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)

MLC: Çok Yapraklı Kolimatör

RTOG: Radyoterapi Onkoloji Grubu (Radiation Therapy Oncology Group)

ICRU: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)

PTV: Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)

OAR: Risk altındaki organlar (Organ At Risk)

PBC: Pencil Beam Convolution

$V_x$ : X Gy doza maruz kalan hacim

3BKRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

10MV: 10 MV X-Işını enerjisi

CI: (Konformite indeks)

HI: (Homojenite indeks)

KHDAK: Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri

$D_{min}$ : Hacmin aldığı minimum doz

$D_{max}$ : Hacmin aldığı maksimum doz

$D_{mean}$ : Hacmin ortalama aldığı doz

$D_{1cc}$ : 1cc hacmin aldığı doz

KO: Kritik organ

HH: Hedef hacim

SSD: Kaynak yüzey mesafesi

DVH: Doz hacim grafiği



## ÖZET

Akciğer kanseri, görülme sıklığı bakımından ülkemizde ve dünyada en yüksek sıklığa sahip bir kanser türüdür. Günümüz akciğer kanseri radyoterapi tedavisinde kullanılan konvansiyonel ve konformal radyoterapi tekniklerinin yanında, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve hacimsel yoğunluk ayarlı radyoterapi (VMAT) gibi yeni tedavi teknikleri de kullanılmaktadır.

IMRT ve VMAT gibi tekniklerin diğer tekniklerden en önemli farkı, istenilen doz dağılımına ulaşabilmek için optimizasyon yapılmasıdır. Optimizasyon, hedef hacim (HH) ve kritik organ (KO) dozlarının istenilen seviyeye getirilmesi için yapılan iteratif hesaplama konseptine dayanır. Her bir iterasyon sırasında ideal doz hacim grafiği (DVH) ve ideal akı haritası yaratılır. DVH ve ideal akı istenen değerlere ulaştığında, optimizasyon tamamlanır, sistem gerçek DVH ve gerçek akıyı hesaplamak için 3 boyutlu (3B) hesaplama işlemini gerçekleştirir. 3B hesaplamaların ardından elde edilen sonuç, optimizasyon sırasında elde edilen sonuç ile karşılaştırıldığında çok ciddi bir fark göstermektedir. Optimizasyonda elde edilen ideal DVH, ideal akı ile 3B hesaplama sonunda elde edilen gerçek DVH ve gerçek akı arasındaki bu ciddi farkın temel sebebi, optimizasyon sırasında heterojenite etkisi, yaprak geçirgenliği, yaprak sızıntısı, efektif SSD gibi gerçek durum ile ilgili parametrelerin iterasyon sırasında hesaba katılmaması, diğer taraftan 3B hesaplarında ise dahil edilmesidir.

Bu bağlamda, optimizasyon kaynaklı, gerçeğe yaklaşamama problemini, ilk hesap sırasında elde edilen gerçek akıyı, temel plan olarak tanımlayıp, bu plan optimizasyonun içine yerleştirilerek ideal DVH, ideal akı ile gerçek DVH ve gerçek akı arası farkları en aza indirmektedir. Bu çalışmada 12 çeşit temel plan yöntemi IMRT ve VMAT olarak ikiye ayrılmış ve kendi içlerinde araştırılmıştır: İlk grupta karşılaştırmak için orijinal IMRT planı yaratılmıştır. Ayrıca; 5 farklı plan oluşturulmuştur; 1) Orijinal IMRT planı kendi kopyasından yaratılan IMRT planı için temel alınmıştır. 2) Orijinal IMRT 'de DVO3 özelliği olan intermediate doz hesabı yapıldı. 3) Orijinal IMRT planı, farklı IMRT açılı plan ile temel alınmıştır. 4) Konformal plan orijinal IMRT planı ile temel alınmıştır. 5) Orijinal IMRT, eş ağırlıklar kullanılarak temel IMRT planı ile toplandı. İkinci grupta ise karşılaştırmak için orijinal VMAT planı yaratıldı. Ayrıca 5 farklı plan oluşturulmuştur; 1) Orijinal

VMAT, kendi kopyasından yaratılan VMAT planı için temel alınmıştır. 2) Orijinal VMAT planı, PRO3 özelliği olan intermediate doz hesabı yapıldı. 3) Orijinal VMAT planı, IMRT planı ile temel alınmıştır. 4) Konformal plan orijinal IMRT planı ile temel alınmıştır. 5) Orijinal VMAT planı, eş ağırlıklar kullanılarak temel VMAT planı ile toplanmıştır.

Bu çalışmada tasarlanan temel planlar için 15 küçük hücreli dışı akciğer kanseri hastası (KHDAK) kullanılmış ve PTV için  $D_{min}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{mean}$ ,  $V_{110\%}$ ,  $V_{107\%}$ ,  $V_{95\%}$ , CI, HI, orijinal planlar ve farklı temel alınan 5 plan için elde edilen değerler ile karşılaştırılmıştır. KO olarak akciğeri için  $V_{5Gy}$ ,  $V_{10Gy}$ ,  $V_{20Gy}$ ,  $V_{30Gy}$ ,  $D_{mean}$ ; Spinal kord için  $D_{max}$ ,  $D_{1cc}$ ; Kalp için,  $V_{30Gy}$ ,  $V_{40Gy}$ ,  $V_{45Gy}$ ,  $V_{60Gy}$ ,  $D_{mean}$ ; Özefagus için  $V_{55Gy}$ ,  $V_{66Gy}$ ,  $D_{mean}$  değerleri incelenmiştir.

IMRT grubu için, orijinal IMRT planına aynı IMRT planı temel alınarak yapılan planlar, PTV kriterleri açısından en üstün sonucu vermiş ve diğer planlara göre bakılan bütün kriterlerde anlamlı farklılık oluşturmuştur. (Tüm kriterler için  $p < 0.001$ ). Akciğer için incelenen değerler temel alınan IMRT planında daha üstün çıkmış, orijinal IMRT planına göre  $V_{5Gy}$  ve  $V_{10Gy}$  değerlerinde anlamlı fark göstermiştir. (Sırasıyla  $p = 0.027$ ,  $p = 0.014$ ). Özefagus için bakılan  $V_{55Gy}$ ,  $V_{66Gy}$ ,  $D_{mean}$  kriterlerinde anlamlı fark sağlamıştır ( $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ) Kalp için anlamlı fark sadece  $V_{60Gy}$  ve  $D_{mean}$  kriterleri için çıkmıştır. (Sırasıyla  $p = 0.037$ ,  $p = 0.032$ ). Spinal kordda incelenen  $D_{max}$ ,  $D_{1cc}$  kriterlerinde de anlamlı fark çıkmıştır. (Sırasıyla  $p = 0.019$ ,  $p = 0.014$ )

VMAT grubu için, orijinal VMAT planına aynı VMAT planı temel alınarak yapılan planlar ile intermediate VMAT ile yapılan temel plan en üstün olarak ortaya çıkmıştır. Bu temel planlar PTV kriterleri açısından daha üstün sonucu vermiş ve diğer planlara göre bakılan bütün kriterlerde anlamlı farklılık oluşturmuştur. (Tüm kriterler için  $p < 0.001$ ). Akciğer için incelenen değerlerde konformal temeli VMAT planı daha üstün çıkmış, orijinal VMAT planına göre  $V_{5Gy}$  ve  $V_{10Gy}$  değerlerinde anlamlı fark göstermiştir. (Sırasıyla  $p = 0.011$ ,  $p = 0.037$ ). Özefagus için temel VMAT planı, orijinal VMAT planından daha üstün çıkmış, bakılan  $V_{55Gy}$ ,  $V_{66Gy}$ ,  $D_{mean}$  kriterlerinde anlamlı fark sağlamıştır ( $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ) Kalp için intermediate VMAT temel planı, orijinal VMAT planına göre daha üstün çıkmış ve anlamlı fark sadece  $V_{30Gy}$  ve  $V_{40Gy}$  kriterleri için çıkmıştır. (Sırasıyla  $p = 0.010$ ,  $p$

=0.044). Spinal kordda sadece  $D_{1cc}$  kriterinde VMAT temel planı orijinal VMAT planından daha üstün çıkmış ve anlamlı fark bulunmuştur. ( $p=0.032$ )

Elde edilen bulgular ışığında hangi tür optimizasyon ile başlanırsa başlansın, temel planlama tekniği gerçek akıyı istenen düzeye getirme konusunda başarılıdır ve bunu optimizasyon sırasında gerçekleştirdiği için alternatifi yoktur. Her teknik çok başarılı olmasına rağmen, optimizasyon yapıldığında IMRT temelli IMRT planı aralarındaki en iyi yöntem olarak diğerlerinden üstün olduğu gözlenmiştir ve optimizasyonlarda kullanılmalıdır. VMAT açısından incelediğimizde ise konformal temelli VMAT veya intermediate VMAT planları diğerlerinden üstün çıkmıştır ve kullanılmalıdır. Sonuç olarak temel planlama tekniklerinin hepsi KHDAK hastalarında orijinal konformal, orijinal IMRT veya VMAT planlarına göre HH ve KO dozları bakımından üstünlük sağlamıştır.

**Anahtar Kelimeler: Temel Plan tekniği, Yoğunluk ayarlı radyoterapi, Küçük hücreli dışı akciğer kanseri**

## ABSTRACT

Non small cell lung cancer (NSCLC) is the most common cancer in man both worldwide and at our country. Beside conventional 3 dimensional (3D) conformal radiotherapy techniques, new treatment techniques such as intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric-modulated arch therapy (VMAT) started to use in treatment of NSCLC.

Major difference of these new techniques is to use optimization in order to reach desired dose distribution. Optimization mainly depends on the iteration concept in order to have optimal dose distribution both at target volumes (TV) and critical organs at risk (OAR). After each iteration process, an ideal dose volume histogram (IDVH) and ideal fluence map (IFM) was obtained. After reaching the DVH and FM objective values, optimization process was terminated and the treatment planning system start to calculate the actual DVH (ADVH) and actual fluence map (AFM) by 3D calculation. If IDVH and ADVH compared, a major difference can be easily observed. Main reason for this difference is optimization does not to include various parameters like heterogeneity effect, leaf leakage, leaf transmission and effective SSD in the iteration process, while these parameters are included to the by 3D calculation. We tried to solve this problem by using the AFM as a “base plan” for a second optimization. In this study, we selected 15 locally advanced non small lung cancer patients and generated optimal IMRT and VMAT plans. After obtaining these plans, we generated 5 different plans for each method and compared them with each other. These plans were obtained by following methods: 1) Original IMRT plan is used as a base plan for a second optimization and reach a new IMRT plan.(A-IMRT), 2) “Intermediate dose” calculation mode of the treatment planning is used for a new plan.(B-IMRT), 3) A modified IMRT plan by using alternative gantry angles is generated and used as a “base plan” and a second optimization is generated to reach a final plan.(C-IMRT) 4) A 3 Dimensional conformal plan is generated and used as a “base plan” and make a second optimization by using IMRT and reach a final plan.(D-IMRT) 5) Original IMRT plan is summed with plan A with equal weighting. (E-IMRT) All above mentioned plans were generated also for VMAT plans and reached A-VMAT, B-VMAT, C-VMAT, D-VMAT and E-VMAT plans. Only in C-VMAT plan original IMRT plan is used as a “base plan”. All plans are

evaluated and compared with each other in terms of PTV evaluation parameters ( $D_{\min}$ ,  $D_{\max}$ ,  $D_{\text{mean}}$ ,  $V_{110\%}$ ,  $V_{107\%}$ ,  $V_{95\%}$ , CI, HI values) and for critical organ doses ( $V_{5\text{Gy}}$ ,  $V_{10\text{Gy}}$ ,  $V_{20\text{Gy}}$ ,  $V_{30\text{Gy}}$ ,  $D_{\text{mean}}$  for lung;  $D_{\max}$ ,  $D_{1\text{cc}}$  for spinal cord;  $V_{30\text{Gy}}$ ,  $V_{40\text{Gy}}$ ,  $V_{45\text{Gy}}$ ,  $V_{60\text{Gy}}$ ,  $D_{\text{mean}}$  for heart; and  $V_{55\text{Gy}}$ ,  $V_{66\text{Gy}}$ ,  $D_{\text{mean}}$  values for esophagus..

Our results demonstrated that A-IMRT and B-VMAT plans are superior in terms of all PTV evaluation criterias within for both IMRT and VMAT groups. ( $p < 0.001$ ). In terms of critical organ doses; A-IMRT plan have better  $V_{5\text{Gy}}$  and  $V_{10\text{Gy}}$  ( $p = 0.027$ ,  $p = 0.014$ ) for lung, have better  $V_{55\text{Gy}}$ ,  $V_{66\text{Gy}}$ ,  $D_{\text{mean}}$  criteria for esophagus, ( $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ),  $V_{60\text{Gy}}$  and  $D_{\text{mean}}$  criteria for heart, ( $p = 0.037$ ,  $p = 0.032$ ) and,  $D_{\max}$  and  $D_{1\text{cc}}$  criteria for spinal cord ( $p = 0.019$ ,  $p = 0.014$ ) doses compared to the original IMRT plan values. In terms of critical organ doses; D-VMAT plan have better  $V_{5\text{Gy}}$  and  $V_{10\text{Gy}}$  ( $p = 0.011$ ,  $p = 0.037$ ) for lung, compared to the original VMAT plan. A-VMAT plan values have better  $V_{55\text{Gy}}$ ,  $V_{66\text{Gy}}$ ,  $D_{\text{mean}}$  criteria for esophagus, ( $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ,  $p = 0.001$ ). B-VMAT plan values have better  $V_{30\text{Gy}}$  and  $V_{40\text{Gy}}$  criteria for heart ( $p = 0.01$ ,  $p = 0.044$ ) compared to the original VMAT plan. A-VMAT plan values have better  $D_{1\text{cc}}$  criteria for spinal cord ( $p = 0.032$ ) doses compared to the original IMRT plan values. Briefly, the basis of this new planning method is to use the first optimization dose map as a “base plan” and make a second optimization to reach a better final dose distribution. Our results have indicated that all investigated plans have better PTV and organ at risk parameters compared to the original plans. Best results were obtained for A-IMRT and for B-VMAT for both PTV and critical organ criterias. D-VMAT have the best results in terms of lung critical organ criterias.

**Keywords: Base Plan, Intensity modulated radiotherapy, NSCLC**

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Optimizasyon algoritmalarının gelişimiyle birlikte Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi yerini IMRT ve VMAT gibi HH ve KO için istenen doz dağılımını optimizasyon yaparak sağlayabilen tedavi planlama tekniklerine bırakmıştır. Bu teknikler konformal tekniklere üstünlük sağlarken birçok farklı parametreyi de ( heterojenite etkisi, efektif SSD, MLC sızıntısı, MLC geçirgenliği gibi ) optimizasyon sonrası doz hesabında ihmal etmektedir. Bu sebeple optimizasyon sırasında gözlenen DVH ile doz hesabı sonrası elde edilen DVH arasında belirgin farklılıklar görülmektedir.

Bu çalışmada KHDAK hastalarda “Temel Plan” tekniği ile birlikte optimizasyon sırasında ki ile doz hesabı sonrası elde edilen iki DVH arasındaki farkı aza indirmek amaçlanmaktadır. 3B Konformal RT, IMRT ve VMAT planları temel plan olarak kullanılarak IMRT ve VMAT planları tekrar optimize edilmiştir. HH ve KO dozları ilk olarak elde edilen orijinal IMRT ve orijinal VMAT planlarına göre istatistiksel olarak incelenmiştir.

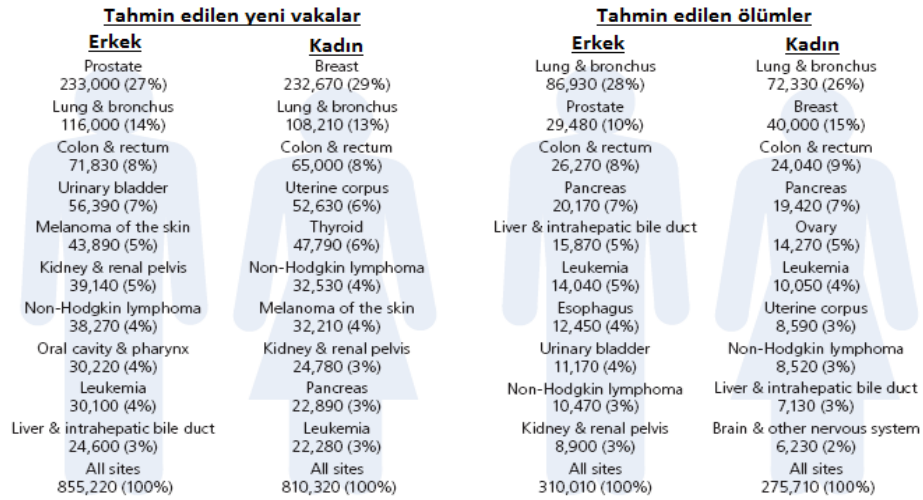
## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Akciğer Kanseri**

Akciğer kanseri 20. yy. başlangıcında nadir görülen bir hastalık iken daha sonraları sıklığı belirgin olarak artmış ve ölüme sebebiyet verme oranı diğer kanserlerin önüne geçmiştir (1). Ülkemizdeki tüm kanser ölümlerinin üçte birini oluşturan akciğer kanseri, erkeklerde en sık görülen kanser tipidir. İnsidansı ve mortalitesi sigara kullanma yaygınlığı ile paralellik göstermektedir. İnsidans hızı 70’li yaşlardan sonra artış göstermekle beraber erkeklerde akciğer kanserine yakalanma oranı kadınlara göre daha yüksektir. Buna karşılık son yıllarda erkeklerde insidans azalırken kadınlarda arttığı gözlenmiştir. Skuamöz hücreli kanser en sık rastlanan histolojik tiptir. Kadınlarda ve sigara içmeyenlerde adeno kanser daha fazla görülmektedir. Yeni tanı alan akciğer kanseri hastalarının ortalama olarak %15 i tanı sonrası beş yıl ve daha fazla yaşayabilmektedir (2).

### **2.2. Epidemiyoloji**

Akciğer kanseri tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de en sık görülen ve mortalitesi yüksek olan bir kanser türüdür. 2014 yılında Amerikan Kanser Topluluğunun yayınladığı araştırmaya göre 1995 ile 2010 yılı arasında 1.665.540 yeni vaka tespit edilmiş ve bunların 585.720’i ölüme sebebiyet vermiştir (3). Bu verilere göre erkekler arasında en yaygın görülen üç kanser türü prostat kanseri, akciğer kanseri ve kolon kanseridir. Kadınlarda ise meme kanseri, akciğer kanseri ve kolon kanseri ilk üç sırayı oluşturmaktadır. Belirtilen süre zarfında kayıtlara geçen kanser ölümleri ; erkeklerde %28 akciğer kanseri , %9.5 prostat kanseri , %8.5 kolon kanseri ; kadınlarda %14.5 meme kanseri , %26 akciğer kanseri , %8.7 kolon kanseri nedeniyledir. Ülkemizde Sağlık Bakanlığının pasif kanser verileri incelendiğinde batı bölgelerimizdeki akciğer kanseri insidansının doğu bölgelerimize göre yüksek olduğu görülmüştür (4). Yine bakanlığın 1999 yılında yaptığı araştırmada akciğer kanseri %29 ile ilk sırada, kadınlarda %4 ile altıncı sıradadır (5).



**Şekil 2.1 1995-2010 yılları arasında tespit edilen ve ölüme sebebiyet veren vakaların dağılımı**

### 2.3. Semptomlar

Akciğer tümörleri, lokalizasyonuna, büyüklüğüne ve yayılımına göre değişen belirtilere sahiptir. Anamnezde çoğu kez sigara içiciliği görülmekle beraber öksürük, ses kısıklığı, kilo kaybı, göğüs duvarında ağrı belli başlı belirtileri oluşturmaktadır. Akciğer apeks tümörleri göğüs duvarında lokal yayılma ile sekizinci servikal ve birinci torasik sinirlere baskı yaparak omuz ağrılarını neden olurlar. Santral yerleşimli tümörlerde ise öksürük en sık görülen bulgu olmakla beraber kronik akciğer hastalığı olan kişilerde öksürük karakterinin değişmesi çoğu kez ipucu olabilir. Bunlara ek olarak ses kısıklığı ve disfaji intratorasik yayılıma bağlı olarak gözlenebilmektedir.

### 2.4. Patolojik Sınıflandırma

Başlıca dört histolojik tipte akciğer kanseri bulunmaktadır. Skuamöz hücreli, adenokanser, büyük hücreli indifferansiye ve KHAK ( Küçük hücreli akciğer kanseri) olarak sınıflandırılmaktadır. Tedavi kararı alınırken çoğu zaman ilk üç tip aynı gruba sokularak KHDAK (Küçük hücreli dışı akciğer kanseri) olarak sınıflandırılmaktadır. Bu şekilde KHAK diğer gruptan ayrılır.



<b>A. Küçük hücreli olmayan akciğer kanseri (KHDAK) (%70-75)</b>			
1.	Skvamöz hücreli kanser		(%25-30)
2.	Adenokanser ( Bronkoalveoler kanser dahil )		(%30-35)
3.	Büyük hücreli kanser		(%10-15)
<b>B. Küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) (%20-25)</b>			
<b>C.</b>	Kombine tipler		(%5-10)
Mikst	skvamöz hücreli adenokanser		
Mikst skuamöz hücreli ve KHAK			

**Tablo 2.1 Akciğer kanseri histolojik sınıflaması ve yaklaşık dağılımı (6)**

## 2.5. Evreleme

Analitik, tedavi edici ve prognostik amaçlarla tümörün yaygınlığının ölçülmesi, tümör evrelemesi olarak adlandırılmaktadır. Akciğer kanserinin evrelendirilmesinde kullanılan TNM evrelendirme sistemi tanı sırasında hastalığın evresini gösteren bir rehber olarak hastalığın anatomik yaygınlığını göstermekle beraber primer akciğer kanseri olan tüm hastalara uygulanabilmektedir. TNM evreleme sistemi primer tümörün özelliklerini derecelendirir (T), bölgesel lenf nodu (N) tutulumunun ve metastazın (M) varlığı veya yokluğunu gösterir (Tablo 3). TNM derecelendirmesi sonucu evre I ila IV arasında genel bir hastalık evresi tespit edilmiş olur (Tablo 4).

Tx	Primer tümörün belirlenememesi veya balgam yada bronş lavajında malign hücrelerin saptanmasına karşın bronkoskopi ya da görüntüleme yöntemleri ile tümörün gösterilememesi
T0	Primer tümör belirtisi yok
Tis	Karsinoma insitu
T1	En geniş çapı $\leq 3$ cm, akciğer ve visseral plevra ile çevrili, bronkoskopik olarak lob bronşundan daha proksimale invazyon göstermeyen tümör
T2	Tümörün en geniş çapı $> 3$ cm veya ana bronşa invaze fakat ana karenaya uzaklığı $\geq 2$ cm veya visseral plevra invazyonu var veya hiler bölgeye uzanan ancak tüm akciğeri kapsamayan atelektazi veya obstrüktif pnömoni var ise
T3	Tümörün herhangi bir büyüklükte olup göğüs duvarı (superior sulkus tümörleri dahil), diyafragma, mediastinal plevra, pariyetal perikard gibi yapılardan birine direkt invazyon göstermesi veya karinaya 2 cm'den daha yakın olup karinayı tutmayan ana bronştaki tümör veya bütün bir akciğeri kapsayacak atelektazi veya obstrüktif pnömoni ile birlikte olan tümör
T4	Tümörün herhangi bir büyüklükte olup mediasten, kalp, büyükdamarlar, trakea, özafagus, vertebral kolon, karina gibi yapılardan birini invaze etmesi veya malign plevral ya da perikardial efüzyon ile birlikte olan tümör ya da tümörle aynı lob içinde olan satellit nodül ya da nodüller
	<b>BÖLGESEL LENF BEZLERİ (N)</b>
Nx	Bölgesel lenf bezlerinin değerlendirilememesi
N0	Bölgesel lenf bezi metastazı yok
N1	Aynı taraf peribronşiyal ve/veya aynı taraf hiler lenf bezlerine metastaz ve primer tümörün direkt yayılması ile intrapulmoner bezlerin tutulması
N2	Aynı taraf mediastinal ve/veya subkarinal lenf bezlerine metastaz
N3	Karşı taraf mediastinal ve/veya hiler, aynı veya karşı taraf supraklaviküler veya skalen lenf bezlerine metastaz
	<b>UZAK METASTAZ (M)</b>
	Mx Uzak metastaz varlığının değerlendirilememesi
M0	Uzak metastaz yok
M1	Uzak metastaz var*

**Tablo 2.2 TNM değerlendirmesi (M Faktörü; Uzak Metastaz Değerlendirme)(7)**

<b>Okült karsinoma</b>	Tx	N0	M0
<b>Evre 0</b>	Tis	N0	M0
<b>Evre IA</b>	T1a,b	N0	M0
<b>Evre IB</b>	T2a	N0	M0
<b>Evre IIA</b>	T2b	N0	M0
	T1a,b	N1	M0
	T2a	N1	M0
<b>Evre IIB</b>	T2b	N1	M0
	T3	N0	M0
<b>Evre IIIA</b>	T1a,b T2a,b	N2	M0
	T3	N1 , N2	M0
	T4	N0 , N1	M0
<b>Evre IIIB</b>	T4	N2	M0
	Herhangi bir T	N3	M0
<b>Evre IV</b>	Herhangi bir T	Herhangi bir N	M1

**Tablo 2.3 Evre gruplandırılması (7)**

## **2.6. Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri Radyoterapi**

Küçük hücreli dışı akciğer kanserlerinin (KHDAK) %30-%40'ı lokal ileri hastalıkla başvururlar. Erken evrede tedavi cerrahi, tıbbi nedenlerle cerrahi uygun olmayan hastalarda ise stereotaktik radyoterapi en uygun tedavi yöntemidir. Erken evre akciğer kanseri neden ile cerrahi uygulanan hastalarda patolojik faktörlere göre bazı hastalarda kemoterapi radyoterapi ve eşzamanlı kemoradyoterapi uygulanmaktadır. Evre IIIA hastalık cerrahinin tartışmalı olarak kullanıldığı bir ara evredir. Cerrahi, veya genellikle konkomitan kemoradyoterapi sonrası cerrahi uygulanmaktadır. Evre IIIB hastalarda ise tedavi genellikle konkomitan kemoradyoterapi veya kemoterapi sonrası radyoterapi uygulanmasıdır. Hedeflenmiş tedaviler ve RT kombinasyonları son yıllarda gündemde olan diğer bir konudur.

## 2.7. Lokal ileri akciğer kanserinde radyoterapi

Geçmişte preoperatif, postoperatif ya da definitif RT uygulamalarında en çekinilen nokta tedaviye bağlı mortalite oranlarının yüksek oluşuydu. Artık hem teknik açıdan cihazların çok gelişmiş olması hem de RT alanlarındaki değişiklikler bu oranları düşürmektedir. Bu konuda ortaya konulan en temel konulardan biri V20 olarak tanımlanan ve 20 Gy ya da daha fazla radyasyon alan akciğer hacmidir. V20 değerinin önemi SWOG0023 çalışmasıyla anlaşılmıştır. Bu çalışmada definitif tedavi sonrası hastalar gefitinib ve plasebo kollarına randomize edilmiş ve beklenenin aksine sağkalım farkı gösterilememiştir. RT dozlarına bağlı değerlendirme yapıldığında ise V20 değeri %35'in altında ve üstünde olmasına göre sağkalım farkı olduğu gösterilmiştir (8). Çalışmalar sonucunda V20 değeri tek başına RT yapılan hastalarda %40'a kadar izin verilebilse de özellikle KRT yapılan hastalarda bu değer %35 üzerine çıkmamasına dikkat edilmesi önerilmektedir (9). Benzer değerler diğer kritik organlar için de söz konusudur.

RT'nin yüksek dozlarda kullanılmasına olanak sağlayan bir diğer nokta da elektif nodal RT (ENRT) yerine tutulu nodal alan RT (IFRT) alanlarının kullanılmasının benzer lokorejyonel kontrol oranları olduğunun gösterilmiş olmasıdır. Bu bilgiler RT alanının küçülmesine ve dolayısıyla daha yüksek dozların uygulanmasına olanak sağlamaktadır.

Radyoterapi 3 boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi ve her iki tekniği birlikte kullanan hibrid yöntemler olarak 3 ana bölümde toplanabilir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. YÖNTEM

Bu çalışmada, 2009-2013 yılları arasında Acıbadem Maslak Hastanesinde tedavi edilmiş toplam 15 lokal ileri akciğer kanserli hastanın tedavi planlamaları seçilmiştir. Bu hastaların mevcut hedef ve kritik organ hacimleri esas alınarak aşağıda açıklanan tedavi yöntemleri kullanılarak tedavi planlamasında yeni bir optimizasyon yöntemi kullanılmıştır. Bu planların değerlendirilmesinde NCCN ve TG0617 kritik organ doz limit değerleri esas alınmış ve klasik 3 Boyutlu (3B) konformal, Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve Yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT) tedavi teknikleri kullanılarak yeni bir optimizasyon yöntemi uygulanmıştır. Çalışmada IMRT ve VMAT teknikleri iki farklı gruba oluşturmaktadır. Tüm planlamalarda normalizasyon değeri %95'lik hacim dozunun %100'ünü alacak şekilde belirlemiştir. Her iki grupta benzer benzer optimizasyon yöntemleri kullanılmıştır. Bu optimizasyon yöntemleri şu şekilde sınıflandırılmıştır:

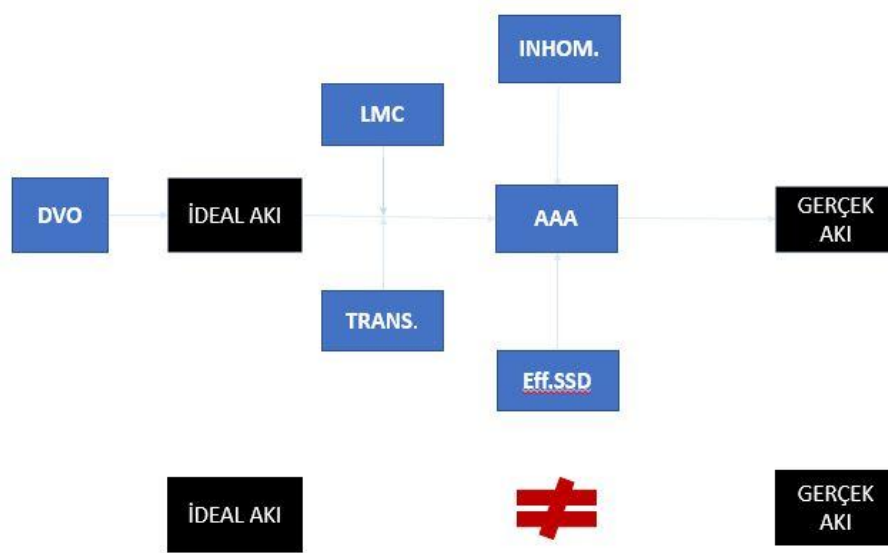
1. Plan A: Tek optimizasyon yapılarak oluşturulan, tüm HH ve KO kriterleri tutan ana plandır.
2. Plan B: Özet olarak Plan A nin fraksiyon dozunun %50 sini temel alarak 2. bir optimizasyon ile Plan A daki sıcak ve soğuk doz bölgelerinin azaltılması hedeflenip yeni bir plan elde edilmektedir. Öncelikle Plan A kopyalanır, Plan A ve kopyasının fraksiyon dozunun %50'si olarak seçilir, kopyalanan planda ikinci bir optimizasyon kullanılarak Plan B oluşturulur. Plan B nin fraksiyon dozu reçete edilen doz olarak belirlenir
3. Plan C: Tek optimizasyon yapılarak oluşturulan ancak planlama sisteminde bulunan "Intermediate doz hesabı" modülünün kullanıldığı plandır. Bu modülün kullanılmasının amacı Plan B de olduğu gibi maksimum dozu azaltarak planın daha homojen olmasını sağlamaktır
4. Plan D: Plan A ve Plan B'nin %50'ser katkısı ile elde edilen bulunan toplam plandır. Bu planda yeni bir optimizasyon yapılmamaktadır.
5. Plan E: IMRT için, Plan A nın fraksiyon dozunun %50 sini temel alarak gantry açılarını  $10^0$ - $15^0$  değiştirip 2. bir optimizasyonla elde edilen yeni

planın %50 sinin Plan A'nın fraksiyon dozunun % 50 ile toplanmasıyla elde edilen plandır. VMAT için ise Plan A'nın fraksiyon dozunun %50'sini temel alan VMAT optimizasyonudur.

6. Plan F: 3 Boyutlu konformal plan yapıp fraksiyon dozunun %50'si temel alınarak optimizasyonla yeni plan oluşturulmuştur.

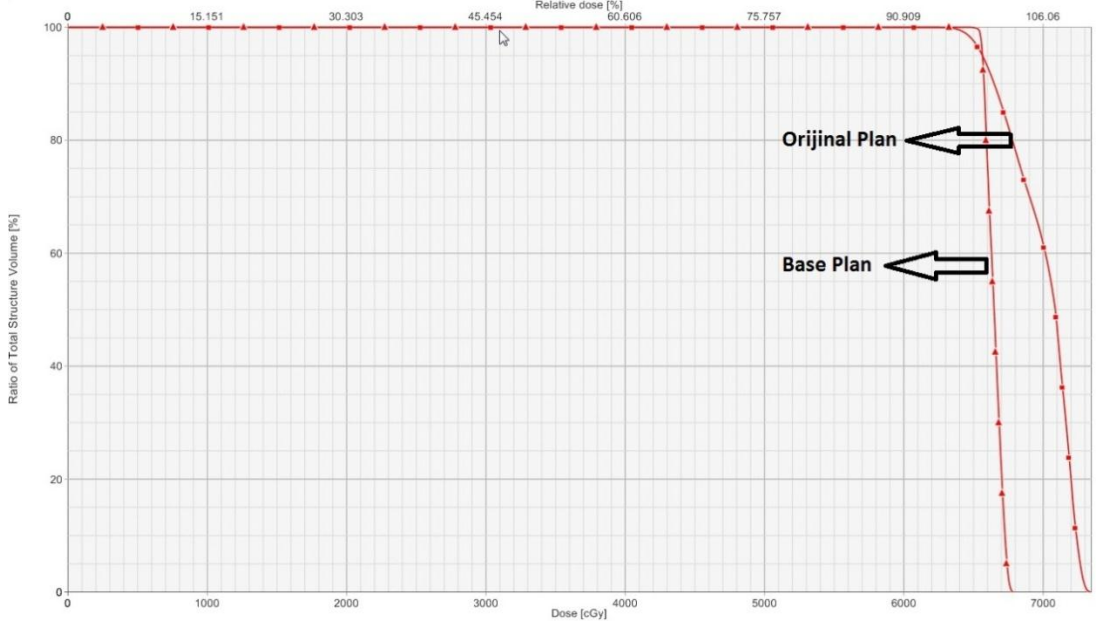
### 3.1.1. Temel (Base) PLAN

Yöntemin temelini oluşturan özellik optimizasyon sırasında yaratılan ideal akı ile heterojeniteyi hesaba katarak 3B doz hesabı yapan algoritmaların (AAA gibi) bulunduğu gerçek akı arasındaki doz farkları en aza indirilerek kritik organ (KO) ve hedef hacim (HH) kriterleri açısından kazanç elde edilmesidir. (şekil 3.1)



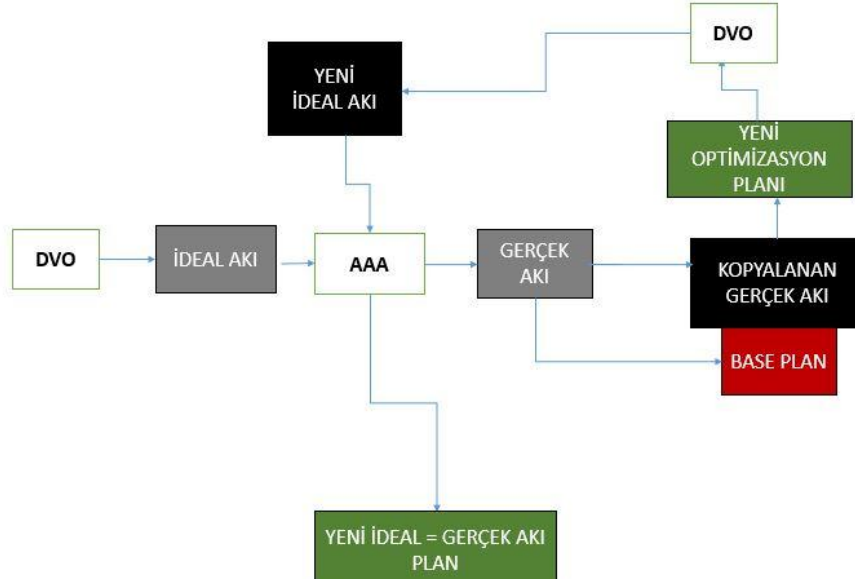
#### Şekil 3.1 İdeal akı ile gerçek akı arasındaki ilişkiyi gösteren şema

Bir optimizasyon sırasında, planlamacı, KO dozlarını ve HH sarımını sağladığı takdirde optimizasyonu bitirir veya optimizasyon bu parametreler sağlandığı anda kendini durdurur. Ancak bu değerler yukarıda belirtildiği gibi ideal akı ile elde edildiği için, AAA doz hesabına geçildiğinde farklı bir sonuç ortaya çıkar. Optimizasyon sırasında tutturulan KO ve HH değerleri, gerçek akı hesabı yapıldıktan sonra istenilen değerlere ulaşamamış olarak sonuçlanabilir.



**Şekil 3.2 Orijinal plan ile (temel) planın doz hacim grafiği karşılaştırması**

İdeal optimizasyonun iyileştirilmesi prensibine dayanan bu yöntemde ideal akı, “temel plan” dediğimiz yöntem ile gerçek akıya benzetilerek yeniden optimize edilir. (şekil 3.2) IMRT yapılıyorsa optimizasyon için kullanılan DVO’dan, VMAT yapılıyorsa optimizasyon için kullanılan PRO3 algoritmasından optimizasyon sonunda alanlara verilecek akı haritası bulunur. Yalnız bulunan bu akı haritası, her türlü gerçek kusurdan uzak ideal bir akıdır. Daha sonra AAA gibi 3B doz hesaplama algoritmaları optimizasyondan elde edilen ideal akıyı kullanarak BT üzerinde gerekli hesaplamalar yapılır. Hesap sonunda ortaya gerçek akı çıkarılır. Gerçek akı her zaman ideal akıdan farklı ve daha kötüdür. Çünkü gerçek akı hesabında devreye efektif SSD, ÇYK geçirgenliği, inhomojenite ve gibi gerçek parametreler girmektedir. Temel plan yönteminde sisteme optimizasyon yaptırılır. Fakat bu kez optimizasyona sıfırdan ideal akı buldurulması yerine ilk optimizasyon sırasında bulunan eski gerçek akı kullanılarak “yeni düzeltilmiş ideal bir akı” optimize edilir ve bulunur. Bu “yeni ideal akı”, AAA doz hesabına sokularak “yeni gerçek akı” bulunur. “Yeni ideal akı” eski gerçek akıyı barındırdığından dolayı optimizasyon gerçeğe daha yakın “ideal akı” bulur. Bundan dolayı hesaplanan “yeni gerçek akı” ile “yeni ideal akı” arasında fark olmaz. Bu da KO ve HH değerlerini düzelterek ilk sonuçlara nazaran çok daha üstün planlar yapılmasına olanak sağlar.



**Şekil 3.3 Temel plan akış şeması**

Temel plan yapılırken her türlü tedavi tekniği kullanılabilir. Konformal, IMRT, VMAT teknikleri birbirlerinin ve kendilerinin temel planları olabilirler. Bu çalışmada 12 değişik Temel plan yöntemi araştırılmış ve geliştirilmiştir:

- 1) Karşılaştırmak için orijinal IMRT planı yaratılması (Plan A)
- 2) Orijinal IMRT planının kendi kopyasından yaratılan IMRT planına temel alınması (Plan B)
- 3) Orijinal IMRT planı için PRO3 özelliği olan ara doz hesabı yapılması (Plan C)
- 4) Orijinal IMRT planının eş ağırlıklar kullanılarak Temel IMRT planı ile toplanması (Plan D)
- 5) Orijinal IMRT planının farklı açılı IMRT planı için temel alınması (Plan E)
- 6) Orijinal IMRT planına konformal planın temel alınması (Plan F)
- 7) Karşılaştırmak için orijinal VMAT planı yaratılması (Plan A)
- 8) Orijinal VMAT planının kendi kopyasından yaratılan VMAT planına temel alınması (Plan B)
- 9) Orijinal VMAT planı için PRO3 özelliği olan ara doz hesabı yapılması (Plan C)



- 10) Orijinal VMAT planının eş ağırlıklar kullanılarak temel VMAT planı ile toplanması (Plan D)
- 11) VMAT planına, Orijinal IMRT planının temel alınması (Plan E)
- 12) Orijinal VMAT planına konformal planın temel alınması (Plan F)

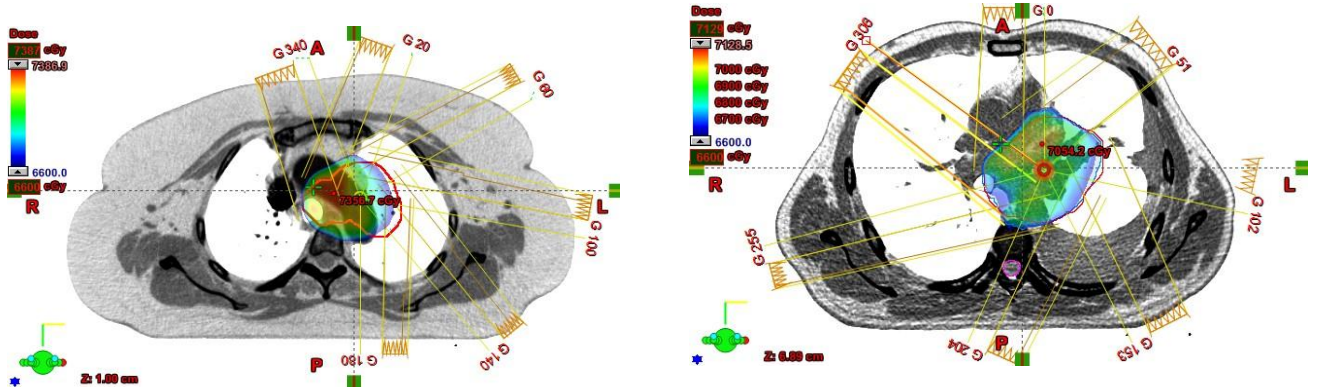
Bütün bu yöntemler karşılaştırılırken aşağıdaki KO ve HH limit değerlerine bakılarak istatistiksel anlamlılık farkı testleri yapıldı.

## 3.2. IMRT PLAN TEKNİKLERİ

### 3.2.1. PLAN A

Oluşturulan planlarda 10 MV foton enerjisi tercih edilmiştir. ÇYK yapısı olarak tüm planlarda HD-ÇYK kullanılmıştır. 5-8 alan sayısı olacak şekilde planlar oluşturulmuştur. Alan seçiminde karşılıklı alanlar ve masa rotasyonu tercih edilmemiştir.

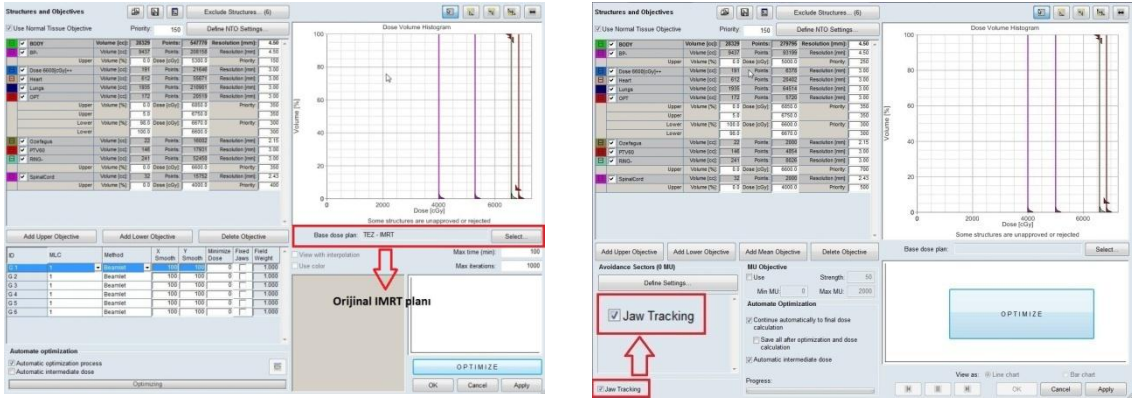
Karşı akciğeri korumaya dikkat edilmiş, mümkün olan durumlarda karşı akciğeri görececek olan alanların kullanımından kaçınılmıştır. Optimizasyon sırasında kolimatör takip sistemi bütün IMRT planlarında uygulanmıştır. Tüm bu parametreler belirlendikten sonra optimizasyon tamamlanıp plan hesaplatılmıştır.



Şekil 3.4 IMRT planlarının alan seçiminin gösterimi

### 3.2.2. PLAN B

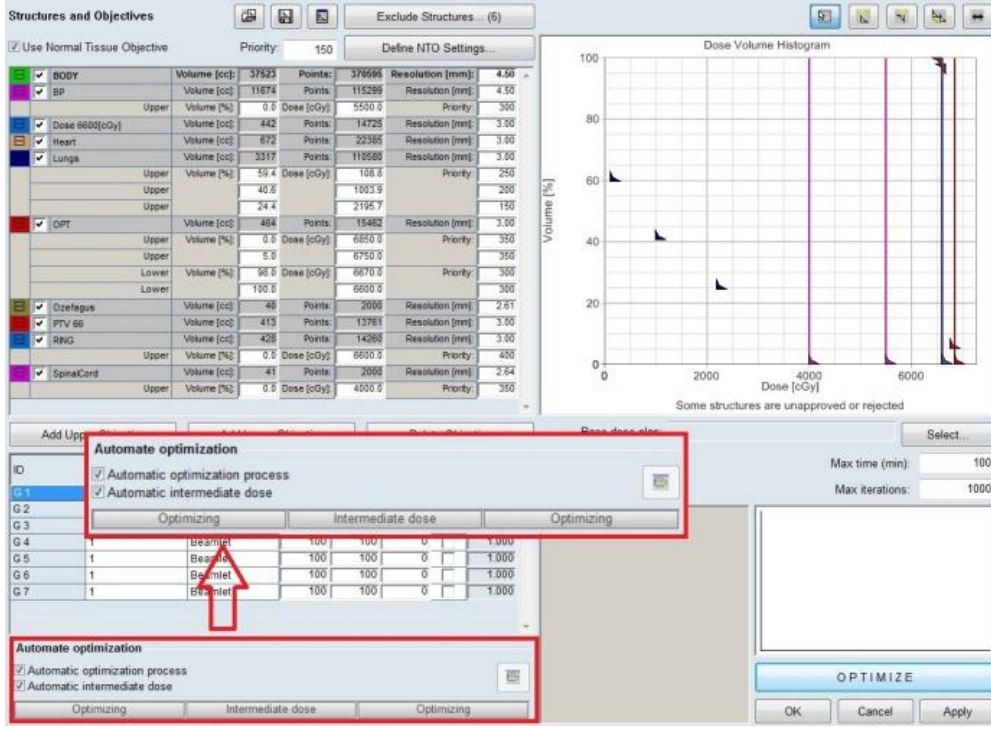
Başlangıç olarak planla ilgili bütün parametreler orijinal IMRT planı ile benzer şekilde tercih edilmiştir. Orijinal IMRT planı hesaplatılıp normalizasyon değeri belirlendikten sonra bu plan kopyalanarak orijinal plandan bir adet daha oluşturuldu. Her iki planın da fraksiyon dozu yarıya düşürüldü ve fraksiyon sayısı sabit tutuldu. Kopyalanan plan artık yeni plan olarak kullanıldı ve bu planla ikinci bir optimizasyon başlatıldı. Optimizasyon sayfasında 'base plan' bölümünde ilk orijinal plan seçilerek ikinci optimizasyona 'temel plan' olarak kullanıldı. Sonrasında değerler istenen limitlere getirilerek optimizasyon tamamlandı. Optimizasyon bittiğinde plan hesaplatılarak yeni sonuç elde edildi. Doğru fraksiyon ve doz değerini görebilmek için planın fraksiyon dozu tekrar iki katına çıkarıldı.



Şekil 3.5 Temel plan seçimi ve kolimatör takip özelliğinin gösterimi

### 3.2.3. PLAN C

Plan ile ilgili bütün parametreler orijinal IMRT planı ile aynı şekilde belirlendi. Optimizasyonu başlatmadan önce optimizasyon sayfasında "intermediate" kısmı seçilerek birincil optimizasyon tamamlandıktan sonra ara doz hesabı gerçekleştirildi. Hesap edilen bu doz ikincil optimizasyonda kullanılarak sonuç plan için optimizasyon tamamlandı. Tamamlanan optimizasyon sonrası doz hesabı gerçekleştirildi.



Şekil 3.6 Ara doz hesabı özelliğinin gösterimi

### 3.2.4. PLAN D

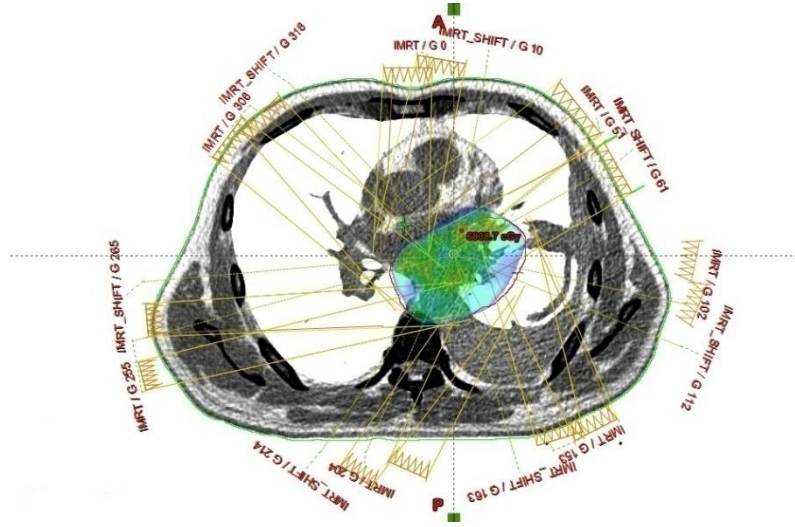
Herhangi bir optimizasyon yapmadan oluşturulan orijinal IMRT ve ‘Temel IMRT’ planı %50’lik oranlarla ‘plan sum’ ile toplandı. Toplam planlarda plan normalizasyon değeri istediğimiz kriterin birkaç adım ileride olduğu görüldü. Bu durumda diğer planlarla eşit şartlarda kıyaslama yapabilmek adına her iki planın normalizasyon değeri eşit miktarda düşürülerek bütün planlarda uyguladığımız %95’lik hacim dozun %100’ünü alacak şekilde düzenlendi.

### 3.2.5. PLAN E

Başlangıç olarak bütün parametreler orijinal IMRT planı ile aynı olacak şekilde düzenlendi. Optimizasyon tamamlandıktan sonra doz hesaplandı. Normalize edilen bu planın fraksiyon dozu yarıya düşürülerek ikinci optimizasyon için hazır hale getirildi. Kullanılacak ikinci IMRT planlarının aç seçiminde temel olarak kullanılacak olan IMRT planı açılarında aynı yönde ve eşit miktarda olacak şekilde 10°-15° arasında açı değişimi gerçekleştirildi. (Örneğin, ilk planda 330°-10°-50°-90° açılı alanlar kullanılmış ise ikinci planda seçilen açılar 345°-25°-65°-105° olarak

belirlenmiştir). İkinci optimizasyon başlamadan önce her iki planında fraksiyon dozu toplam fraksiyon dozunun yarısı olarak belirlendi.

Optimizasyon sayfası ‘base plan’ kısmında ilk plan temel olarak kullanıldı ve optimizasyon bu şekilde tamamlandı. ‘Plan sum’ kısmında planlar toplanıp normalizasyon değeri DVH (Doz hacim grafiği) üzerinden belirlendi. İlk plandaki normalizasyon değeri değiştirilmeden sadece ikinci planın normalizasyon değeri üzerinden toplam planda %95’lik hacim dozun %100’ünü alacak şekilde düzenlendi.



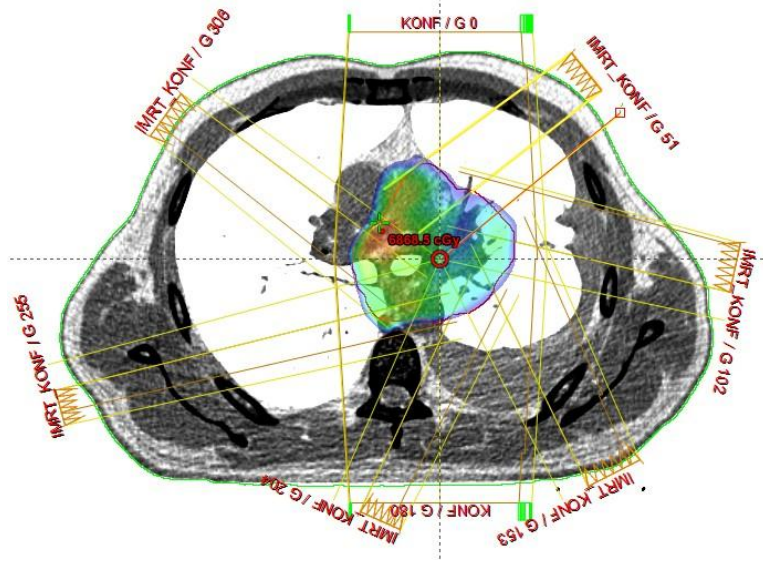
**Şekil 3.7 IMRT temelli farklı açılı IMRT planları için alan seçimi gösterimi**

### **3.2.6. PLAN F**

Temel plan olarak kullanılmak üzere konformal bir plan yapılarak planlamaya başlandı. Alan açılarının belirlenmesinde en belirleyici kritik organ olan spinal kordun korunmasına dikkat edildi. Periferde, spinal korddan uzak bölgelerde ön-arka alanlar tercih edilirken, spinal korda yakın yerleşimli olanlarda oblik alanlar tercih edildi. Her alanda ÇYK marjı 1 cm olarak belirlendi. Akciğer hacmi düşük olan V5 ve V20 dozları yüksek sonuçlanan hastalarda ÇYK marjı 0.5 cm’e kadar düşürülerek planlar tekrarlandı. İzomerkezin seçiminde ve alan ağırlıklarının belirlenmesine dikkat ederek homojen bir plan oluşturmak amaçlandı. Bu parametreler belirlendikten sonra fraksiyon dozu toplam fraksiyon dozunun yarısı girilerek konformal plan hesaplatılıp normalizasyon değeri verildi.

Orijinal planla aynı özelliklerde IMRT planı oluşturuldu ve konformal planda kullanılan alanlarla benzerlik gösteren açılar silinerek optimizasyona diğer alanlarla

başlandı. Oluşturulan yeni IMRT planının fraksiyon dozuda toplam fraksiyon dozunun yarısı olarak belirlendi. Hazırlanan konformal plan IMRT optimizasyonu sırasında temel plan alındı. Optimizasyon bu şekilde tamamlandı ve plan hesaplatıldı. Hesaplama sonrası her iki plan 'plan sum' kısmında toplanarak sonuç plan normalizasyonu konformal plan normalizasyonu değiştirilmeden sadece IMRT planı üzerinden %95'lik hacim dozun %100'ünü alacak şekilde düzenlendi.



Şekil 3.8 Konformal temelli IMRT planları için alan seçimi gösterimi

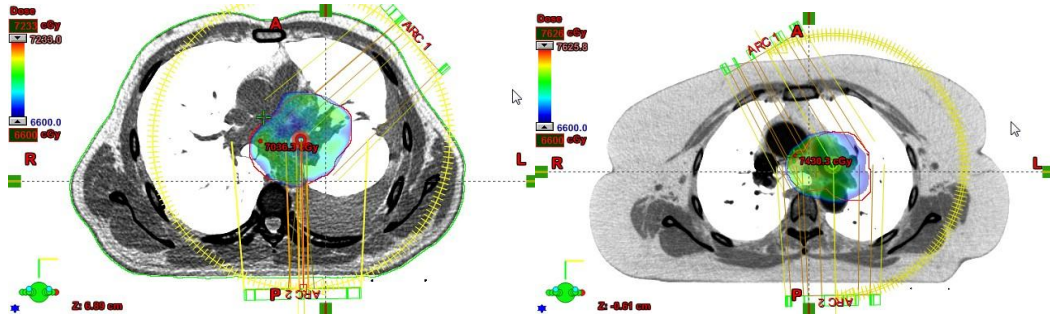
### 3.3. VMAT İÇİN PLAN TEKNİKLERİ

#### 3.3.1. PLAN A

VMAT planlarında enerji olarak 10 MV tercih edildi. ÇYK yapısı olarak tüm VMAT planlarında da HD-ÇYK kullanılıp sızıntı katkı değerlerin azaltılması amaçlandı. Ark açısı seçiminde akciğer hacminin aldığı dozu minimumda tutmak öncelikli kriterdi.

Karşı akciğerin aldığı dozu azaltmak için yarım ark alanlar tercih edildi. Çoğunlukla yarım ark açıları lezyonun hastanın sol akciğerinde bulunması durumunda  $330^{\circ}$ - $179^{\circ}$  ve tersi, hastanın sağ akciğerinde bulunması durumunda ise  $181^{\circ}$ - $30^{\circ}$  ve tersi olarak belirlendi. Lezyonun merkezi olması durumunda ise birbirini takip eden iki adet tam ark seçildi. Kolimatör takip sistemi bütün VMAT planlarında uygulandı. Belirlenen

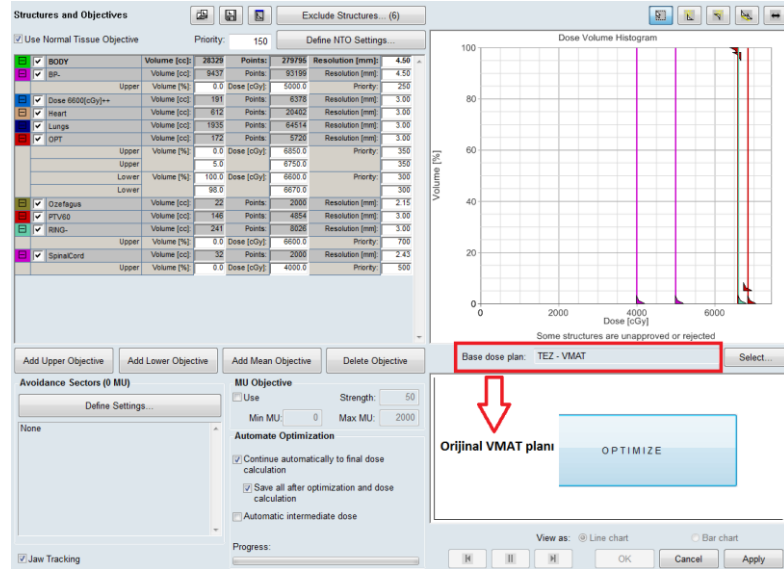
bu parametrelerle hedef hacim ve kritik organlar için hedeflenen limit değerler sağlanarak optimizasyon gerçekleştirildi ve sonrasında doz hesaplatıldı.



Şekil 3.9 VMAT planlarında ark seçiminin gösterimi

### 3.3.2. PLAN B

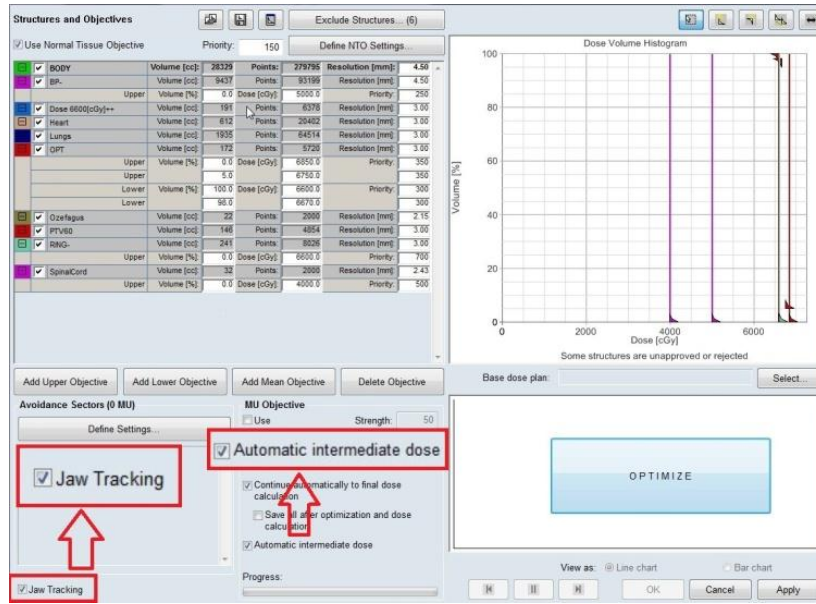
Başlangıç olarak plan ile ilgili bütün parametreler orijinal VMAT planı ile aynı şekilde belirlendi. Plan kopyalanıp orijinal planın aynısından bir adet daha oluşturuldu. Her iki planın fraksiyon dozu yarıya düşürülerek ikinci bir optimizasyon için hazır hale getirildi. Elde edilen ikinci plan ile optimizasyon tekrar başlatıldı. Optimizasyon sırasında ilk VMAT planı olan PLAN A temel plan olarak kullanıldı. Bu belirlemelerle birlikte optimizasyon tamamlanıp doz hesaplatıldı. Sonuç planın fraksiyon dozu iki katına çıkarıldı.



Şekil 3.10 VMAT için temel plan kullanımının gösterimi

### 3.3.3. PLAN C

Plan ile ilgili bütün parametreler orijinal VMAT planı ile aynı şekilde belirlendi. Optimizasyonu başlatmadan önce optimizasyon sayfasında ara doz seçeneği seçilerek birincil optimizasyon tamamlandıktan sonra ara doz hesabı gerçekleştirildi. Hesap edilen bu doz ikincil optimizasyonda kullanılarak sonuç plan için optimizasyon için tamamlandı. Tamamlanan optimizasyon sonrası doz hesabı gerçekleştirildi.



Şekil 3.11 VMAT için kolimatör takibi ve ara doz hesabı özelliğinin gösterimi

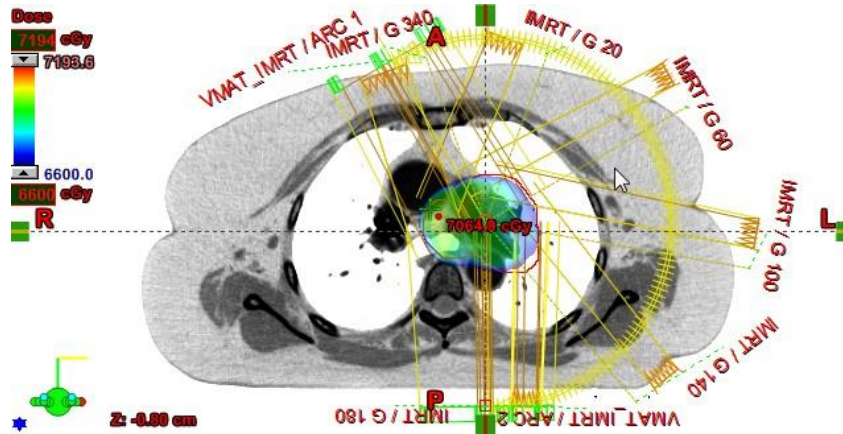
### 3.3.4. PLAN D

Herhangi bir optimizasyon yapmadan oluşturulan orijinal VMAT ve VMAT temel planı %50'lik oranlarla 'plan sum' kısmında toplandı. Toplam planlarda plan normalizasyon değeri istediğimiz kriterin birkaç adım ileride olduğu görüldü. Bu durumda diğer planlarla eşit şartlarda kıyaslama yapabilmek adına her iki planın normalizasyon değeri eşit miktarda düşürülerek bütün planlarda uyguladığımız %95'lik hacim dozun %100'ünü alacak şekilde düzenlendi.

### 3.3.5. PLAN E

IMRT planı oluşturulmasındaki bütün parametreler orijinal IMRT planı ile benzer şekilde belirlendi. Optimizasyon kısmında kolimatör takip sistemi bu planda kullanıldı. Normalize edilen bu planın fraksiyon dozu yarıya düşürüldü ve ikinci bir optimizasyon için hazırlandı. Temel plan olarak kullanılacak olan bu IMRT planı üzerine ikinci bir VMAT planı orijinal VMAT planı ile aynı şekilde ancak fraksiyon dozu yarısı olarak oluşturuldu.

Optimizasyon sırasında temel plan olarak birbirinden farklı teknikteki planların kullanılması nedeniyle farklı olarak Optimizasyon sonrasında iki plan, 'plan sum' kısmında toplandı. Temel alınan ilk planın normalizasyon değeri aynı tutularak ikinci plan olarak kullanılan VMAT planının normalizasyon değeri plan toplama kısmında %95'lik hacim dozun %100'ünü alacak şekilde DVH'den belirlendi.

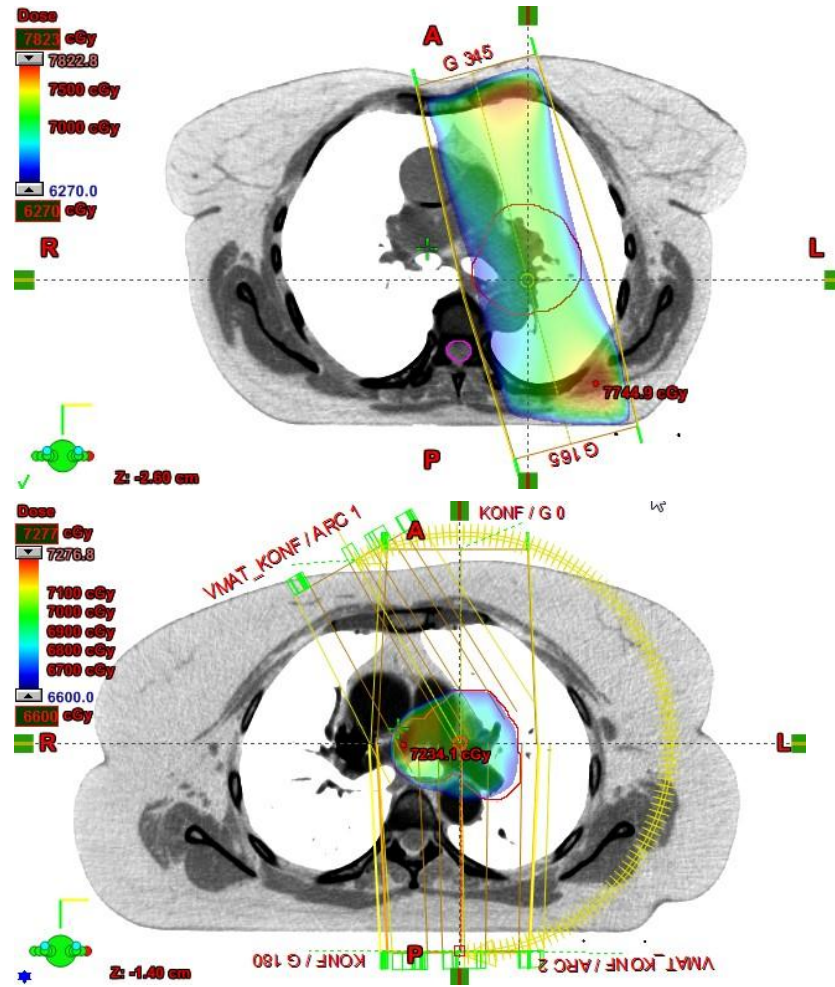


Şekil 3.12 IMRT temel alınan VMAT için IMRT alanlarının seçim gösterimi

### 3.3.6. PLAN F

Konformal temelli IMRT planında kullanılan konformal plan ile benzer şekilde VMAT için konformal plan temel oluşturularak planlamaya başlandı. Kritik organların aldığı dozlarla ilişkili olarak planla ilgili alan açısı, alan ağırlığı, kullanılan enerji benzeri parametrelerde gerektiği durumlarda modifikasyonlar yapıldı. Bu parametreler belirlendikten sonra fraksiyon dozu toplam fraksiyon dozunun yarısı girilerek plan hesaplatıldı ve gerekli normalizasyon değeri verildi. Hesaplama sonrası her iki plan 'plan sum' kısmında toplanarak sonuç plan normalizasyonu konformal plan normalizasyonu değiştirilmeden sadece VMAT planı üzerinden %95'lik hacim dozun %100'ünü alacak şekilde düzenlendi.





Şekil 3.13 Konformal temelli VMAT planları için alan seçimi gösterimi

### 3.4. Kritik organ ve hedef hacim kriterleri

#### 3.4.1. Kritik organ limit değerleri

Çalışmada NCCN Version 4. 2014 de önerilen kritik organ doz limitleri kullanıldı ve bu parametrelere ek olarak bazı farklı doz limitleri incelendi.

<b>Akciğer</b>	V5 Gy	<b>Kalp</b>	V30Gy	<b>Spinal kord</b>	Dmax Gy
	V10 Gy		V40Gy		V50Gy
	V20 Gy		V45Gy		D1cc
	V30 Gy		V60Gy	<b>Özefagus</b>	V55Gy
	MLD		Dmean Gy		V66Gy
				Dmean Gy	

Tablo 3.1 Kritik organlar için limit değerleri tablosu

### 3.4.2. Hedef Hacim Kriterleri

Çalışmada tüm plan normalizasyon değerleri %95'lik hacim dozun %100'ünü alacak şekilde düzenlendi. Bu kriter sağlandıktan sonra tablo 3.2 deki kriterler hedef hacim için incelendi. Tablo 3.2 deki farklı iki parametre olan CI (konformite index) ve HI (homojenite index) ayrı olarak incelendi. Bu iki parametrenin tanımları aşağıdaki gibidir.

<b>PTV</b>	Dmin Gy
	Dmax Gy
	Dmean Gy
	V95%
	V100%
	V107%
	V110%
	CI
	HI

**Tablo 3.2 Hedef hacim için incelenen değerlerin tablosu**

### 3.4.3. CI (Konformite indeks)

Hedef hacimdeki referans dozun izodoz eğrisi hacminin PTV hacmine oranı konformite indeksi olarak tanımlanır.

$$CI = \frac{\text{Referans dozun izodoz hacmi}}{\text{PTV hacmi}}$$

### 3.4.4. HI (Homojenite indeks)

Hedef hacimin aldığı maksimum dozun referans doza oranı homojenite indeksi olarak tanımlanır.

$$HI = \frac{\text{Maksimum PTV dozu}}{\text{Referans PTV dozu}}$$

### 3.5. Araç ve Gereçler

Bu çalışma, Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Acıbadem Maslak Hastanesi'nde bulunan planlama sistemi ekipmanlarından faydalanılmıştır.

1. Doz Hacim Düzenleyici (DVO)
2. Yenilikçi Çözünürlük Düzenleyici (PRO)
3. Eclipse tedavi planlama sistemi
4. AAA planlama algoritması

#### 3.5.1. .Doz Hacim Düzenleyici (DVO)

Eclipse, IMRT kullanıcı tanımlı doz-hacim nesnelere kullanarak ışın yoğunluğunu modifikasyonu sayesinde başarılı konformal doz dağılımları elde edebilmektedir. Eclipse IMRT 'da kullanılan algoritma olan DVO, istenilen hedefe en uygun olan alan şekil ve yoğunluğunu hedeflenen sonuca ulaşana kadar iteratif olarak belirler.

Başlangıç olarak tüm doz akıları ya sıfır yada buna alternatif olarak bir önceki optimizasyondan elde edilen doz akıları başlangıç tahmini olarak kullanılabilir. Optimizasyon , her tekrarlama ve hesaplama sonrasında dozu elde etmede doz akısını modifiye eder.

Nokta bulutu içinde hasta hacmini temsil eden noktalarda doz bir kere değerlendirilir sonrasında hedefin türev ve farklı varyasyonları hesaplanır.Hacim içindeki her bir nokta için doz fonksiyonları hesaplanır. Her noktadaki değerin türevleri dozu oluşturan akı ile ilişkilendirilir.

Optimizasyon gradient arama metodunu kullanmaktadır. Gradient arama iki fazdan oluşmaktadır. Bunlardan ilki gradient değerlendirme ikincisi ise mesafe belirlemedir. Gradient değerlendirme, gradient yönü ve uzunluğunu meydana getirmekte, mesafe belirlemede ise gradient boyunca doğru parçası üzerindeki nesnelere ve onlara ait minimum mesafenin belirlenmesinde etkindir. DVO algoritması optimizasyonda hesaplanmış bir planı ara doz olarak kullanabilmektedir. Algoritma, ara doz ile optimizasyonun ilk basamağındaki doz arasındaki farkları belirleyip telafi ederek iterasyonlarla istenen sonucu elde eder. İlk optimizasyon tekrarlama sonrasında sonra yeni bir ara doz hesaplanırsa, hesaplanan fark sonra gelen iterasyonda telafi edilecektir. Özellikle tedavi edilen hacim içerisinde heterojenite çok ise ara doz

kullanmak optimizasyon sırasında elde edilen DVH ile hesap sonrasındaki DVH 'in birbirinden farklı olması durumunda faydalıdır

### **3.5.2. Plan Geometri Optimizasyonu (PGO)**

PGO, algoritması Eclipse ışın açısı optimizasyonu ve planlama sistemi için bütünleşmiş optimizasyona olanak sağlar. Bununla birlikte etkili IMRT planları için önemli bir bileşendir. Işın açısı optimizasyonu IMRT tedavileri için planlama sürecini hızlandırır ve kullanıcı tanımlı doz hacim ilişkisi için hedefe dayalı uygun açılar seçmek için otomatik bir araçtır. Işın açısı optimizasyonu Eclipse DVO algoritmasına dayalı PGO algoritması DVO öncesi çalıştırılmak üzere tasarlanmıştır. Aynı DVH tabanlı nesnelere her iki optimizasyonda da kullanılabilir.

PGO algoritması iki modan oluşmaktadır.

- Global optimizasyon modu
- Lokal optimizasyon modu

#### **3.5.2.1. Global optimizasyon modu**

Global optimizasyon kullanıcı tanımlı optimizasyon parametreleri ile ilgili olarak eş düzlemsel yada eş düzlemleri olmayan yeni alan geometrileri oluşturabilmektedir. Optimizasyon düzgün dağılmış bir dizi alan ile başlar ve daha sonrasında alanların sayısını oluşturduğu yapılarla birlikte optimizasyon amaçlarını yerine getirebileceği en uygun olanına indirger.

Global optimizasyon modu 2D ve 3D geometride çok sayıda alan ile başlar. PGO sabit izomerkez kullanmaktadır. Bunun anlamı başlangıç alan dağılımındaki alanlarla aynı izomerkez PGO başlamadan önce ilk alandan kopyalanır.

Bu ilk optimizasyondan itibaren birçok alan ve doz akısının her bir tekrarlama da teker teker azaltılmasıyla sağlanır. İndirgemelerin etkinliği nesne fonksiyonunun yerini tutan değerin hesaplanmasıyla değerlendirilir. Alan kaldırma işleminde hangisinin nesne fonksiyonuna etkisi daha küçük ve önemsiz kabul edilebilirse o alan gruptan silinir. Nihai planda istenen alan sayısına ulaşana kadar tekrarlamalar devam etmektedir. Her bir tekrarlama sonrası çıkarılan alan sayısının belli bir parametre ile kontrol etmek mümkündür.

### **3.5.2.2. Lokal optimizasyon modu**

Lokal optimizasyon modu, kontrol parametreleri tarafından hassas bir şekilde belirlenmiş masa ve gantry açısına göre global modda elde edilmiş sonuçtan devam eder. Bitişik alanlar arasındaki kolimatör açısının ayrılması için sınırlayıcı değer sıfırdan büyük ise kolimatör açıları da hesaplanabilmektedir. Lokal optimizasyon modu plandaki alan sayılarını değiştirmez ancak en uygun geometriyi bulmak adına bütün masa ve gantry değerlerini test eder. Optimizasyon süreci hedef fonksiyon eğrisi ve iterasyon parametrelerinin sayısına göre gösterilir.

Lokal optimizasyon, Downhill Simplex metodu ve Powell (10)metodu olmak üzere optimizasyon için hesaplama seçeneği olarak tanımlanan iki modda uygulanmaktadır. Bu moda ek olarak maksimum tekrarlama sayısı hesaplama seçeneği tarafından belirlenmektedir.

Optimizasyonun yarıda kalması halinde en uygun alan düzenlemesi istendiğinde kullanılmak üzere lokal optimizasyon modu tarafından kaydedilmektedir.

Lokal optimizasyon modu, global optimizasyon modu çalıştırılmadan tek başına da kullanılabilir. Bu test amaçlı olarak yararlı olabilir. Ancak en uygun optimizasyon sonuçlarına her iki optimizasyon modu kullanılarak ulaşılabilir.

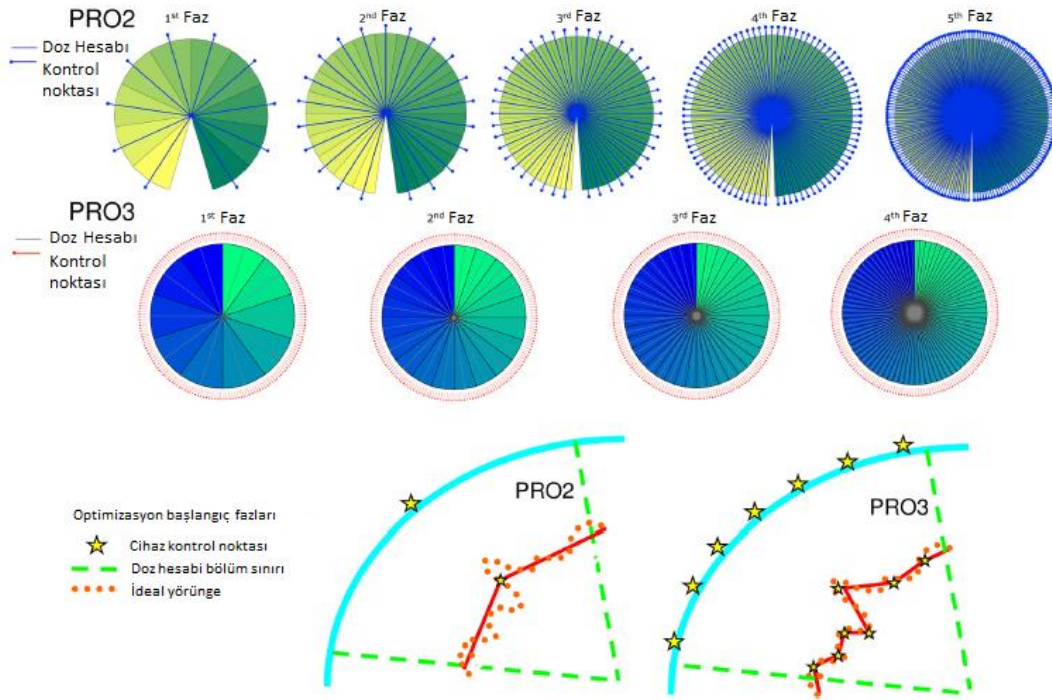
### **3.5.3. Yenilikçi Çözünürlük Düzenleyici (PRO)**

PRO Otto (11) tarafından tanımlanmış yenilikçi bir optimizasyon modelidir. Bu, tam bir tur üzerinde ÇYK şekli, segment ağırlığı gibi birçok sürekli değişkenin optimizasyonu gibi karmaşık sorunların getirdiği sonuçların kalitesinden ödün vermeden artan çözünürlük ile beraber birbirinden ayrı adımlarda yapılabilmektedir. Klinik olarak beklentiyi karşılayan yeterince kısa bir sürede VMAT optimizasyonu gerçekleştirmeye olanak sağlamıştır.

Çalışmalarda tedavi doğruluğu için kolimatör açısı kullanımı ve ÇYK yaprak hızının modüle edilmesi (Otto 11) , doz hızı varyasyonu ile olan alakası (Nicolini 12) ve masanın modellenmesi etkisi (Vanetti 13) gibi parametreler araştırılmıştır. Bilinen bazı sistem sınırlamalarının aşılması ve planlama verimliliğini artırmak amacıyla, PRO algoritması geliştirilmiş ve yeni bir sürümü ile iyileştirilmiştir.

PRO nun yeni versiyonun üstünlüğü, geliştirilen iki farklı özellik ile (bunlardan ilki kolimatör takibi ve bir diğeri ise intermediate doz hesaplaması) eskisinden çok daha kaliteli doz dağılımları elde edebilmektedir.

Doğrulamayı tamamlamak için PRO3, algoritmanın yeni sürümü için sınırlı bir teorik çerçeve oluşturarak, ana yenilikçi bazı noktaları tartışıp ve önceki sürüme göre farklılıkları ile sağlamıştır.



Şekil 3.14 PRO2 ve PRO 3 için optimizasyondaki ilerici çözünürlük şeması

### 3.5.3.1. Optimizasyon algoritması: PRO

#### 3.5.3.1.1. İlk jenerasyon PRO 2

Algoritmanın temelleri Otto nun çalışması ile atılmıştır. PRO2’de bir ark kontrol noktaları (KN) tarafından modellenmekte , optimizasyon döngüsü sonunda her bir açıklık kabaca 2 derece olarak tanımlanmaktadır. Optimizasyon döngüsü 10 KN (yaklaşık olarak 2 KN aralığı 36 derece olmaktadır) dan itibaren giderek artan sayıda takriben daha ince KN örneklemelerine sahip beş aşamalı fazdan oluşmaktadır. İlk fazdan itibaren giderek artan KN sayısı beşinci fazın sonunda 360 derece de 177 KN tanımlanmış olur. Her ilerici fazın her iterasyonunda ilgili tüm

parametrelerden ( ÇYK şekli ve segment ağırlıkları gibi ) , maliyet fonksiyonun azaltmak ve iyileştirmek için rastgele örnekleme ile oluşturulan stokastik bileşenler ile maliyet fonksiyonu hedeflenen planlama kriterlerini yerine getirmek için optimize edilir. Cihaz parametrelerinin limitleri (ÇYK hızı, maksimum gantry hızı, doz hızı ve mekanik limitler gibi) optimizasyon sırasında hesaplanır.Faz içinde her iterasyonda doz hesabı basitleştirilmiş çoklu çözünürlük pencil beam foton doz hesap algoritması tarafından hastanın doku heterojenitesini hesaba katarak uygular.

### **3.5.3.1.2. İkinci jenerasyon PRO3**

Bu optimizasyon modelinde birinci fazdan dördüncü faza kadar 178 kontrol noktasının hepsinde optimizasyon gerçekleşmekte ve bu düşük çözünürlükte kontrol noktaları arası açı yaklaşık 18 derece, yüksek çözünürlükte ise yaklaşık 2 derece gibi aralıkta meydana gelmektedir.

Her sektör için geçici bir akıcılık oluşturulup bütün kontrol noktalarında optimize edilmekte ve bu kontrol noktalarının her sektörün ortasında statik bir gantry pozisyonunda bulunduğu varsayılmaktadır. Her faz kesin bir iterasyon sayısına sahip olup istenen değere yakınsayana kadar devam eder. Fazlar ilerledikçe ark sektörler daha küçük hal almaya başlayarak (orjinal eklenen alt sektörler gibi) her bir geçici doz akısı için daha az kontrol noktası içermektedir. Her bir iterasyonda çoklu rastgele seçilmiş sektörler paralel olarak optimizasyonda kullanılır. Bu sektörlerin her birinde optimal doz akısı önceki iterasyondan itibaren yaprak dizilerinden hesaplanan hedef fonksiyon gradient i tarafından oluşturulur. Optimal doz akısı yaprak dizilimini sonrasında ise yaprak dizilimleri gerçek doz akısını oluşturmaktadır. Doz farkı her sektör için hesaplanır ve en iyi hedef fonksiyon değerini üreten deneme dizilerinin kombinasyonunu bir sonraki fazın başlangıç koşullarının oluşturmak için kullanır. Bu sebeple her iterasyonda düzenlenen sektör sayısı bir ile sekiz arasında değişmektedir.

PRO2 de olduğu gibi tüm gerekli cihaz kısıtlamaları optimizasyon sırasında dikkate alınır. Bu süreç istenen hedef fonksiyona yakınsama gerçekleşinceye kadar uygun ölçüde tekrarlanır. Genellikle hedef fonksiyona yakınsama son beş iterasyonda test edilmektedir. Nihai hedef fonksiyonu PRO3 optimizasyonun sonunda her zaman en düşük değer değildir çünkü ara fazdaki bir takım koşullar fonksiyonun düşük değerle sonuçlanmasına sebep olabilir ancak daha büyük

boyuttaki gantry örnekleme sebebiyle gerçekleştirilebilir olamamaktadır. Ayrıca hedef fonksiyonu, doğruluğu daha az olan erken fazlardaki doz dağılımından daha az doz hesaplama sektörü bulunması sebebiyle hesaplanabilmektedir.

PRO'nun her iki versiyonunda da segment ağırlıkları direkt olarak optimize edilebilmektedir. Kısa bir gönderim süresinde uygun planda istenen segment ağırlıklarının üretilmesinde gantry hızı, gantry ivmelenmesi ve doz hızı değişiminden faydalanılır. Gönderim sırasında segment ağırlıkları hızlandırıcıda kümülatif meterset ağırlıklarına dönüştürülerek gerekli olan doz hızı, gantry hızı, gantry ivmelenmesi gibi değerler bu şekilde hesaplanır. Gerekli olan tüm bu parametreler segment ağırlıkları aralığını ve ihtiyaç duyulan doz hızı reaksiyon zamanını üretmektedir. Bütün kontrol noktaları optimizasyonda kullanıldığından beri PRO3 eski nesile üstün olarak başlangıç fazlarında tahmin edilebilir doz dağılımına daha erken ulaşabilmektedir. Şekil 3.1. 'de KN azlığında PRO2 nin optimal modüle göre ne kadar kötü modelleme yaptığı görülebilmektedir.

Bunlara ek olarak yaprak pozisyonlarındaki serbestlik derecesi sayısı değişmediğinden bu yana optimizasyon nihai sonuçlara daha çok yaklaşmaktadır.

Rapidarc optimizasyonunun ilk jenerasyonunda algoritma maksimum olarak doz hızı ve ÇYK hareketi varyasyonlarından dinamik aralığında mümkün olduğu miktarda faydalanmaktaydı. PRO3 ile beraber dahili mantık eklenerek sistem onu kullanmaya zorlanmıştır.

Optimizasyon sonunda doz hesabı için tüm KN grubu foton doz hesabı algoritmasına gönderilir. Final doz hesabı cihaz KN sayısına eşit gantry örnekleme ile uygulanmakta veya kullanıcı tarafından seçilebilen belirlenmiş değer girilmektedir.

### **3.5.3.1.3. Kolimatör takip özelliği**

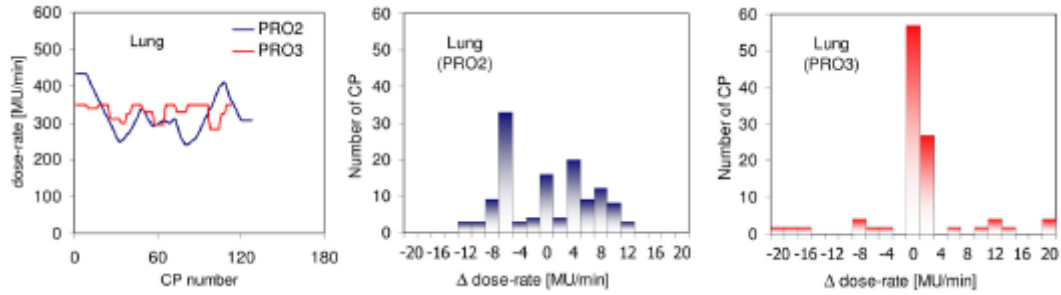
PRO3 ikincil bir grup oluşturmak için bu özelliği aktive etmiştir. Bu özellik X ve Y ekseninde ÇYK açıklıklarında merkezi eksenden geriye çekilmiş en son ÇYK yaprağına kadar takibe izin vermektedir. Temel IMRT optimizasyonlarında ÇYKlar tek bir yönelim hareketi yaparken bu optimizasyon sayesinde ÇYKler ileri geri hareket edebilmektedirler. Burdaki temel amaç geniş alanlarda ÇYK arasından katkı olarak gelen geçirgenlik değerini engellemektir. Kolimatör takibi, çoklu küçük alanlarda ve izomerkezden uzak küçük hedefler gibi hedef alanın ihtiyaç duyulandan küçük olması durumunda sızıntı değerini azaltır.



### 3.5.3.1.4. Ara Doz Hesabı (Intermediate doz hesabı)

PRO3 ün göze çarpan ikinci özelliği olarak akciğer gibi bir grup vaka üzerinde uygulanmaktadır. Birincil döngü sonunda buradan gelen doz matrisini foton doz hesabı algortmasında ikincil girdi olarak kullanarak hava boşlukları bulunan heterojen ortamlarda final doz hesabına olan yakınsamayı artırma hedeflenmektedir. PRO2 de actual ve ideal doz akısı arasındaki farklılık ve bunun hızlı ve doğruluğu arttırarak giderilemesi Ong ve arkadaşları (14) tarafından ifade edildi. Gözlemlenebilir farklılıkların büyüklüğünü ölçmedeki zorluk heterojenite derecesi ve boyutu,doz-hacim kısıtlamaları ve planların karmaşıklığından kaynaklanmaktadır.

Intermediate doz özelliği isteğe bağlı olarak başlangıç koşullarındaki gibi kısa bir ikincil optimizasyonun final algoritması tarafından gerçekleştirilmesine izin vermektedir. Birinci döngünün ve çoklu çözünürlük doz hesabı pencil beam algoritması sonunda final doz hesabı sonuçları arasında bir düzeltme faktörü belirlenmekte ve benzer şekilde doz akıları ayarlanmaktadır.



**Şekil 3.15 Akciğer bölgesi için doz hızı ile kontrol noktası arasındaki ilişkinin PRO2 ve PRO3 için gösterimi (15)**

## **3.6. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA)**

### **3.6.1. AAA Hakkında**

AAA klinik ışını karakterize etmek ve gerekli olan temel fiziksel parametrelerini modellemek için MC metotlarını kullanan üç boyutlu pencil beam *Convolution/Superposition* algoritmasıdır (21). AAA, Eclipse (Varian Medikal Sistemleri) tedavi planlama sisteminde foton ışınları için doz dağılımını hesaplayan bir algoritmadır. Özellikle heterojen ortamlarda doz hesaplama doğruluğunu artırmak için geliştirilmiştir (22). İlk olarak Dr. Waldeman Ulmer ve Dr. Wolfgang Kaissl tarafından geliştirilen AAA, 1995'te yayınlanan "A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning" makalesi ile geliştirilmesi tamamlanmıştır (17). Eclipse'de uygulanmasından önce, AAA yaklaşımı stereotaktik radyasyon tedavisi planlamasında kullanılmıştır (17).

### **3.6.2. AAA'nın Tedavi Planlama Sisteminde Uygulanması**

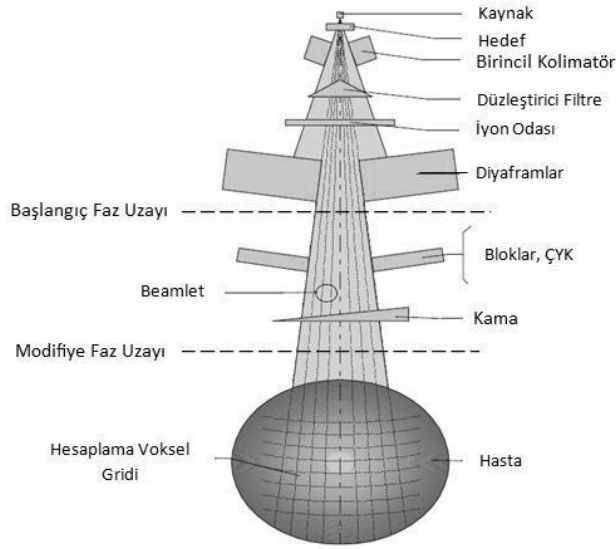
Lineer hızlandırıcılarda diyaframların altındaki klinik ışın, Başlangıç Faz Uzayı (BFU) ve Modifiye Faz Uzayı (MFU) olarak ikiye ayrılan Faz Uzayı'nda (parçacık, enerjiye bağlı akı ve enerji) tanımlanır (şekil 2.18). Bloklar, çok yapraklı kolimatörler gibi ışın modifiye eden aksesuarlar akıyı ve enerji spektrumunu modifiye eder. BFU'da ışını modifiye eden bu aksesuarların etkisi MFU'da dikkate alınır. MFU, hasta vücuduna giriş seviyesinde ışını tanımlar.

### **3.6.3. AAA'da Doz Hesaplaması**

AAA, yapılandırma modülü ve doz hesaplama modülü olmak üzere iki modülü içerir.

### **3.6.4. Yapılandırma Modülü**

Yapılandırma modülü klinik ışının Faz Uzayı'nı (BFU ve MFU) karakterize etmek için kullanılır. Faz Uzayı, bir çoklu kaynak modeli kullanılarak oluşturulur. Bu çoklu kaynak modeli de üç kaynağı içerir (21,23).



**Şekil 3.16 Tedavi Birim Bileşenleri**

### 3.6.4.1. Birincil Foton Kaynağı

Birincil foton kaynağı hedefe yerleştirilmiş bir nokta kaynağıdır. Bu kaynak önceden hesaplatılan MC metodlarını kullanarak hedefte hızlandırılmış elektronlardan kaynaklanan *bremsstrahlung* etkisini modeller. Lineer hızlandırıcının tedavi kafasıyla bir etkileşme görülmez (17, 21, 23).

### 3.6.4.2. Ekstra Fokal Kaynak (İkincil Kaynak)

İkincil foton kaynağı, düzleştirici filtrenin hemen altına konumlandırılmış bir Gaussian düzlem kaynağıdır. Bu kaynak, hızlandırıcının kafasındaki (hedef dışında, Birincil olarak düzleştirici filtre, Birincil kolimatörler ve ikincil diyafraamlar ile) etkileşimlerden kaynaklanan fotonları modeller (17, 21, 23).

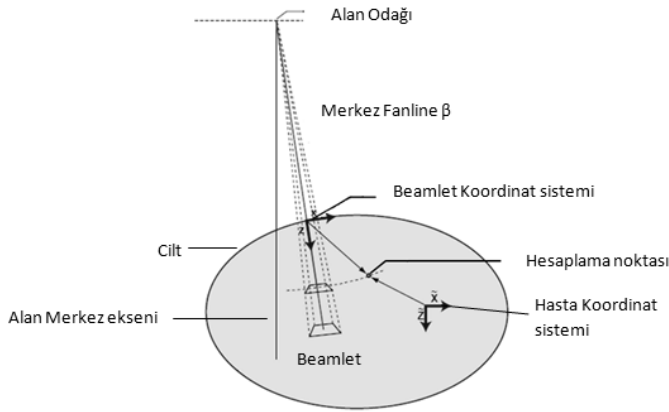
### 3.6.4.3. Elektron Kontamine Kaynağı

Bu kaynak ise lineer hızlandırıcının kafasında ve havada Compton saçılmasından kaynaklanan elektronları modeller (17, 21, 23).

### 3.6.4.4. Doz Hesaplama Modülü

Hacimsel doz dağılımının hesaplanması için klinik ışın *beamlet* adı verilen küçük küçük ışınlara bölünür. Şekil 2.19 tek bir *beamlet* için koordinatların geometrik tanımlarını gösterir. Koordinatlar ikiye ayrılır: hasta koordinat sistemi  $(\hat{X}, \hat{Y}, \hat{Z})$  'dir ve  $(x,y,z)$  *beamlet* koordinat sistemi. Şekildeki hesaplama noktasının

koordinatları hasta koordinat sistemindeki "dir ve *beamlet* koordinat sistemidir. Hasta vücudunun hacmi de bu *beamletler* boyunca üç boyutlu hesaplama voksellerinden oluşan bir matrise bölünür (şekil 2.18). Bu voksellerin boyutları seçilen hesaplama gridiyle belirlenir. Voksel gridinin diverjansı vardır ve her hesaplama vokseli hastanın BT görüntülerinden hesaplanan ortalama elektron yoğunluğuyla ilişkilendirilir (17). Son doz dağılımı, her *beamlet* için birincil ve ikincil fotonlar, ayrıca kontamine elektronlar tarafından ortama bırakılan dozun süperpozisyonu olarak hesaplanır.



**Şekil 3.17 X-Z düzleminde hasta koordinat sistemi ve *beamlet* koordinat sistemindeki koordinatlar**

### **A. Foton Doz Hesaplaması (Birincil ve İkincil Fotonlar)**

Birincil ve ikincil fotonlar, farklı spektral bileşenlere ve fokal spotlara sahip oldukları göz önünde bulundurularak aynı yolla hesaplanır. E enerjili monoenerjetik fotonların dar demetleri için MC metotları (EGSnrc (19)) kullanılarak önceden hesaplanan pencil beam kerneller  $h_E(z,r)$  tarafından monoenerjetik kernellerin bir grubu oluşturulmuştur. Burada z su fantomunun yüzeyine olan mesafeyken, r merkez eksene olan ortogonal mesafedir. Hesaplamanın ilk kısmı hastanın su eşdeğeri ortam olduğu farz edilerek yapılır. Öncelikle, her *beamlet*  $\beta$  için fanline boyunca olan her voksel p için bir polienerjetik pencil beam kerneli  $h_\beta(p)$  oluşturulur. Bu önceden hesaplanan monoenerjetik kernellerin (*beamlet*in spektrumu olduğu için her kernelin bir ağırlığı vardır) süperpozisyonuyla gerçekleştirilir. Bu polienerjetik pencil beam kerneli tek bir giren fotona normalize edilir.

İkinci olarak, hesaplama modeli enerji depolamasını derinlik yönünde (fanline boyunca) ve lateral yönde (fanline'a dik) olmak üzere iki bileşene ayırarak yapar. Derinlik bileşeni  $I_{\beta}(\mathbf{p}_z)$ ,  $\mathbf{p}_z$  düzleminde pencil beam'in toplam enerji depolamasını hesaba katar.

$$I_{\beta}(\mathbf{p}_z) = \phi_{\beta} \iint h_{\beta}(x, y, \mathbf{p}_z) dx dy \quad (3.1)$$

$\phi_{\beta}$  fotonun enerjiye bağlı akısı olup *beamlet* kesiti üzerinde uniform olduğu farz edilir.

Lateral bileşen  $k_{\beta}(\theta, \lambda, \mathbf{p}_z)$  altı eksponansiyel fonksiyonun toplamı olarak modellenir:

$$k_{\beta}(\theta, \lambda, \mathbf{p}_z) = \sum_{i=1}^6 c_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i \lambda} \quad (3.2)$$

$$\lambda = \sqrt{(x - \bar{X})^2 + (y - \bar{Y})^2} \quad \text{ve} \quad \theta = \arctan[(y - \bar{Y}) / (x - \bar{X})]$$

Şeklindedir. Bu bileşen, *beamlet* merkez eksenine bir  $\lambda$  mesafesinde sonsuz küçüklükteki açısal sektörler içine depolanan enerjinin fraksiyonunu her derinlik  $\mathbf{p}_z$  ve açı  $\theta$  ( $\lambda$  maksimum olduğunda bu açı  $\pi/8$ 'dir) için tanımlar. Lateral bileşenin açısal sektörler içine bölünmesi inhomojenite düzeltmesi için gereklidir (15). Attenuasyon katsayısı  $\mu_i$  her düzlem için sabittir ve bununla birlikte efektif aralıkları  $1/\mu_i$ , 1 ila 200 mm arasında seçilir.  $c_i$  ağırlık parametreleridir. Bir homojen fantomda,  $\mathbf{p}_z$  düzleminde herhangi bir nokta içinde  $p$  tek bir *beamlet*  $\beta$  tarafından depolanan enerji  $I_{\beta}(\mathbf{p}_z)$  ve  $k_{\beta}(\theta, \lambda, \mathbf{p}_z)$ 'nin çarpımıdır (22).

$$E_{\beta}(p) = I_{\beta}(\mathbf{p}_z) k_{\beta}(\theta, \lambda, \mathbf{p}_z) \quad (3.3)$$

İnhomojen hasta dokusunu hesaba katmak için, lateral ve derinlik bileşenleri lokal olarak ters elektron yoğunluğuyla  $1/\rho_w$  ölçeklendirilir (22).

$$\rho_w(p) \equiv \rho^{el}(p) / \rho_{water}^{el} \quad (3.4)$$

İnhomojenite düzeltme uygulanmasında lateral ve derinlik bileşenlerinin bağımsız olarak ölçeklendirilebildiği farz edilir (22).

Derinlik bağımlı bileşen yüzey ve hesaplama noktası arasındaki radyolojik mesafeyi dikkate alarak ölçeklendirilir. Bu enerji tabanlı bir algoritma olduğundan lokal yoğunluğa göre ölçeklendirmek gerekmektedir. Derinlik bağımlı bileşen böylece

$$I'_{\beta}(p) = I_{\beta}(p'_z) \rho_w(p) \quad (3.5)$$

şeklindedir. Burada  $p'_z$  radyolojik derinliktir (22). Formül 2.39 'da radyolojik derinliğin kullanılması doğal olarak oblik hasta yüzeyini de hesaba katar. Dolayısıyla PBC algoritmasında olduğu gibi ayrı bir düzeltme faktörü gerekmez (16). Benzer bir şekilde lateral bileşen inhomojen durumlarda;

$$k'_{\beta}(\theta, \lambda, p_z) = k_{\beta}\left(\theta, \frac{p'_z}{p_z} \lambda', p'_z\right) \rho_w(p) \quad (3.6)$$

olarak tanımlanabilir. Burada  $\lambda'$  *beamlet* merkez eksenine olan radyolojik mesafedir. Lateral kernel değerleri radyolojik derinlikten alındığından, diverjanslı koordinat sistemini düzeltmek için radyolojik yarıçap  $\lambda'$ ,  $\frac{p'_z}{p_z}$  ile ölçeklendirilir (21).

Tek bir *beamlette* herhangi bir  $p$  noktasındaki son enerji dağılımı

$$E'_{\beta}(p) = I_{\beta}(p_z) k'_{\beta}(\theta, \lambda, p_z) \quad (3.7)$$

şeklindedir. Herhangi bir  $p$  noktasında toplam depolanan enerji bütün *beamletlerin* katkılarının toplamı olarak hesaplanır (43) :

## **B Kontamine Elektronları Tarafından Depolanan Dozun Hesaplanması**

Birincil foton düzleştirici filtrede, kolimatör diyaframlarında ve havada kontamine elektronlara sebep olur. Işın modifiye edici sistemler kullanıldığında, açık alanda elektronların birçoğunu soğurabilirler fakat bu sistemler kontamine elektronların ikincil bir kaynağı olurlar. Genellikle elektron kontaminasyonu ışının enerjisine ve alan boyutuna bağlıdır. Kontamine elektronlar sebebiyle herhangi bir *beamletten* meydana gelen enerji dağılımı

$$E_{kont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \phi_{kont,\beta} \times I_{kont,\beta} \quad (3.8)$$

ile hesaplanır.  $\phi_{kont,\beta}$  elektronun enerjiye bağlı ve  $I_{kont,\beta}$  enerji depolama fonksiyonu olup *beamlet* kesiti üzerinde benzer olduğu farz edilir. İnhomojenite varlığında, enerji depolama fonksiyonu fotonlara benzer bir yolla ölçeklendirilir.

Kontamine elektronları için enerji depolama yoğunluk fonksiyonu  $I_{kont,\beta}(z,p)$  ölçülen veriden elde edilir (22).

### 3.6.4.5. Süperpozisyon

Hastada herhangi bir hesaplama noktasındaki depolanan enerji  $E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ , bütün *beamlet*lerdeki birincil fotonlardan (ph1) (Formül 2.37), ikincil fotonlardan (ph2) (Formül 2.37) ve kontamine elektronlardan (Formül 2.43) ayrı ayrı meydana gelen enerjinin süperpozisyonuyla elde edilir (21).

$$E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} \left( E_{ph1,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \right) \quad (3.9)$$

### 3.6.4.6. Enerjiden Doza Geçiş

Son adım olarak, soğurulan enerji dağılımı doza dönüştürülür. Enerjiyi doza çevirmek için kütle yoğunluğu yerine elektron yoğunluğu kullanılır. Son doz

$$D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \frac{\rho_{water}}{\rho(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})} \quad (3.10)$$

ile verilir(38).

## 4. BULGULAR

Yapılan çalışmada KHDAK tanısı olan 15 hasta için çizilen PTV hacimlerine farklı planlama teknikleri kullanılarak 12 ayrı plan oluşturulmuştur.

Bu planlarda kritik organ olarak; *akciğer, spinal kord, kalp ve özefagus*, için NCCN versiyon 4.2014 'e göre kriterler incelenmiş olup, değerler tablo ve şekiller ile karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.

Planların karşılaştırılması daha anlaşılabilir olması açısından iki gruba ayrılmış ve benzer teknikler bir arada değerlendirilmiştir. Buna göre birinci grupta *IMRT* planları, ikinci grupta ise *VMAT* planları incelenmiştir. Gruplar aşağıdaki gibidir:

	<b>IMRT Grubu</b>		<b>VMAT Grubu</b>
A	Orijinal IMRT planı	A	Orijinal VMAT planı
B	IMRT plan temelli IMRT planı	B	VMAT plan temelli VMAT planı
C	IMRT Intermediate modüllü Plan	C	VMAT Intermediate modüllü Plan
D	A+C planların %50 katkısı ile IMRT planı	D	A+C planların %50 katkısı ile VMAT planı
E	IMRT plan temelli Modifiye açılı IMRT planı	E	IMRT temelli VMAT planı
F	Konformal plan temelli IMRT planı	F	Konformal temelli VMAT planı

**Tablo 4.1 IMRT ve VMAT Plan Grupları**

### 4.1. IMRT için PTV; $D_{min}$ , $D_{max}$ , $D_{ort}$ , $CI$ , $HI$ , $V_{95\%}$ , $V_{107\%}$ ve $V_{110\%}$

#### **Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

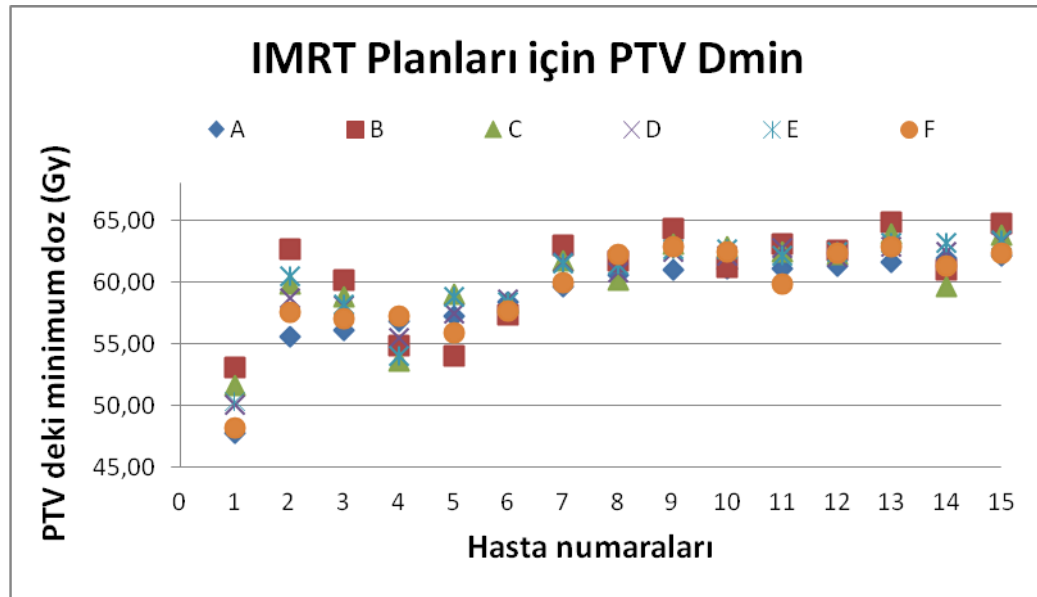
Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4, Tablo 4.5, Tablo 4.6, Tablo 4.7, Tablo 4.8, Tablo 4.9 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen  $D_{min}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ,  $CI$ ,  $HI$ ,  $V_{95\%}$ ,  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8 sırasıyla PTV'nin  $D_{min}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ,  $CI$ ,  $HI$ ,  $V_{95\%}$ ,  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  değerleri A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.



**Tablo 4.2 PTV'nin  $D_{min}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

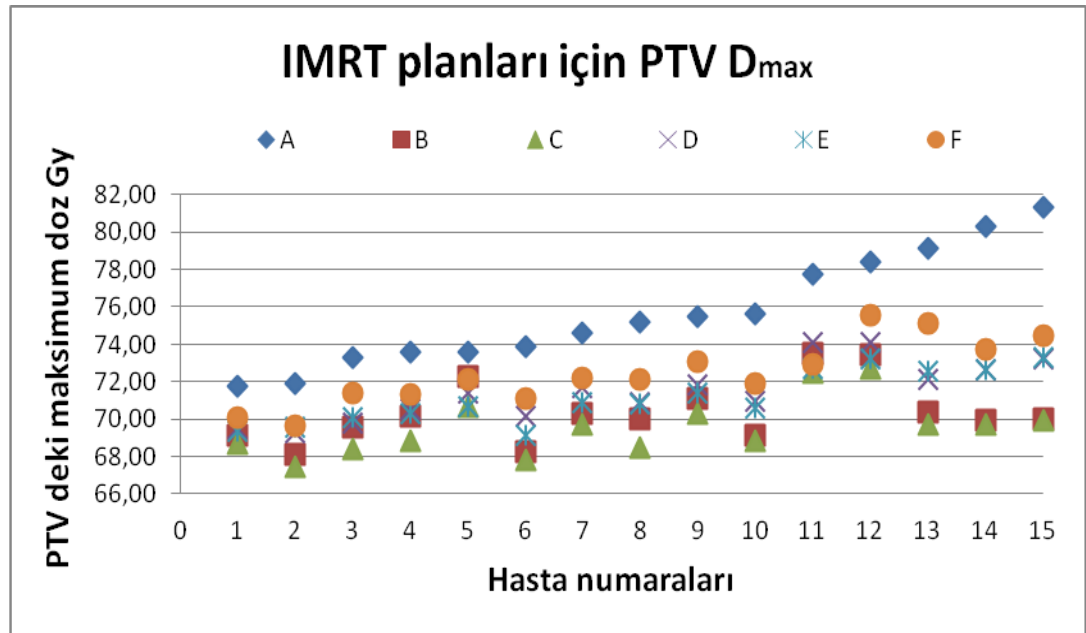
Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	47,78	53,05	51,62	50,06	50,30	48,14	
2	55,55	62,70	59,88	58,67	60,48	57,54	
3	56,15	60,12	58,83	58,05	58,17	56,99	
4	56,82	54,86	53,61	55,48	54,05	57,23	
5	57,23	54,05	58,97	57,44	58,84	55,93	
6	58,40	57,33	58,33	58,55	58,35	57,68	
7	59,67	63,02	61,75	61,59	61,54	60,00	p=0,037 ( E ve A )
8	60,58	61,75	60,13	60,82	61,41	62,22	
9	60,99	64,30	63,13	62,51	62,66	62,83	p=0,003 ( B ve A )
10	61,06	61,17	62,92	62,15	62,62	62,47	
11	61,14	63,07	62,42	62,73	62,16	59,89	
12	61,30	62,60	62,30	62,08	62,48	62,36	
13	61,64	64,83	63,93	62,90	63,23	62,90	
14	61,91	61,05	59,65	62,42	63,17	61,27	
15	62,16	64,79	63,85	63,26	63,40	62,39	



**Şekil 4.1 PTV  $D_{min}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.3 PTV  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

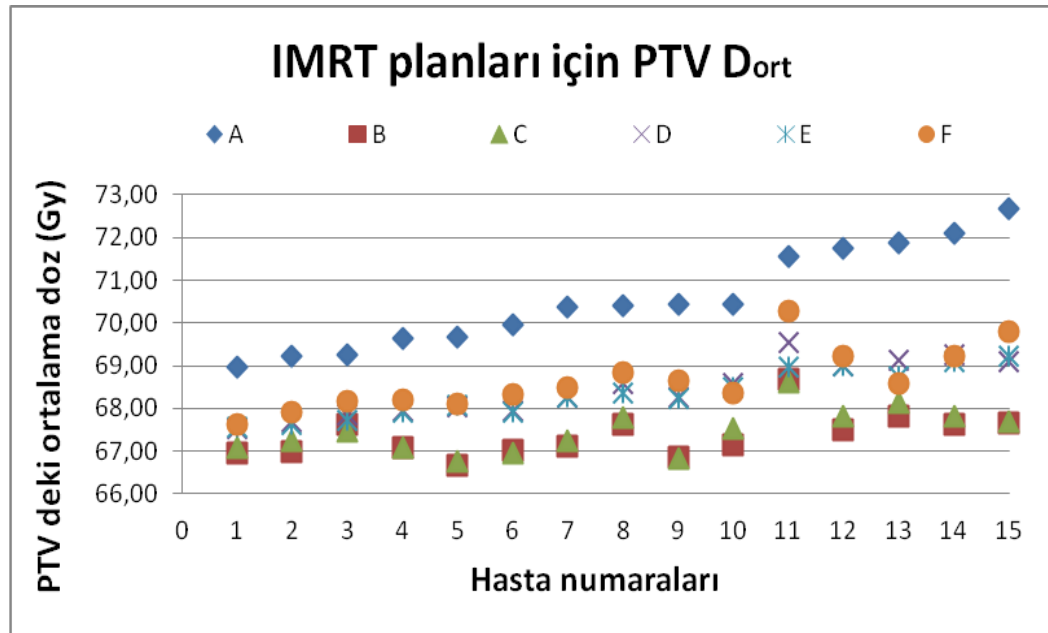
Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	71,75	69,17	68,71	69,48	69,37	70,10	p=0,027 (C ve E )
2	71,90	68,10	67,48	69,28	69,57	69,68	
3	73,32	69,55	68,43	69,79	70,10	71,41	p=0,001 (C ve D )
4	73,56	70,13	68,86	70,52	70,34	71,33	
5	73,58	72,27	70,64	71,38	70,66	72,14	p=0,001 (C ve F )
6	73,89	68,25	67,81	70,13	69,10	71,10	
7	74,63	70,31	69,70	71,67	70,86	72,22	p=0,001 (C VE A )
8	75,21	70,01	68,47	70,91	70,80	72,16	
9	75,46	71,11	70,29	71,84	71,41	73,06	p=0,007 (B ve F )
10	75,70	69,10	68,80	70,95	70,59	71,88	
11	77,73	73,50	72,48	74,08	72,72	72,95	p=0,001 (B ve A )
12	78,44	73,47	72,74	74,07	73,26	75,54	
13	79,13	70,35	69,71	72,14	72,54	75,15	p=0,001 (E ve A )
14	80,28	69,91	69,72	72,61	72,62	73,73	
15	81,35	70,00	69,92	73,23	73,29	74,43	p=0,010 (D ve A )



**Şekil 4.2 PTV  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.4 PTV D<sub>ort</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

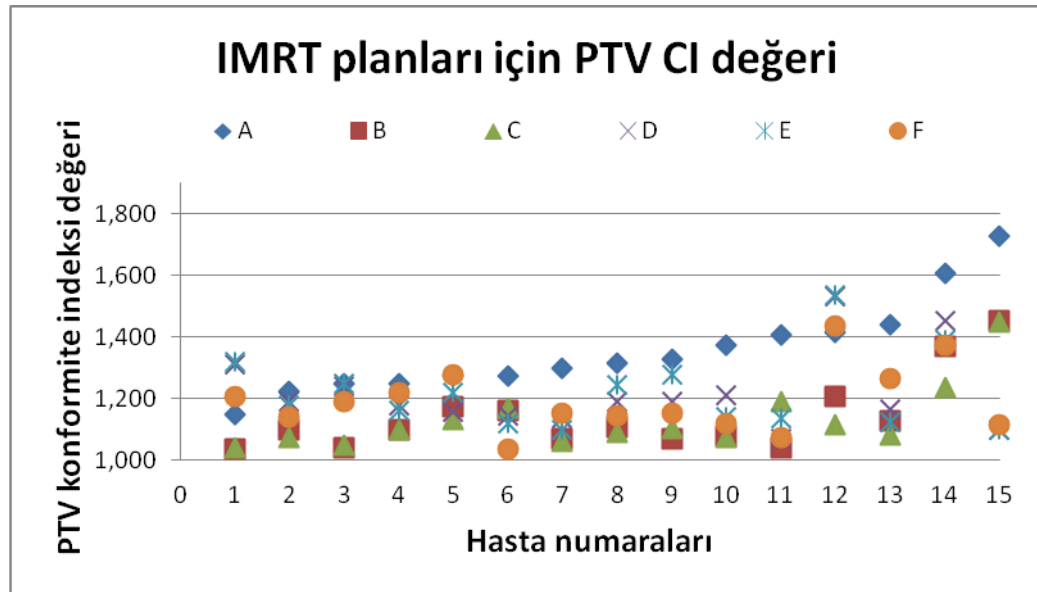
Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	68,97	66,97	67,09	67,54	67,55	67,63	p=0,027 ( B ve E )
2	69,24	67,00	67,25	67,68	67,62	67,90	p=0,003 ( B ve D )
3	69,25	67,63	67,48	67,86	67,71	68,18	
4	69,63	67,10	67,07	67,95	67,90	68,21	p=0,001 ( B ve F )
5	69,68	66,66	66,78	68,03	68,06	68,10	p=0,001 ( B ve A )
6	69,96	67,02	66,96	67,95	67,93	68,34	
7	70,40	67,10	67,30	68,26	68,27	68,49	p=0,019 ( C ve D )
8	70,41	67,62	67,79	68,60	68,36	68,85	
9	70,43	66,85	66,83	68,26	68,25	68,64	p=0,001 ( C ve F )
10	70,45	67,16	67,52	68,57	68,48	68,35	
11	71,55	68,69	68,61	69,55	68,98	70,29	p=0,001 ( C ve A )
12	71,76	67,50	67,83	68,99	69,01	69,21	
13	71,87	67,81	68,14	69,12	68,75	68,58	p=0,003 ( E ve A )
14	72,11	67,63	67,83	69,27	69,10	69,22	
15	72,67	67,66	67,69	69,09	69,21	69,81	



**Şekil 4.3 PTV D<sub>ort</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.5 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

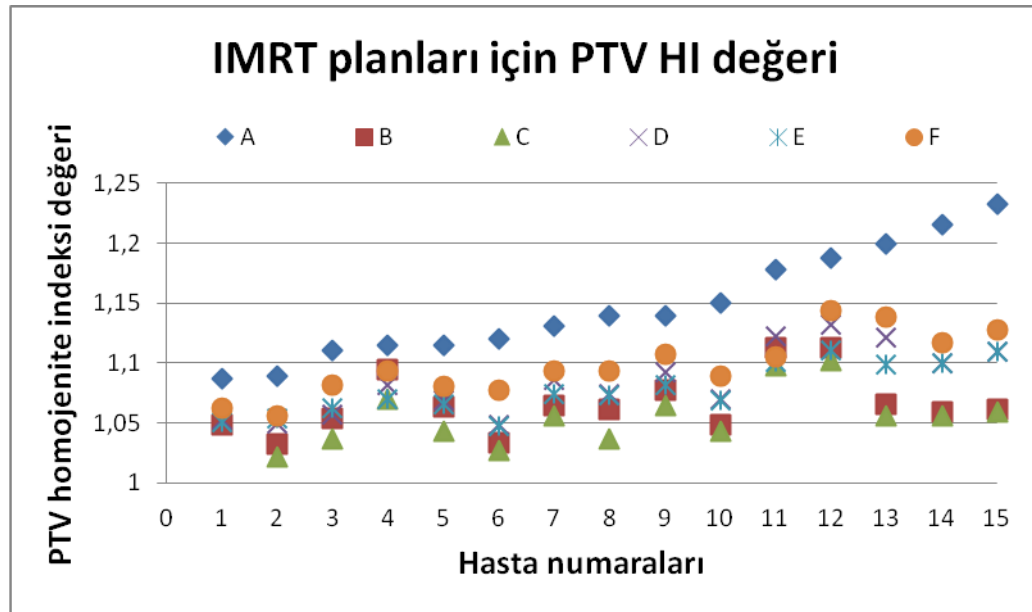
Hasta No	A	B	C	D	E	F	
1	1,149	1,037	1,041	1,313	1,320	1,206	
2	1,224	1,101	1,075	1,191	1,179	1,139	
3	1,249	1,039	1,050	1,240	1,250	1,190	
4	1,250	1,101	1,099	1,178	1,162	1,222	
5	1,274	1,176	1,131	1,157	1,222	1,277	
6	1,275	1,163	1,171	1,144	1,119	1,036	<b>p=0,044 (C ve E )</b>
7	1,301	1,069	1,062	1,137	1,100	1,152	
8	1,316	1,108	1,089	1,191	1,244	1,145	<b>p=0,001 (C ve A )</b>
9	1,330	1,069	1,104	1,191	1,277	1,155	
10	1,373	1,079	1,074	1,210	1,141	1,122	
11	1,409	1,041	1,190	1,070	1,136	1,073	<b>p=0,001 (B ve A )</b>
12	1,415	1,208	1,116	1,534	1,535	1,437	
13	1,443	1,129	1,081	1,166	1,124	1,267	
14	1,607	1,370	1,235	1,453	1,390	1,376	
15	1,730	1,455	1,448	1,100	1,100	1,117	



**Şekil 4.4 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.6 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

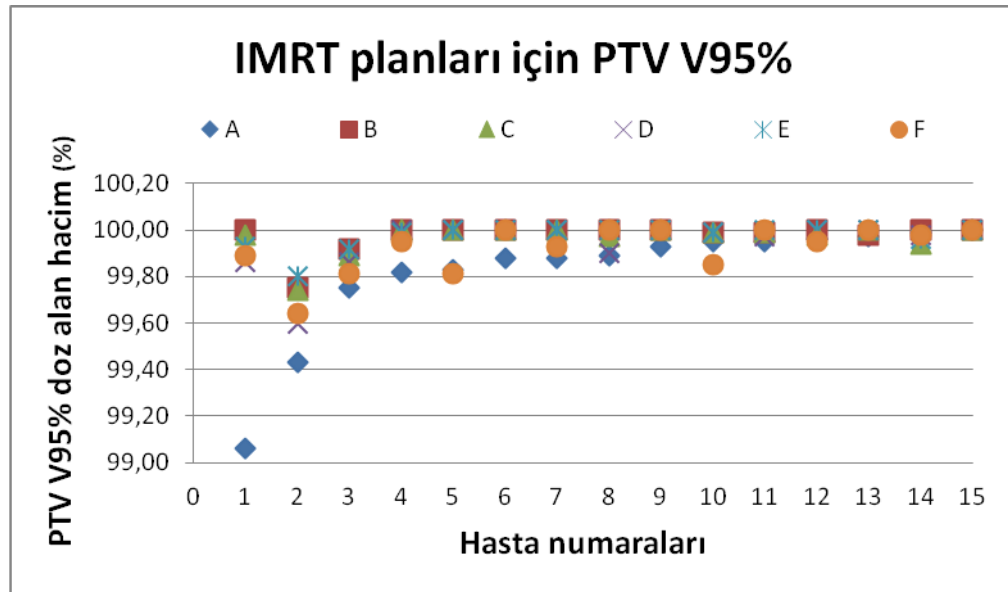
Hasta No	A	B	C	D	E	F	
1	1,087	1,048	1,041	1,053	1,051	1,062	p=0,001 (C ve D )
2	1,089	1,032	1,022	1,050	1,054	1,056	
3	1,111	1,054	1,037	1,057	1,062	1,082	p=0,001 (C ve F )
4	1,115	1,095	1,070	1,082	1,070	1,093	
5	1,115	1,063	1,043	1,069	1,066	1,081	p=0,001 (C ve A )
6	1,120	1,034	1,027	1,048	1,047	1,077	
7	1,131	1,065	1,056	1,086	1,074	1,094	p=0,007 (B ve F )
8	1,140	1,061	1,037	1,074	1,073	1,093	
9	1,140	1,077	1,065	1,092	1,082	1,107	p=0,001 ( B ve A )
10	1,150	1,048	1,043	1,070	1,069	1,089	
11	1,178	1,113	1,098	1,122	1,101	1,105	p=0,001 (E ve A )
12	1,188	1,113	1,102	1,132	1,111	1,144	
13	1,199	1,066	1,056	1,121	1,099	1,139	p=0,019 (D ve A )
14	1,216	1,059	1,056	1,100	1,100	1,117	
15	1,233	1,061	1,059	1,110	1,110	1,128	



**Şekil 4.5 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.7 PTV V<sub>95%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

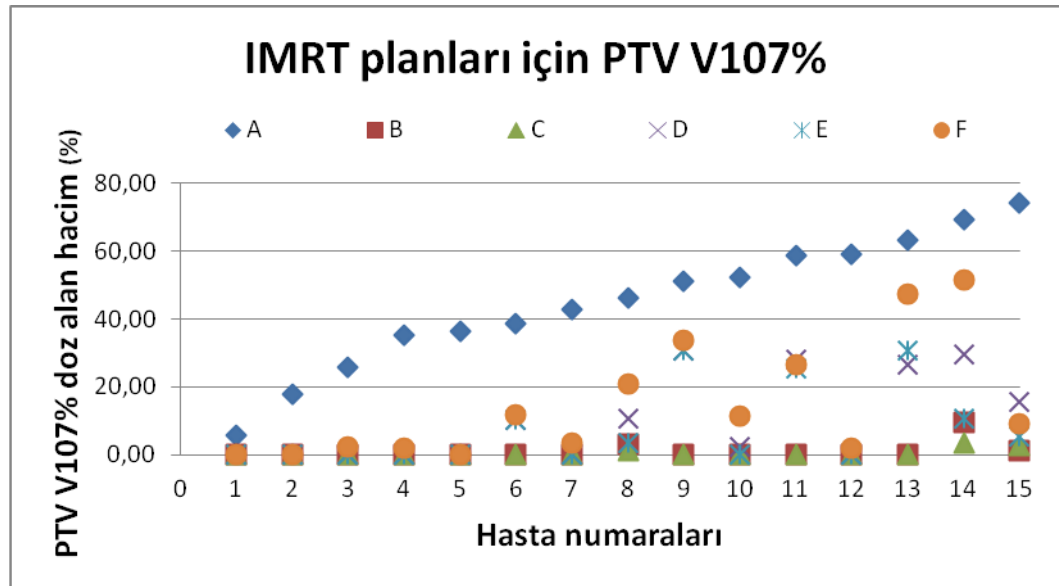
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	99,06	100,00	99,98	99,86	99,93	99,89	
2	99,43	99,75	99,74	99,60	99,80	99,64	
3	99,75	99,92	99,89	99,86	99,92	99,81	
4	99,82	100,00	100,00	100,00	99,99	99,95	
5	99,83	100,00	100,00	100,00	100,00	99,81	p=0,014 (C ve A )
6	99,88	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	
7	99,88	100,00	100,00	100,00	100,00	99,93	
8	99,89	100,00	99,97	99,90	100,00	100,00	p=0,001 (E ve A )
9	99,93	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	p=0,001 (B ve A )
10	99,95	99,99	99,99	99,99	99,99	99,85	
11	99,95	99,99	99,99	99,97	100,00	100,00	
12	99,96	100,00	99,98	100,00	100,00	99,95	
13	99,97	99,98	100,00	100,00	100,00	100,00	
14	99,99	100,00	99,94	99,98	99,96	99,98	
15	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	



**Şekil 4.6 PTV V<sub>95%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.8 PTV V<sub>107%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

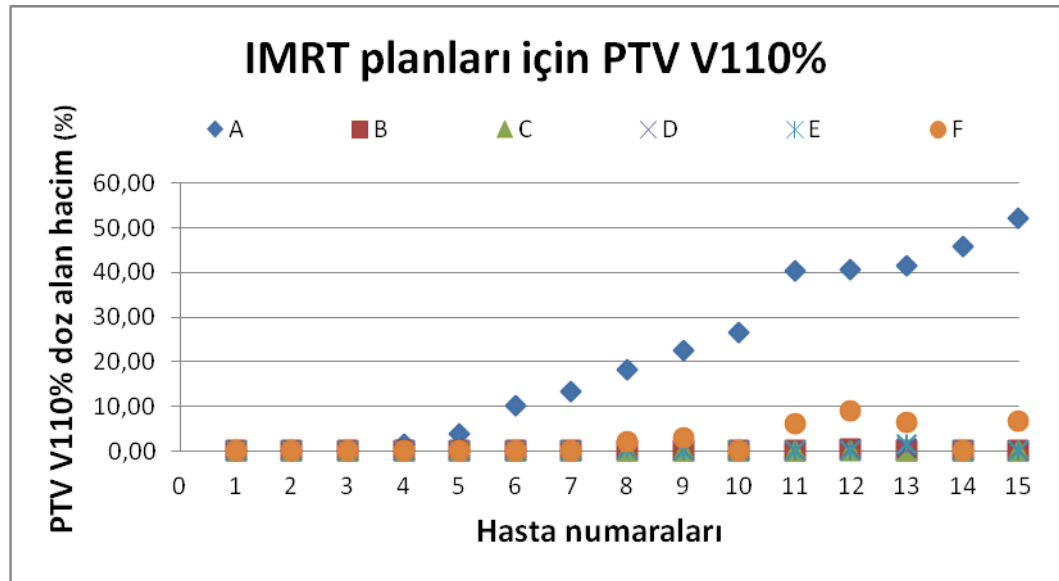
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	5,89	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
2	17,70	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,007 (C ve F)
3	25,88	0,00	0,00	0,00	0,00	2,14	
4	35,10	0,00	0,00	0,00	0,00	1,90	p=0,001 (C ve A)
5	36,42	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
6	38,74	0,00	0,0	10,19	10,26	11,86	p=0,010 (B ve F)
7	43,00	0,00	0,00	0,00	0,00	3,56	
8	46,41	3,22	1,14	10,68	3,61	21,06	p=0,001 (B ve A)
9	51,22	0,00	0,00	30,58	30,78	33,61	
10	52,12	0,00	0,00	2,47	0,00	11,54	p=0,001 (E ve A)
11	58,80	0,00	0,00	28,12	25,33	26,64	
12	59,10	0,00	0,00	0,00	0,00	1,98	p=0,001 (D ve A)
13	63,15	0,00	0,00	26,58	30,59	47,20	
14	69,40	9,66	3,42	29,57	10,83	51,65	
15	74,10	1,00	2,87	15,72	5,29	9,02	



**Şekil 4.7 PTV V<sub>107%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.9 PTV V<sub>110%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
3	0,14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
4	1,66	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,001 (C ve A)
5	3,91	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
6	10,06	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,001 (B ve A)
7	13,46	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
8	18,35	0,00	0,00	0,27	0,49	2,12	p=0,001 (E ve A)
9	22,46	0,12	0,00	0,13	0,02	3,03	
10	26,61	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,007 (D ve A)
11	40,30	0,00	0,00	0,00	0,00	6,23	
12	40,63	0,35	0,00	0,39	0,06	9,08	
13	41,60	0,00	0,00	0,81	1,47	6,36	
14	45,93	0,00	0,00	0,20	0,00	0,02	
15	52,26	0,00	0,00	0,00	0,00	6,69	



**Şekil 4.8 PTV V<sub>110%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**



## **4.2. VMAT için PTV; $D_{min}$ , $D_{max}$ , $D_{ort}$ , $CI$ , $HI$ , $V_{95\%}$ , $V_{107\%}$ ve $V_{110\%}$**

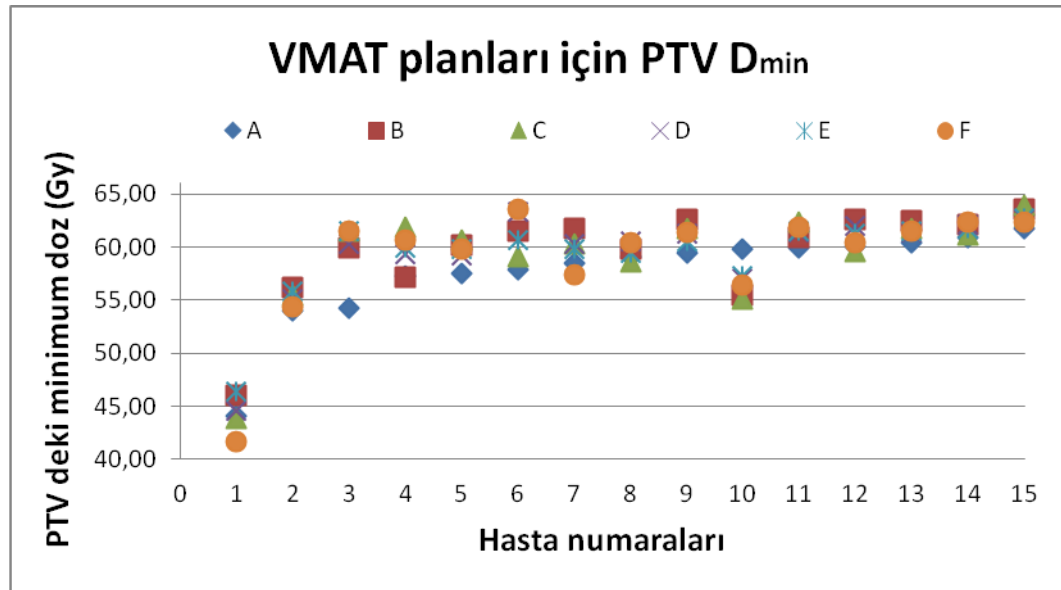
### **Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.10, Tablo 4.11, Tablo 4.12, Tablo 4.13, Tablo 4.14, Tablo 4.15, Tablo 4.16, Tablo 4.17 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen  $D_{min}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ,  $CI$ ,  $HI$ ,  $V_{95\%}$ ,  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16 sırasıyla PTV'nin  $D_{min}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ,  $CI$ ,  $HI$ ,  $V_{95\%}$ ,  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.10 PTV  $D_{min}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

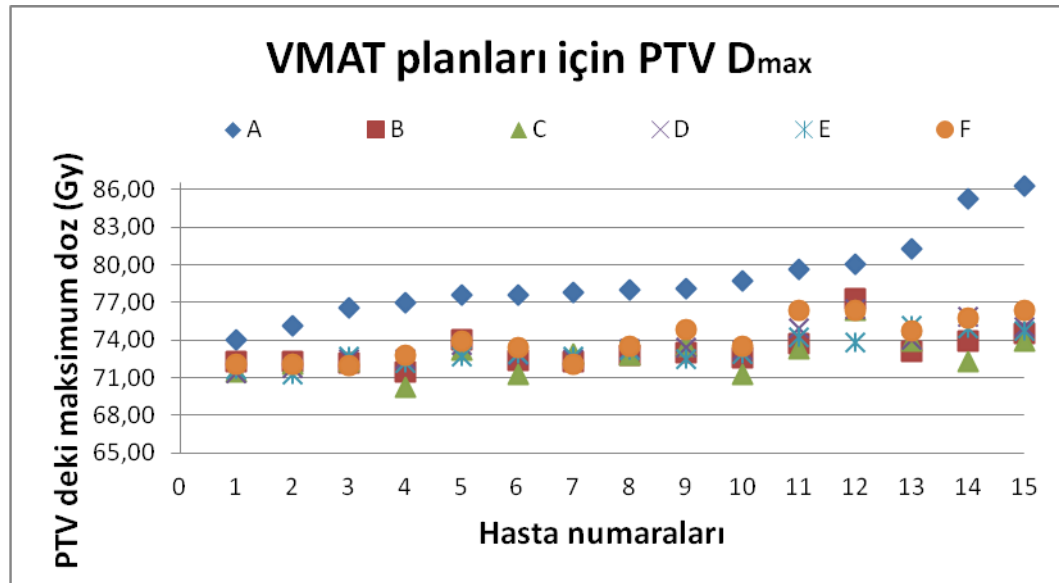
Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)
1	44,10	45,97	43,89	44,55	46,35	41,68
2	54,02	56,22	55,42	60,28	59,83	57,33
3	54,21	59,98	61,45	55,07	55,87	54,32
4	57,30	57,15	61,86	57,08	57,26	56,47
5	57,51	60,19	60,61	61,32	60,53	61,41
6	57,92	61,50	59,08	60,57	59,50	60,47
7	58,53	61,70	60,33	59,25	59,77	59,75
8	59,06	59,82	58,62	59,35	59,92	60,66
9	59,47	62,54	61,72	61,42	61,48	61,52
10	59,79	55,42	55,06	62,11	61,79	62,37
11	59,96	60,93	62,29	63,32	60,71	63,54
12	60,10	62,63	59,58	61,36	61,49	61,81
13	60,45	62,49	61,75	60,30	61,46	61,48
14	60,89	62,09	61,15	61,98	61,27	60,37
15	61,70	63,56	63,87	62,61	62,77	62,40



**Şekil 4.9 PTV  $D_{min}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.11 PTV  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

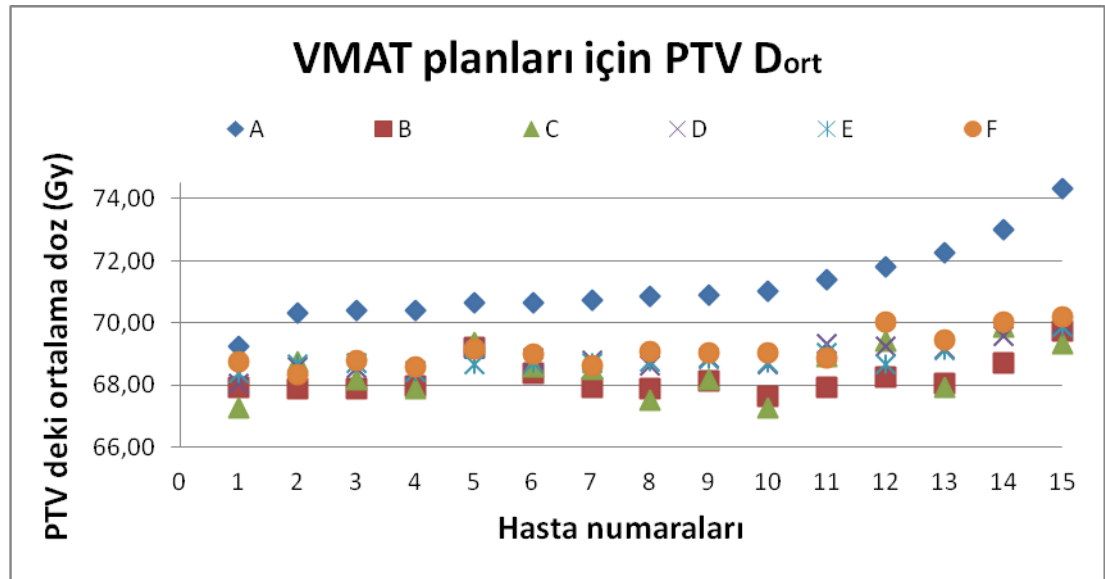
Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	74,02	72,33	71,46	71,40	71,64	72,07	
2	75,10	72,24	72,09	71,72	71,25	72,10	p=0,014 (C ve E)
3	76,59	72,15	72,29	74,98	74,24	76,33	
4	77,00	71,49	70,19	73,65	72,65	73,96	p=0,001 (C ve D)
5	77,58	73,97	73,25	76,47	73,82	76,40	
6	77,60	72,34	71,25	72,45	72,13	72,77	p=0,001 (C ve F)
7	77,80	72,33	72,85	72,45	72,70	72,12	
8	78,02	72,74	72,80	72,75	72,87	73,39	p=0,001 (C ve A)
9	78,08	72,96	73,54	73,31	73,21	73,48	
10	78,76	72,57	71,30	73,25	72,90	73,53	p=0,007 (B ve F)
11	79,68	73,75	73,26	73,40	72,53	74,86	
12	80,05	77,32	76,41	72,50	72,69	72,00	p=0,001 (B ve A)
13	81,29	73,07	73,93	73,99	75,16	74,71	
14	85,25	73,89	72,25	75,05	74,71	76,37	
15	86,27	74,56	73,92	75,90	74,94	75,75	



**Şekil 4.10 PTV  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.12 PTV D<sub>ort</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

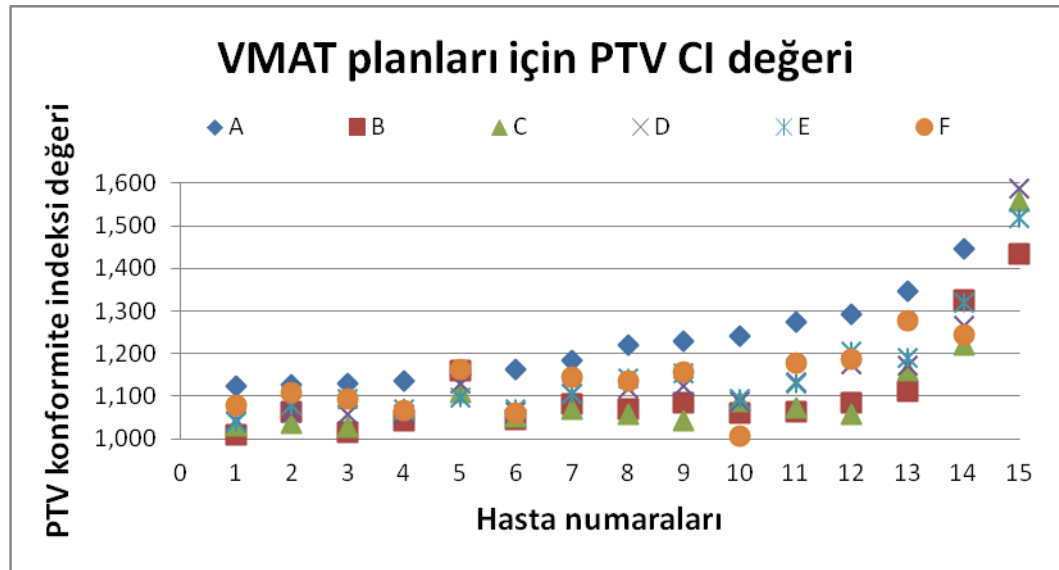
Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	69,25	67,95	67,29	68,05	68,40	68,75	p=0,019 (B ve D )
2	70,34	67,90	68,74	68,45	68,44	68,61	
3	70,41	67,88	68,17	69,17	68,67	69,16	p=0,001 (B ve F )
4	70,42	67,96	67,89	68,86	68,73	69,00	
5	70,65	69,19	69,37	68,54	68,70	68,79	p=0,001 (B ve A )
6	70,66	68,40	68,58	68,88	68,83	69,03	
7	70,72	67,94	68,51	68,63	68,75	69,08	p=0,003 (C ve F )
8	70,85	67,87	67,50	68,79	68,73	68,62	
9	70,91	68,12	68,19	68,66	68,70	69,04	p=0,001 (C ve A )
10	71,04	67,63	67,28	69,35	69,06	68,89	
11	71,39	67,95	68,91	68,58	68,68	68,35	p=0,001 (E ve A )
12	71,79	68,26	69,43	69,18	69,14	69,46	
13	72,27	68,04	67,94	69,27	68,66	70,03	p=0,019 (D ve A )
14	72,99	68,71	69,86	69,94	69,87	70,18	
15	74,32	69,75	69,34	69,59	63,92	70,04	



**Şekil 4.11 PTV D<sub>ort</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.13 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

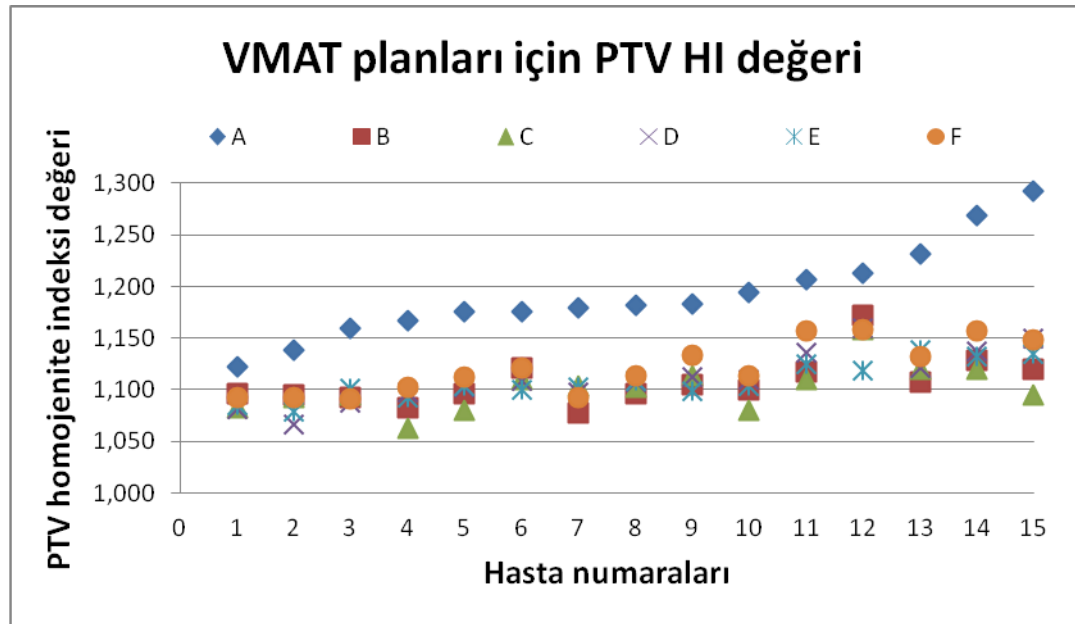
Hasta No	A	B	C	D	E	F	
1	1,124	1,009	1,030	1,057	1,068	1,067	
2	1,128	1,063	1,035	1,043	1,038	1,078	
3	1,129	1,015	1,027	1,088	1,095	1,005	
4	1,137	1,043	1,070	1,064	1,070	1,060	p= 0,001 (C ve A )
5	1,150	1,160	1,109	1,129	1,097	1,163	
6	1,164	1,044	1,051	1,060	1,078	1,110	p= 0,001 (D ve A )
7	1,184	1,080	1,069	1,057	1,093	1,093	
8	1,219	1,070	1,057	1,106	1,107	1,145	p= 0,001 (B ve A )
9	1,228	1,083	1,043	1,119	1,142	1,137	
10	1,241	1,060	1,088	1,133	1,130	1,179	p= 0,002 (E ve A )
11	1,273	1,064	1,071	1,124	1,154	1,156	
12	1,292	1,083	1,057	1,172	1,190	1,277	p=0,011 (F ve A )
13	1,348	1,111	1,160	1,175	1,204	1,187	
14	1,445	1,326	1,219	1,264	1,320	1,244	
15	1,843	1,433	1,557	1,587	1,519	1,605	



**Şekil 4.12 PTV CI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.14 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

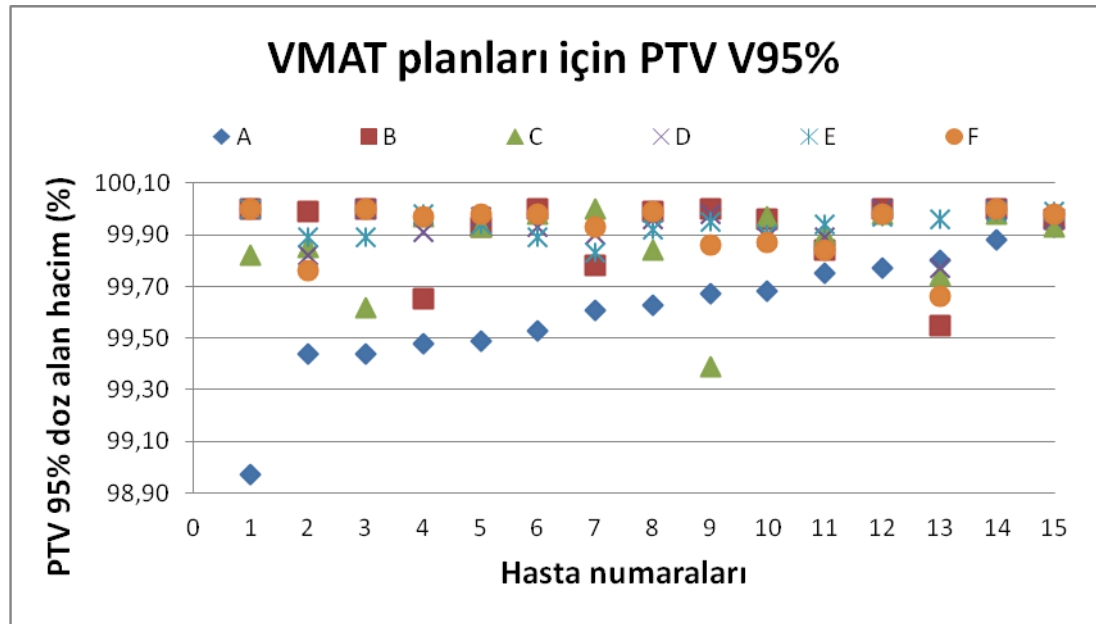
Hasta No	A	B	C	D	E	F	
1	1,122	1,096	1,083	1,082	1,085	1,092	
2	1,138	1,095	1,092	1,066	1,079	1,092	p=0,007 (C ve E )
3	1,160	1,093	1,095	1,136	1,125	1,157	
4	1,167	1,083	1,063	1,159	1,118	1,158	p=0,005 (C ve D )
5	1,176	1,096	1,080	1,109	1,100	1,121	
6	1,176	1,121	1,110	1,097	1,093	1,103	p=0,001 (C ve F )
7	1,179	1,078	1,104	1,098	1,102	1,093	
8	1,182	1,096	1,103	1,102	1,104	1,112	p=0,001 (C ve A )
9	1,183	1,105	1,114	1,107	1,109	1,114	
10	1,194	1,100	1,080	1,110	1,104	1,114	p=0,005 (B ve F )
11	1,207	1,117	1,110	1,112	1,099	1,134	
12	1,213	1,172	1,158	1,087	1,101	1,091	p=0,001 (B ve A )
13	1,232	1,107	1,120	1,121	1,139	1,132	
14	1,269	1,129	1,120	1,137	1,132	1,157	
15	1,292	1,120	1,095	1,150	1,135	1,148	



**Şekil 4.13 PTV HI kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.15 PTV V<sub>95%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

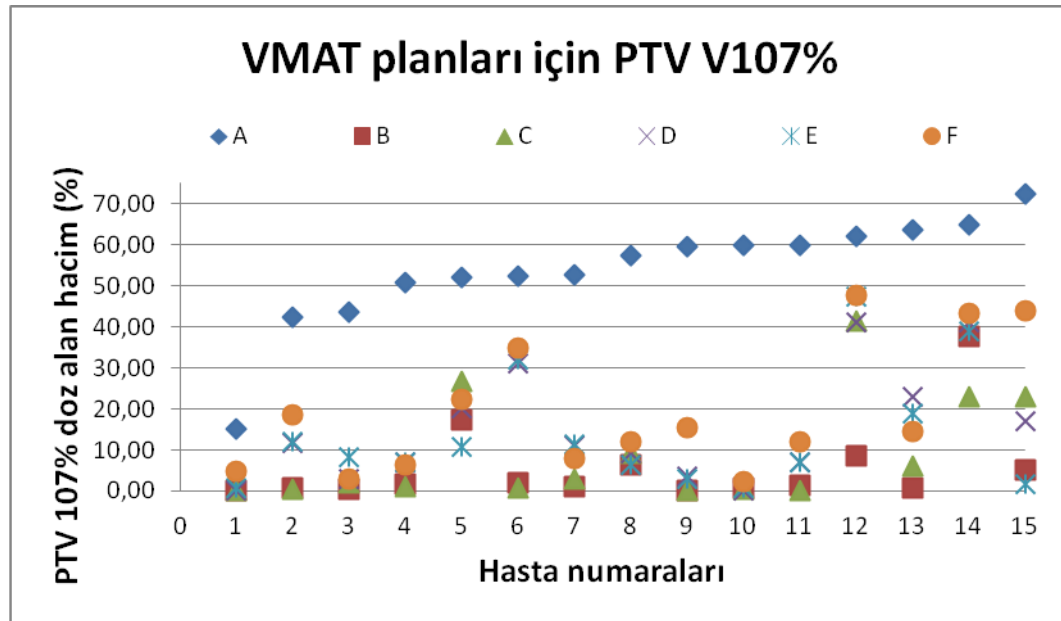
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	98,97	100,00	99,82	99,82	99,89	99,76	
2	99,44	99,99	99,85	99,93	99,89	99,98	
3	99,44	100,00	99,62	99,96	99,92	99,99	
4	99,48	99,65	99,97	99,89	99,90	99,87	
5	99,49	99,93	99,93	100,00	99,89	100,00	
6	99,53	100,00	99,98	100,00	99,97	99,98	p=0,006 (C ve A )
7	99,61	99,78	100,00	99,89	99,94	99,84	
8	99,63	99,99	99,84	99,90	99,83	99,93	p=0,001 (B ve A )
9	99,67	100,00	99,39	99,91	99,98	99,97	
10	99,68	99,96	99,97	99,77	99,96	99,66	
11	99,75	99,84	99,90	99,97	99,94	99,98	
12	99,77	100,00	99,98	99,98	99,95	99,86	
13	99,80	99,55	99,74	100,00	99,99	100,00	
14	99,88	100,00	99,98	99,96	99,99	99,98	
15	99,93	99,96	99,93	100,00	100,00	100,00	



**Şekil 4.14 PTV V<sub>95%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.16 PTV V<sub>107%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	15,26	0,00	0,00	0,00	0,81	4,92	
2	42,44	0,69	0,29	7,03	7,11	6,25	p=0,002 (C ve F)
3	43,48	0,55	1,85	20,17	10,89	22,33	
4	50,68	1,80	1,13	9,10	6,23	12,14	p=0,001 (C ve A)
5	51,96	17,42	26,76	0,00	0,69	2,21	
6	52,50	1,97	0,87	11,62	11,92	18,45	p=0,003 (B ve F)
7	52,66	1,01	3,06	7,13	7,10	11,89	
8	57,26	6,48	9,10	11,00	11,40	7,86	p=0,001 (B ve A)
9	59,56	0,11	0,00	31,21	31,90	35,00	
10	59,91	0,75	0,55	22,91	18,92	14,48	p=0,003 (D ve A)
11	59,92	1,28	0,00	41,19	39,06	43,25	
12	61,98	8,63	41,57	3,66	3,04	15,44	p=0,010 (E ve A)
13	63,82	0,68	6,20	41,13	47,29	47,60	
14	64,80	37,68	22,93	3,05	8,17	2,86	
15	72,53	4,97	22,88	16,86	1,77	43,98	

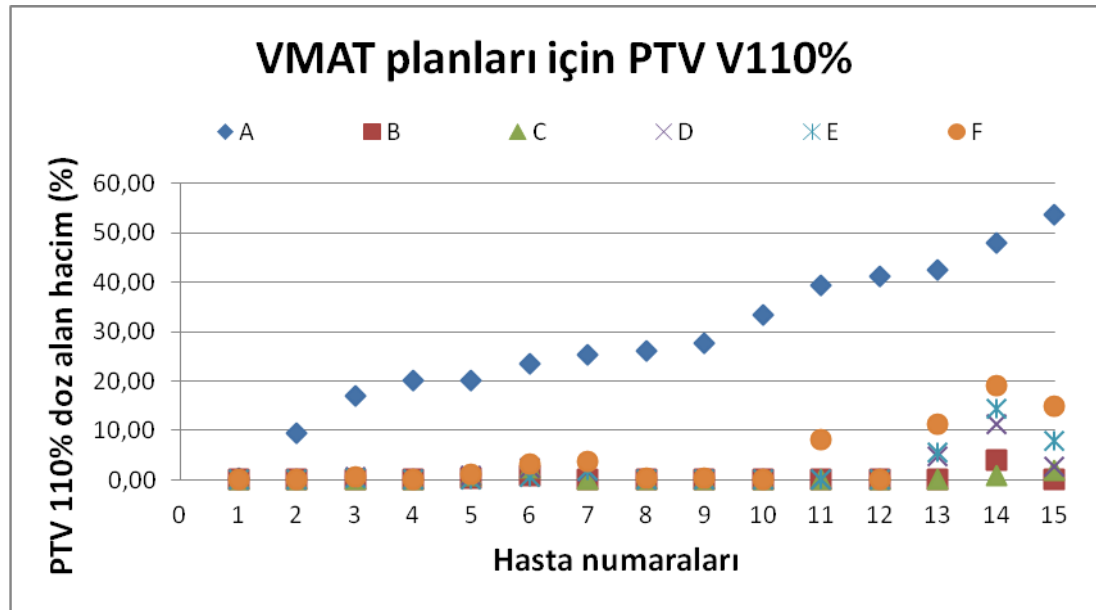


**Şekil 4.15 PTV V<sub>107%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**



**Tablo 4.17 PTV V<sub>110%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	0,32	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
2	9,54	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
3	17,01	0,00	0,00	0,65	0,30	0,74	p=0,037 (B ve F)
4	20,17	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
5	20,24	0,33	0,81	0,79	0,21	1,22	p=0,001 (B ve A)
6	23,47	1,00	2,42	2,36	0,64	3,27	
7	25,41	0,01	0,00	1,62	1,84	3,81	p=0,001 (C ve A)
8	26,11	0,00	0,00	0,22	0,10	0,25	
9	27,72	0,00	0,00	0,00	0,00	0,38	
10	33,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,001 (E ve A)
11	39,34	0,00	0,00	0,00	0,00	8,25	
12	41,16	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,001 (D ve A)
13	42,40	0,03	0,00	4,86	5,52	11,42	
14	48,10	3,94	0,80	11,40	14,36	19,13	
15	53,61	0,07	2,01	2,73	7,83	14,86	



**Şekil 4.16 PTV V<sub>110%</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

### **4.3. IMRT için Akciğer; V<sub>5Gy</sub>, V<sub>10Gy</sub>, V<sub>20Gy</sub>, V<sub>30Gy</sub>, D<sub>ortalama</sub>**

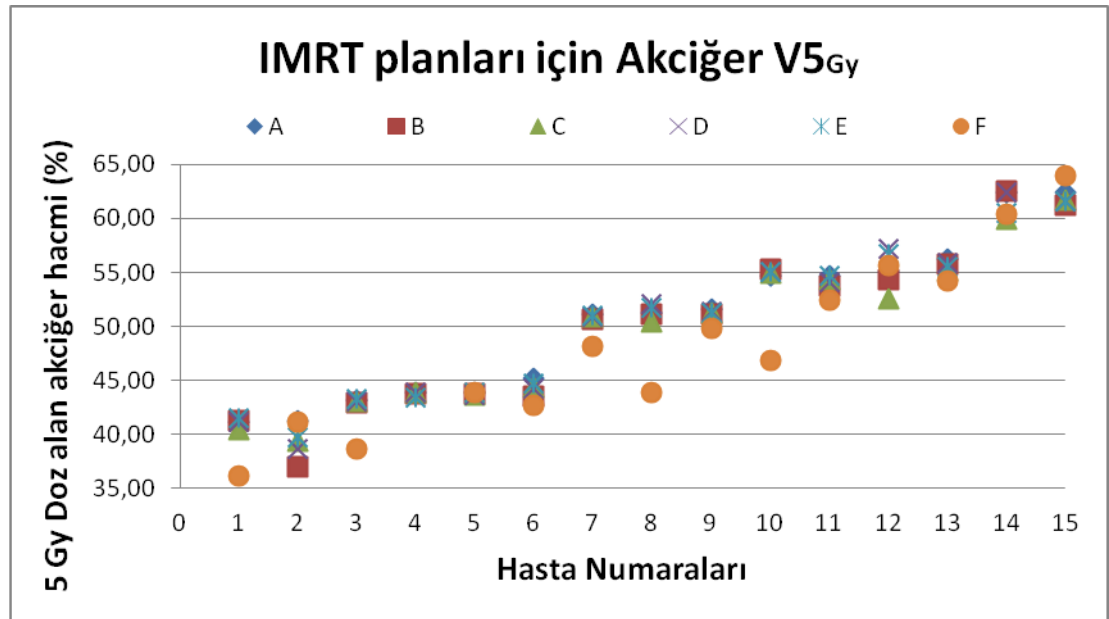
#### **Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.18, Tablo 4.19, Tablo 4.20, Tablo 4.21, Tablo 4.22 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Akciğer'in  $V_{5Gy}$ ,  $V_{10Gy}$ ,  $V_{20Gy}$ ,  $V_{30Gy}$  ve  $D_{ortalama}$  bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.17, Şekil 4.18, Şekil 4.19, Şekil 4.20, Şekil 4.21 sırasıyla Akciğer'in  $V_{5Gy}$ ,  $V_{10Gy}$ ,  $V_{20Gy}$ ,  $V_{30Gy}$  ve  $D_{ortalama}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.18 Akciğer V<sub>5Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

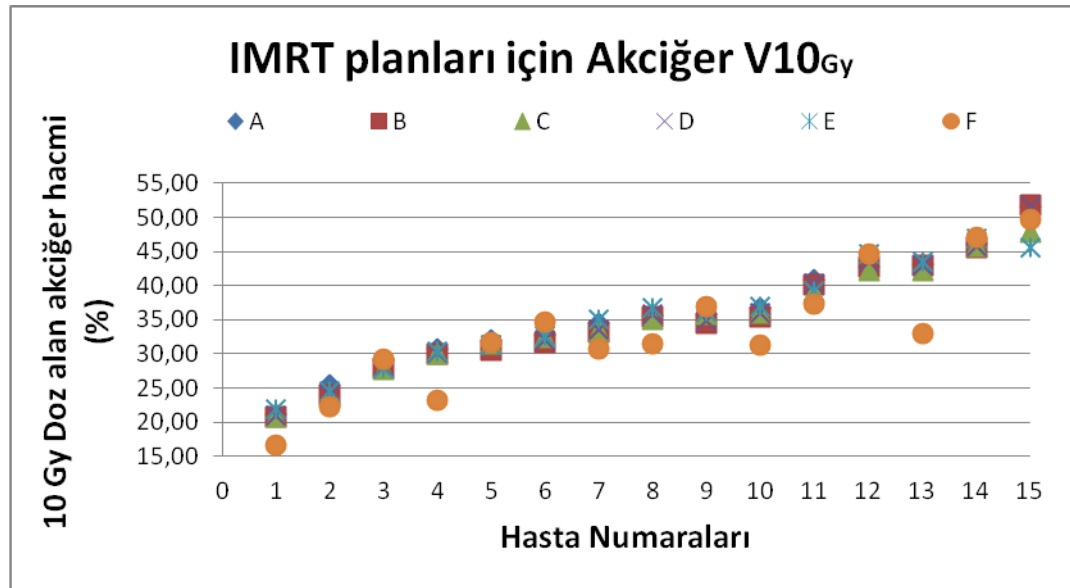
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	41,18	41,31	40,46	41,16	41,50	36,10	
2	41,29	36,97	39,40	38,70	39,72	41,12	
3	43,17	42,98	42,99	43,03	43,30	38,70	
4	43,90	43,76	43,88	43,84	43,38	29,18	
5	43,92	43,76	43,62	43,65	43,87	43,87	
6	45,19	43,54	44,41	44,19	44,68	42,67	p=0,001 ( F ve A )
7	51,11	50,67	50,83	50,84	51,02	48,20	
8	51,22	51,12	50,46	52,02	51,71	43,92	p=0,010 ( C ve A )
9	51,59	51,12	51,22	51,32	51,30	49,78	
10	54,71	55,24	54,90	55,01	55,08	46,89	p=0,019 ( F ve E )
11	54,72	53,76	54,29	54,10	54,71	52,46	
12	55,05	54,37	52,60	57,20	56,66	55,69	
13	56,25	55,80	55,16	55,93	55,53	54,22	p=0,027 ( B ve A )
14	62,44	62,51	59,96	62,38	60,57	60,43	
15	62,45	61,27	61,69	61,63	61,59	63,95	



**Şekil 4.17 Akciğer V<sub>5Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.19 Akciğer V<sub>10Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

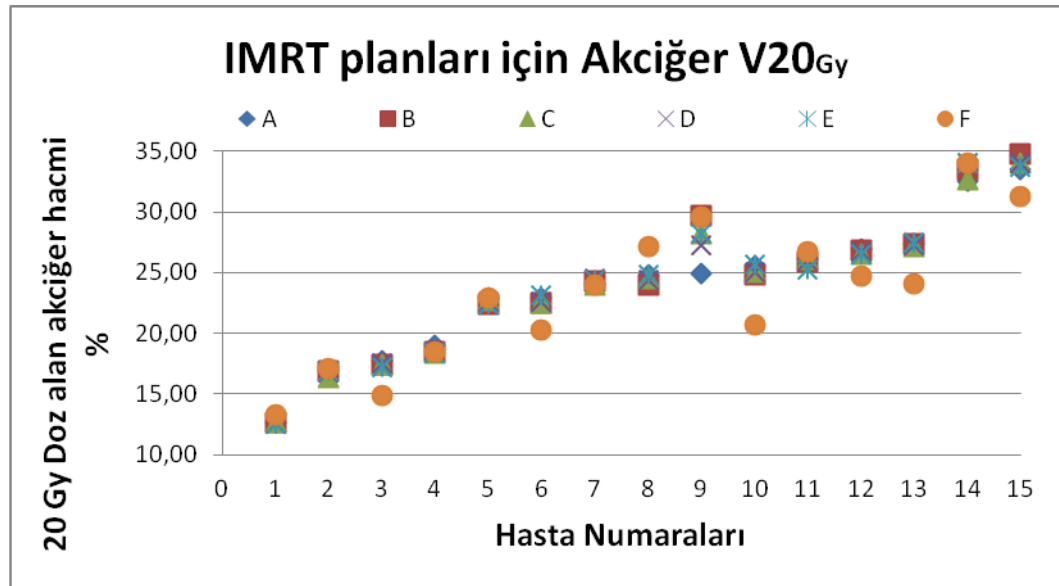
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	21,10	20,76	20,75	20,92	21,96	16,69	
2	25,52	24,02	23,59	24,00	24,50	22,18	
3	29,10	27,98	27,81	28,15	27,99	29,23	
4	30,70	30,00	29,90	30,21	30,27	23,15	
5	32,08	30,53	31,54	31,24	31,27	31,59	p =0,014 ( C ve E )
6	32,85	31,68	32,44	32,12	32,54	34,76	
7	34,40	33,18	33,30	33,63	34,96	30,79	p=0,005 ( C ve A )
8	35,62	35,47	35,06	35,78	36,74	31,42	
9	35,78	34,50	35,88	34,92	36,09	36,90	p=0,037 ( B ve E )
10	36,74	35,47	36,01	35,90	36,88	31,38	
11	40,90	40,16	39,02	40,36	39,13	37,30	p=0,014 ( B ve A )
12	42,72	42,66	42,18	43,54	44,68	44,57	
13	43,04	43,00	42,26	42,87	43,57	33,00	
14	46,23	45,53	45,78	45,84	46,84	47,11	
15	51,57	51,83	47,76	51,55	45,54	49,74	



**Şekil 4.18 Akciğer V<sub>10Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.20 Akciğer V<sub>20Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

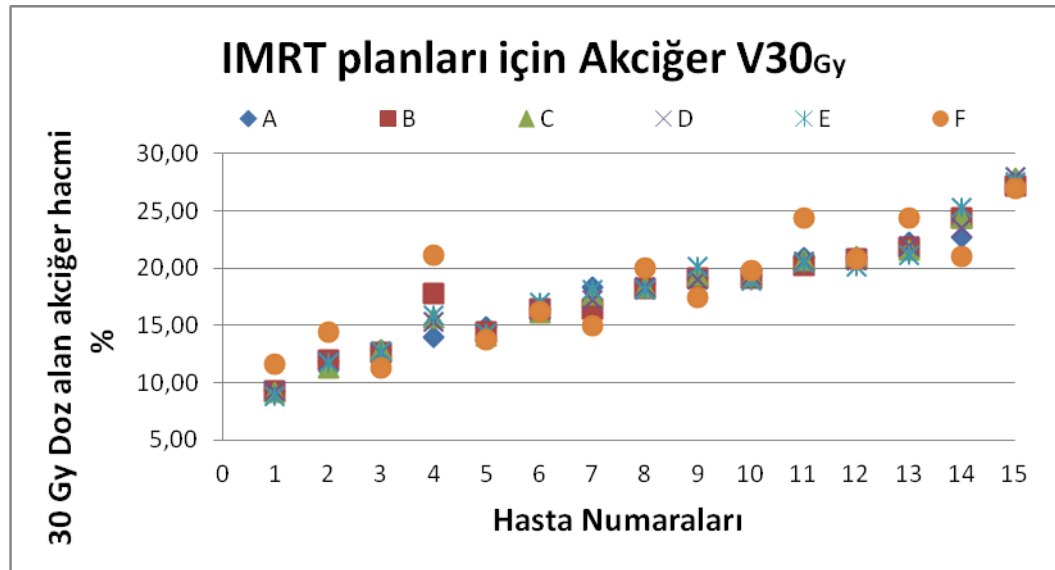
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)
1	12,63	12,63	12,65	12,60	12,54	13,26
2	16,84	16,89	16,35	16,83	16,85	17,11
3	17,72	17,38	17,39	17,48	17,17	14,89
4	18,98	18,48	18,34	18,53	18,37	18,45
5	22,88	22,42	22,69	22,61	22,44	22,93
6	22,96	22,46	22,49	22,61	23,11	20,32
7	24,04	24,31	23,96	24,46	24,35	24,01
8	24,79	24,00	24,54	24,36	24,86	27,19
9	24,90	29,73	28,16	27,22	28,23	29,57
10	25,52	24,82	25,02	25,08	25,69	20,68
11	26,14	25,89	26,13	26,00	25,30	26,70
12	26,92	26,80	26,54	26,76	26,48	24,72
13	27,33	27,36	27,17	27,25	27,51	24,10
14	32,58	33,50	32,70	34,02	34,03	34,05
15	33,50	34,81	33,99	34,06	33,72	31,30



**Şekil 4.19 Akciğer V<sub>20Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.21 Akciğer V<sub>30Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

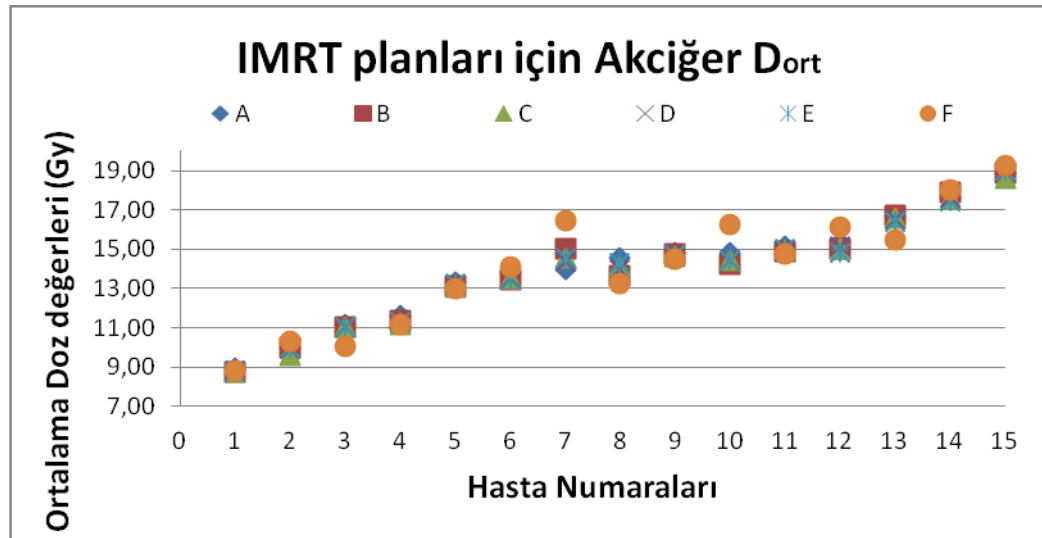
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)
1	9,32	9,24	9,21	9,27	8,87	11,62
2	11,87	12,01	11,24	11,80	11,78	14,43
3	12,81	12,66	12,84	12,62	12,71	11,24
4	14,01	17,76	15,67	15,32	15,90	21,20
5	14,88	14,38	14,10	14,37	14,32	13,75
6	16,45	16,45	16,16	16,33	16,95	16,19
7	18,34	16,46	17,62	17,19	18,13	15,02
8	18,64	18,24	18,39	18,37	18,08	20,02
9	19,18	19,11	19,37	18,99	20,12	17,42
10	19,36	19,09	19,36	19,34	18,85	19,82
11	20,88	20,30	20,72	20,53	20,43	24,44
12	20,96	20,79	21,02	20,73	20,11	20,86
13	22,22	21,77	21,60	21,96	21,10	24,37
14	22,75	24,42	24,34	23,45	25,28	21,06
15	27,79	27,23	27,86	28,02	27,58	26,98



**Şekil 4.20 Akciğer V<sub>30Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.22 Akciğer D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	8,91	8,77	8,77	8,83	8,75	8,83	
2	10,00	10,00	9,61	9,93	10,00	10,32	
3	11,18	11,04	11,02	11,04	11,03	10,06	
4	11,60	11,36	11,16	11,30	11,29	11,17	
5	13,32	13,13	13,05	13,16	13,25	12,99	
6	13,78	13,44	13,51	13,53	13,44	14,13	
7	14,00	15,05	14,53	14,39	14,59	16,46	p=0,008 (C ve A)
8	14,53	13,64	14,10	13,95	14,33	13,28	
9	14,81	14,79	14,65	14,77	14,72	14,52	
10	14,82	14,24	14,46	14,41	14,45	16,24	
11	15,16	14,90	14,91	14,92	15,00	14,77	
12	15,33	15,04	15,05	15,14	14,83	16,10	
13	16,63	16,74	16,57	16,54	16,42	15,50	
14	17,64	17,92	17,59	17,66	17,41	18,04	
15	18,90	18,85	18,62	18,94	19,00	19,24	



**Şekil 4.21 Akciğer D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

#### **4.3.1. VMAT için Akciğer; V<sub>5Gy</sub>, V<sub>10Gy</sub>, V<sub>20Gy</sub>, V<sub>30Gy</sub>, D<sub>ortalama</sub> Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.23, Tablo 4.24, Tablo 4.25, Tablo 4.26, Tablo 4.27 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Akciğer'in  $V_{5Gy}$ ,  $V_{10Gy}$ ,  $V_{20Gy}$ ,  $V_{30Gy}$  ve  $D_{ortalama}$

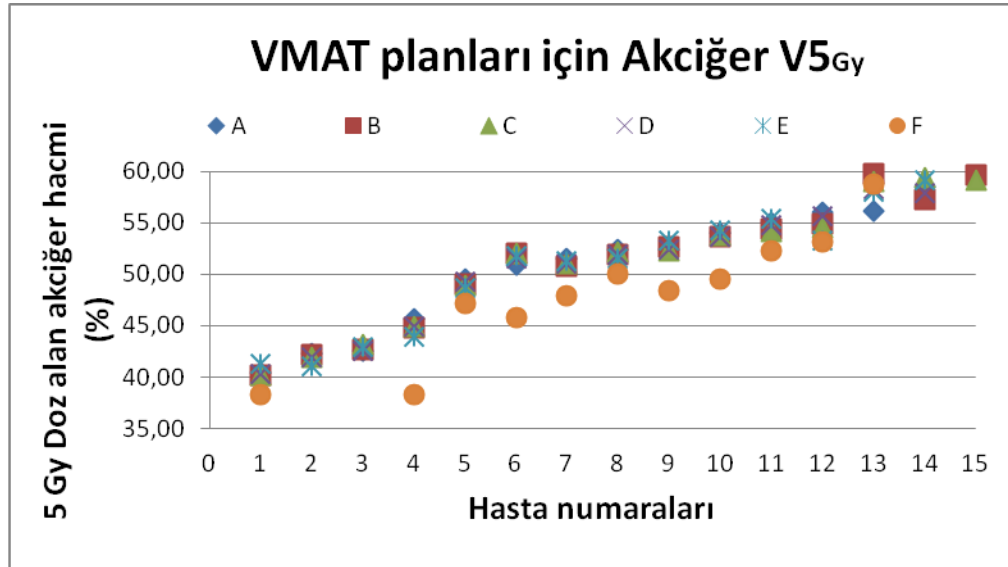
bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.22, Şekil 4.23, Şekil 4.24, Şekil 4.25, Şekil 4.26 sırasıyla Akciğer'in  $V_{5Gy}$ ,  $V_{10Gy}$ ,  $V_{20Gy}$ ,  $V_{30Gy}$  ve  $D_{ortalama}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.



**Tablo 4.23 Akciğer V<sub>5Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

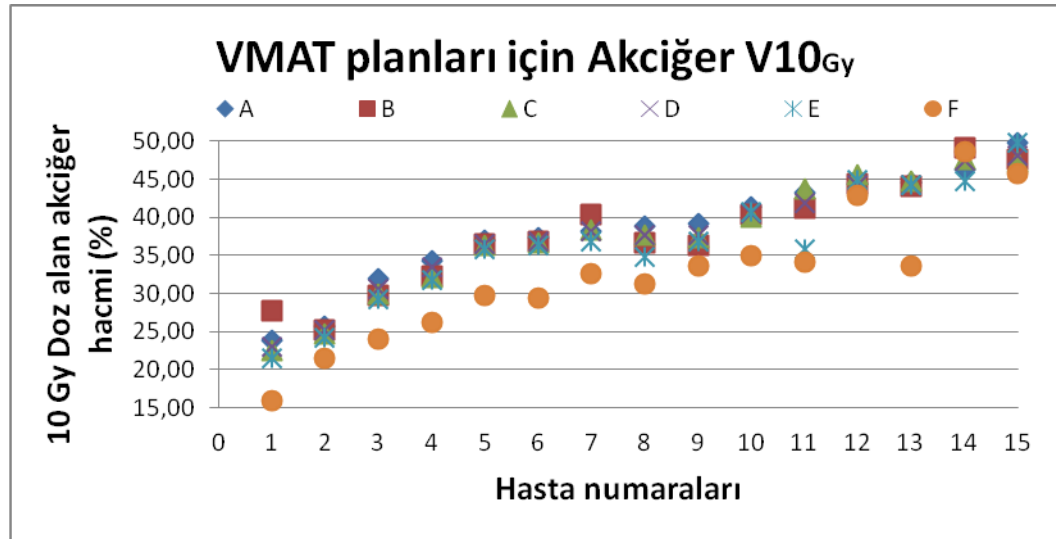
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	40,43	40,20	40,20	40,26	41,35	38,35	
2	42,31	42,13	41,90	41,88	41,04	31,86	
3	42,55	42,63	43,23	42,57	42,98	28,93	
4	45,67	44,78	44,87	44,94	43,90	38,36	
5	49,59	49,01	48,97	49,28	48,69	47,19	p=0,037 ( F ve E )
6	50,90	52,02	52,01	51,48	51,76	45,75	
7	51,48	50,79	51,03	51,05	51,24	47,96	
8	52,36	51,96	52,21	51,96	51,51	50,03	p=0,027 F ve D )
9	52,37	52,62	52,24	52,38	53,23	48,39	
10	53,96	53,64	53,79	53,68	54,31	49,51	p=0,011 ( F ve A )
11	55,06	54,34	54,14	54,73	55,36	52,24	
12	55,97	54,87	54,51	55,63	53,22	53,19	
13	56,20	59,79	59,00	58,20	58,00	58,82	
14	58,56	57,27	59,43	57,88	59,12	60,40	
15	61,33	59,61	59,16	60,75	61,61	60,38	



**Şekil 4.22 Akciğer V<sub>5Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.24 Akciğer V<sub>10Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

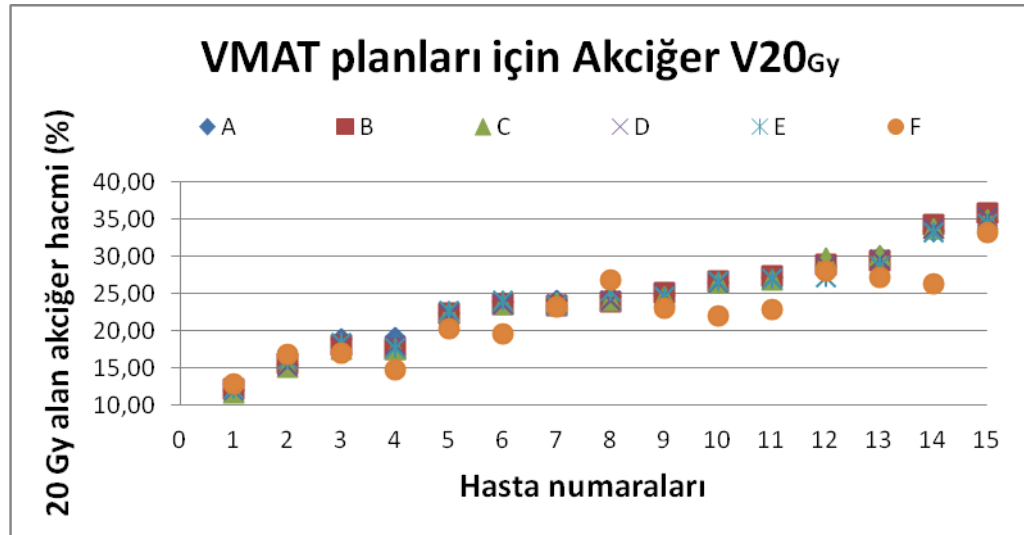
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	23,86	27,71	22,57	23,05	21,44	15,98	
2	25,69	25,28	24,75	25,14	24,22	21,47	
3	31,90	29,83	29,99	30,52	29,30	23,96	p=0,037 ( F ve B )
4	34,22	32,28	32,11	33,40	31,71	26,27	
5	37,00	36,48	36,39	36,53	35,81	29,82	p=0,037 ( F ve C )
6	37,31	36,85	36,66	36,86	36,33	29,48	
7	38,21	40,28	38,29	38,25	36,80	32,69	p=0,001 ( F ve A )
8	38,85	36,61	37,72	37,62	34,76	31,32	
9	39,16	36,32	37,28	37,58	36,78	33,57	p=0,001 ( D ve A )
10	41,35	40,29	40,10	40,48	40,66	35,01	
11	43,17	41,22	43,78	41,87	35,79	34,13	p=0,005 ( E ve A )
12	44,40	44,35	45,50	44,22	44,89	42,85	
13	44,56	44,10	44,65	44,25	44,18	33,56	
14	46,22	49,04	47,66	47,45	44,79	48,53	
15	49,75	47,55	47,25	48,04	49,83	45,73	



**Şekil 4.23 Akciğer V<sub>10Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.25 Akciğer V<sub>20Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

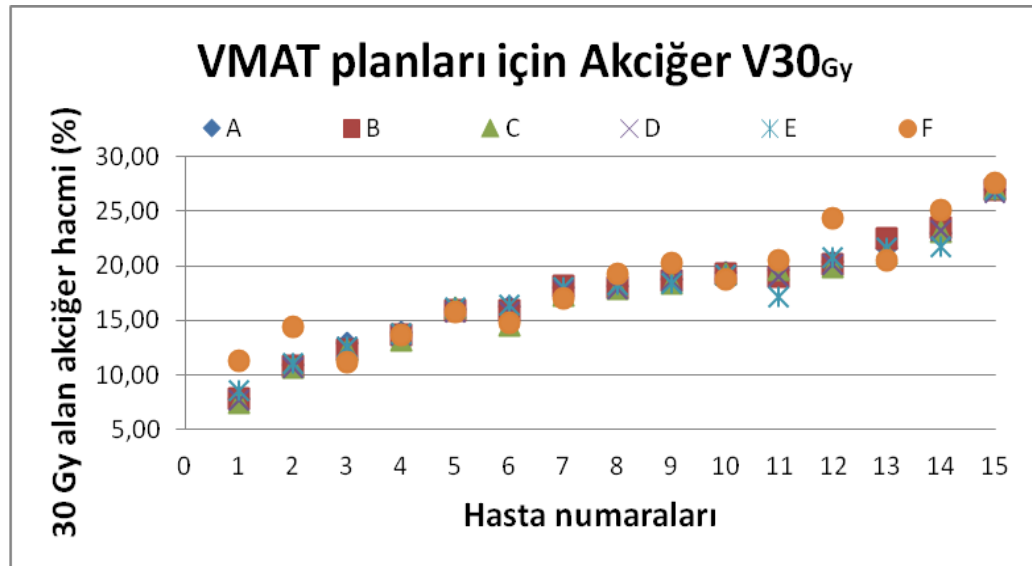
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)
1	12,05	12,11	11,69	12,04	12,20	12,94
2	15,50	15,66	15,12	15,29	16,18	16,90
3	18,93	17,98	17,61	18,21	18,45	17,09
4	19,17	17,54	17,53	18,11	17,73	14,71
5	22,29	22,34	22,33	22,221	22,68	20,32
6	23,89	23,52	23,60	23,50	24,13	19,67
7	24,13	23,45	23,80	23,64	23,43	23,17
8	24,53	23,91	24,06	24,17	25,29	26,80
9	24,70	25,09	24,54	24,79	24,54	23,03
10	26,55	26,71	26,55	26,48	26,66	22,08
11	27,20	27,39	26,90	27,04	26,98	22,92
12	28,68	28,89	29,81	28,68	27,27	28,00
13	29,98	29,47	30,13	29,63	28,76	27,13
14	33,47	34,26	33,73	33,74	33,17	26,26
15	34,85	35,76	35,02	35,28	34,44	33,24



**Şekil 4.24 Akciğer V<sub>20Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.26 Akciğer V<sub>30Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

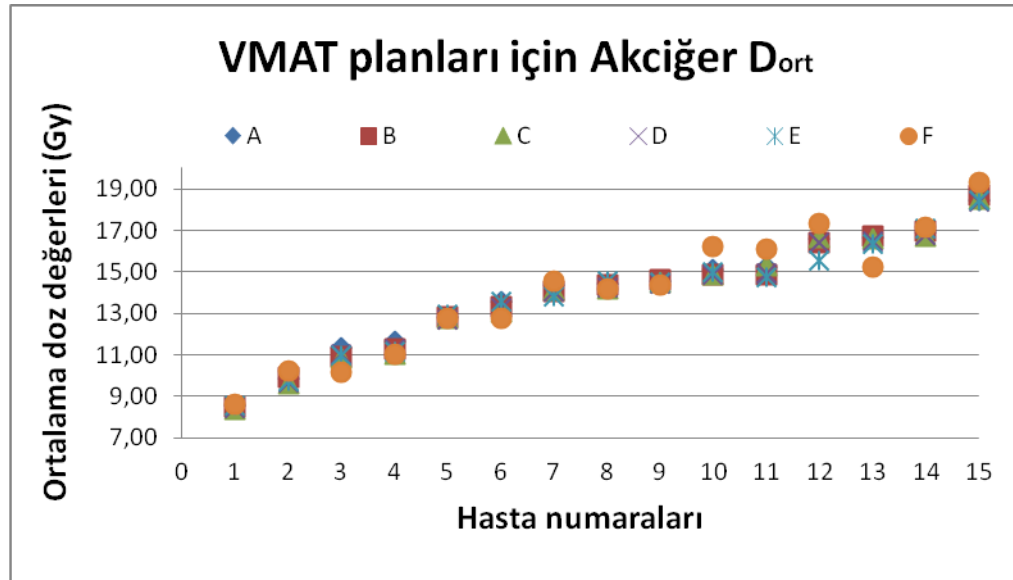
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	7,84	7,76	7,43	7,68	8,53	11,36	
2	10,88	10,83	10,62	10,65	11,08	14,46	
3	12,88	12,34	12,30	12,50	12,49	11,23	
4	13,95	13,66	13,14	13,61	13,76	13,68	
5	16,00	15,93	16,19	15,77	16,15	15,84	
6	16,33	15,91	14,53	15,78	16,42	14,74	
7	17,97	18,11	17,27	17,71	18,08	17,01	p=0,032 (C ve E)
8	18,09	18,00	17,92	17,86	18,26	19,26	
9	18,73	18,65	18,44	18,60	18,35	20,26	p=0,011 (C ve D)
10	19,45	19,24	19,22	19,16	19,20	18,78	
11	19,66	18,97	19,67	19,07	17,10	20,50	
12	20,33	20,14	19,91	20,11	20,76	24,39	
13	21,58	22,49	21,10	21,58	21,68	20,45	
14	22,97	23,48	23,10	23,20	21,81	25,16	
15	26,99	27,00	27,10	26,73	27,04	27,63	



**Şekil 4.25 Akciğer V<sub>30Gy</sub> kriterinin kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.27 Akciğer D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)
1	8,56	8,48	8,39	8,43	8,56	8,61
2	9,84	9,91	9,59	9,68	9,71	10,25
3	11,31	10,92	10,85	11,00	10,95	10,18
4	11,65	11,27	11,01	11,25	11,17	11,04
5	12,85	12,82	12,75	12,71	12,94	12,74
6	13,56	13,33	13,06	13,26	13,56	12,75
7	14,35	14,07	14,12	14,07	13,81	14,57
8	14,44	14,37	14,17	14,26	14,54	14,20
9	14,55	14,62	14,50	14,44	14,46	14,39
10	15,13	14,86	14,83	14,83	14,97	16,22
11	15,23	14,89	15,29	14,93	14,73	16,08
12	16,61	16,42	16,67	16,39	15,51	17,31
13	16,66	16,69	16,59	16,49	16,37	15,24
14	16,91	16,95	16,70	16,80	17,11	17,12
15	18,43	18,70	18,51	18,40	18,44	19,32



**Şekil 4.26 Akciğer D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

#### **4.4. IMRT için; Kalp $V_{30Gy}$ , $V_{40Gy}$ , $V_{45Gy}$ , $V_{60Gy}$ , $D_{ortalama}$**

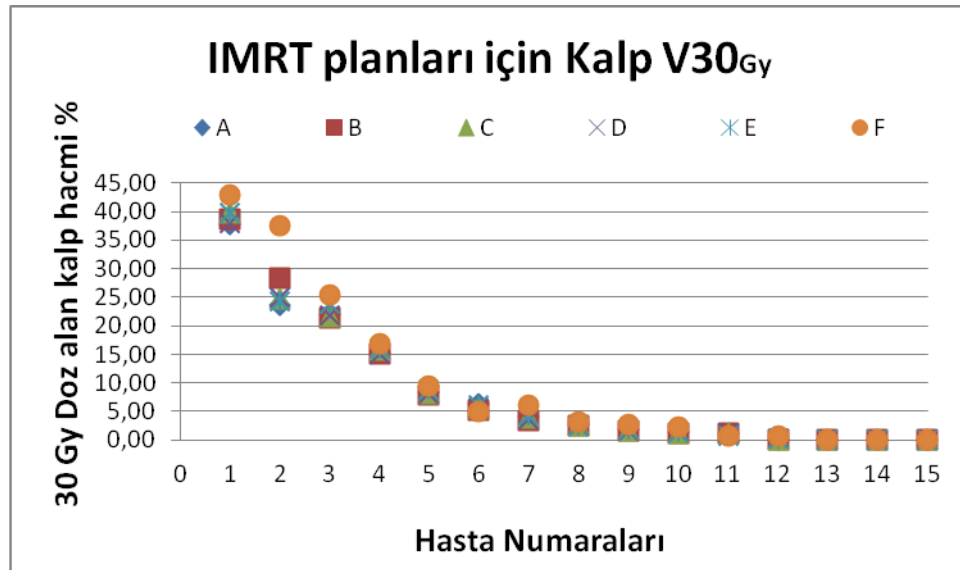
##### **Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.28, Tablo 4.29, Tablo 4.30, Tablo 4.31, Tablo 4.32 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Kalp'in  $V_{30Gy}$ ,  $V_{40Gy}$ ,  $V_{45Gy}$ ,  $V_{60Gy}$  ve  $D_{ortalama}$  bulgularını ve istatiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.27, Şekil 4.28, Şekil 4.29, Şekil 4.30, Şekil 4.31 sırasıyla Kalp'in  $V_{30Gy}$ ,  $V_{40Gy}$ ,  $V_{45Gy}$ ,  $V_{60Gy}$  ve  $D_{ortalama}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.28 Kalp V<sub>30Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

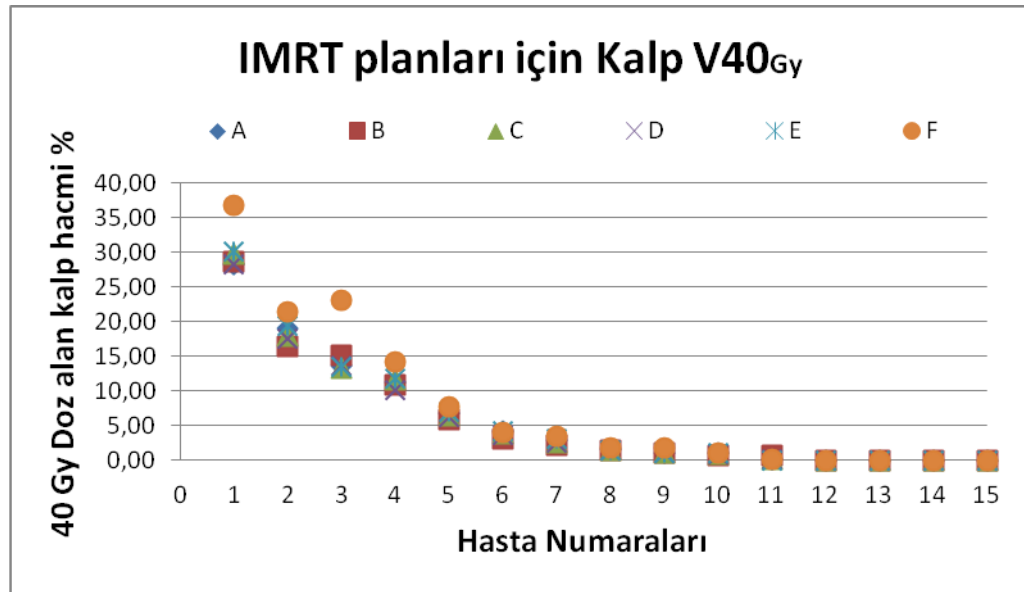
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	37,70	38,71	39,89	38,00	39,78	42,94	
2	23,60	28,45	24,64	25,07	24,24	37,59	
3	22,10	21,37	21,66	21,84	23,85	25,50	
4	15,26	15,18	15,76	15,14	15,89	16,91	
5	8,27	7,94	8,08	8,13	8,80	9,53	
6	6,24	5,21	5,72	5,70	6,16	5,03	
7	4,09	3,35	3,82	3,74	4,23	6,03	
8	2,72	2,46	2,59	2,55	2,54	3,08	p=0,006 ( B ve F )
9	1,85	1,63	1,68	1,72	1,74	2,77	
10	1,38	1,12	1,28	1,31	1,47	2,25	
11	1,14	1,28	1,25	1,16	0,80	0,65	
12	0,05	0,02	0,02	0,20	0,17	0,73	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	



**Şekil 4.27 Kalp V<sub>30Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.29 Kalp V<sub>40Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	28,34	28,60	29,87	28,23	30,10	36,86	
2	18,96	16,38	17,86	17,54	19,49	21,41	
3	13,60	15,20	13,21	13,75	13,52	23,20	
4	11,23	10,92	11,57	10,10	11,78	14,19	
5	6,85	5,95	6,45	6,35	7,00	7,74	
6	4,22	3,17	3,82	3,71	4,17	3,99	<b>p=0,001 ( B ve F )</b>
7	2,94	2,24	2,63	2,53	3,08	3,48	
8	1,60	1,47	1,50	1,51	1,51	1,80	<b>p=0,003 ( D ve F )</b>
9	1,14	0,99	1,03	1,05	1,06	1,73	
10	0,98	0,75	0,88	0,84	1,03	1,16	<b>p=0,037 ( C ve F )</b>
11	0,08	0,70	0,12	0,06	0,00	0,20	
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	



**Şekil 4.28 Kalp V<sub>40Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

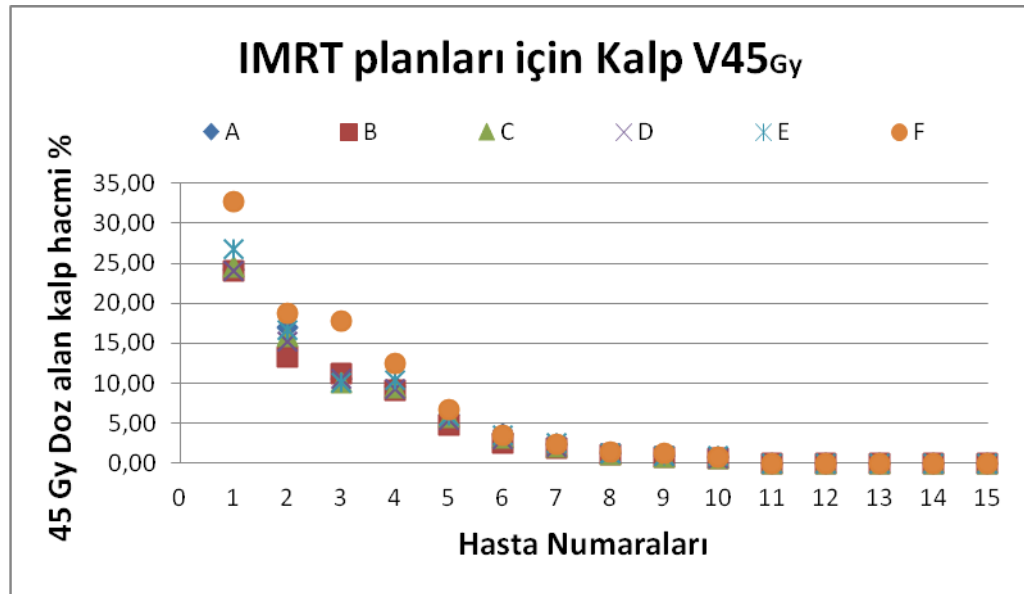


**Tablo 4.30 Kalp V<sub>45Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)
1	24,27	24,10	24,50	24,00	26,85	32,69
2	17,01	13,26	15,84	15,19	16,60	18,74
3	10,49	11,27	10,00	10,58	10,00	17,85
4	9,60	9,14	9,49	9,30	10,39	12,49
5	6,09	4,80	5,67	5,46	5,92	6,72
6	3,60	2,54	3,15	3,05	3,46	3,50
7	2,40	1,82	2,03	2,02	2,56	2,40
8	1,25	1,15	1,16	1,18	1,17	1,42
9	0,92	0,78	0,82	0,85	0,85	1,28
10	0,80	0,61	0,68	0,67	0,85	0,80
11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

**p=0,001 ( B ve F )**

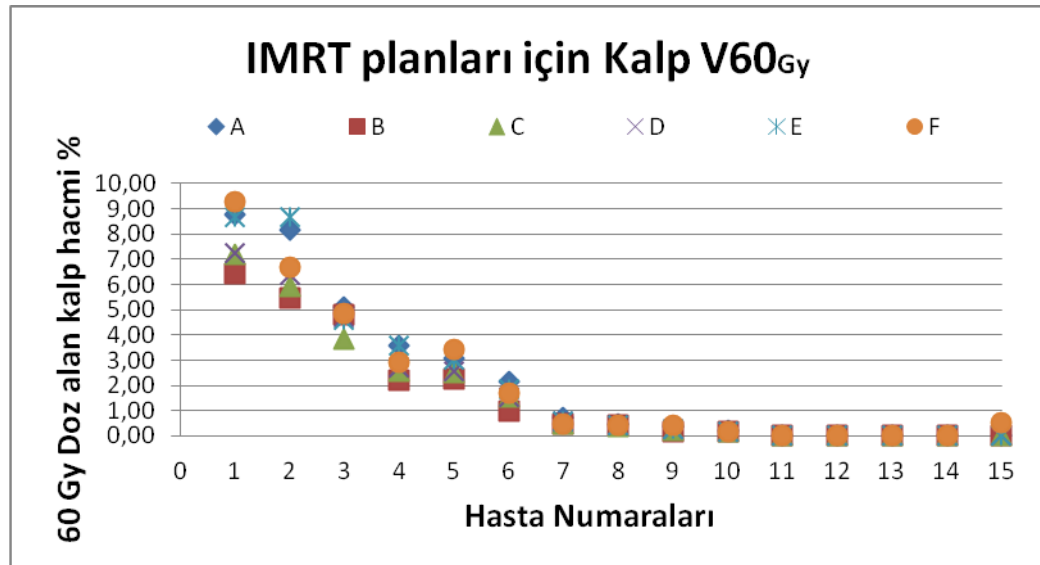
**p=0,032 ( D ve F )**



**Şekil 4.29 Kalp V<sub>45Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.31 Kalp  $V_{60Gy}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

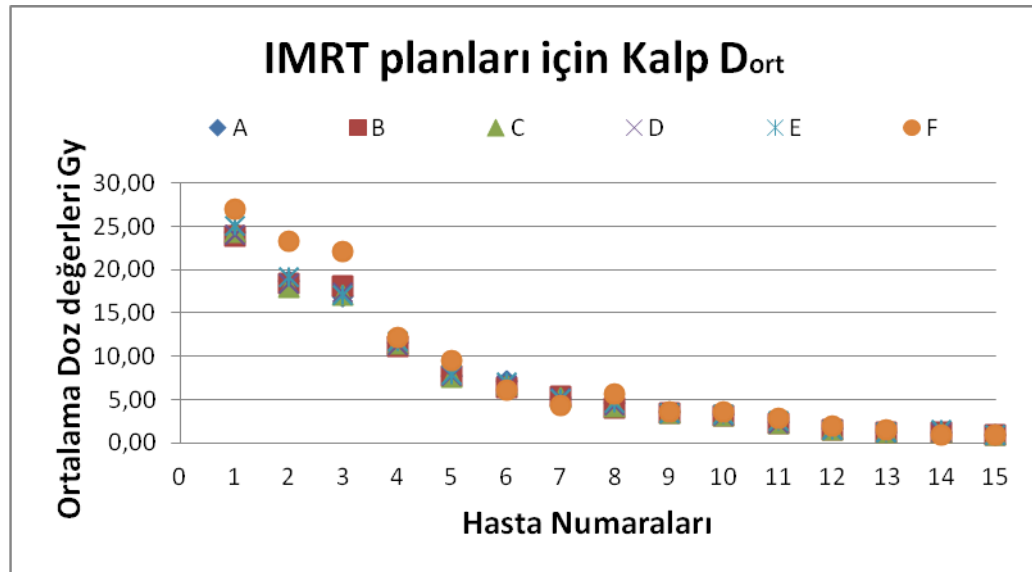
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	8,78	6,43	7,19	7,25	8,66	9,28	
2	8,18	5,45	5,91	6,38	8,66	6,69	
3	5,08	4,80	3,82	4,71	4,61	4,87	p=0,037 ( B ve F )
4	3,56	2,21	2,57	2,73	3,59	2,94	
5	3,09	2,28	2,53	2,56	3,03	3,41	p=0,003 ( B ve A )
6	2,13	1,00	1,56	1,53	1,83	1,72	
7	0,72	0,48	0,45	0,57	0,56	0,48	
8	0,49	0,42	0,39	0,43	0,43	0,44	p=0,037 ( C ve F )
9	0,38	0,18	0,23	0,28	0,28	0,41	
10	0,24	0,16	0,15	0,19	0,19	0,16	
11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,003 ( C ve A )
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,51	



**Şekil 4.30 Kalp  $V_{60Gy}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.32 Kalp D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	24,34	23,94	24,34	23,99	25,12	27,03	
2	18,65	18,46	18,02	18,41	19,10	23,30	
3	16,97	18,05	17,02	17,33	17,07	22,13	
4	11,62	11,14	11,40	11,30	11,76	12,25	
5	7,80	7,69	7,57	7,69	7,92	9,46	p=0,032 ( B ve A )
6	7,17	6,38	6,70	6,71	6,94	6,07	
7	5,25	5,36	5,23	5,26	5,12	4,28	p=0,003 ( B ve F )
8	4,57	4,02	4,24	4,26	4,63	5,66	
9	3,53	3,38	3,44	3,43	3,43	3,60	
10	3,35	3,11	3,16	3,21	3,23	3,65	p=0,023 ( C ve F )
11	2,44	2,22	2,30	2,31	2,53	2,83	
12	1,59	1,47	1,50	1,53	1,50	1,90	
13	1,26	1,22	1,24	1,24	1,23	1,49	
14	1,16	1,16	1,16	1,15	1,47	0,92	
15	0,93	0,88	0,88	0,89	0,88	0,88	



**Şekil 4.31 Kalp D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

#### **4.5. VMAT için Kalp; V<sub>30Gy</sub>, V<sub>40Gy</sub>, V<sub>45Gy</sub>, V<sub>60Gy</sub>, D<sub>ortalama</sub>**

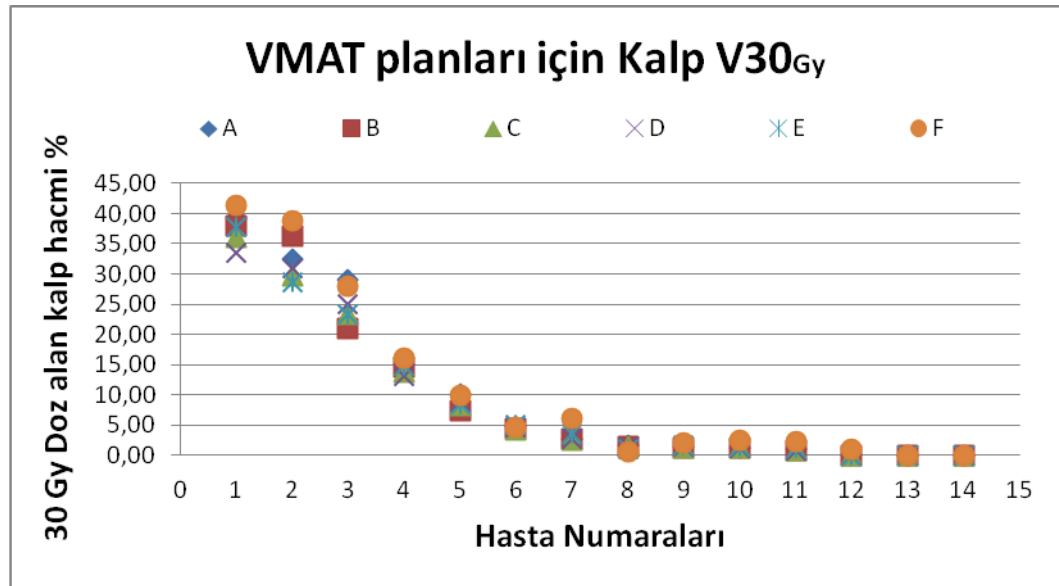
##### **Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.33, Tablo 4.34, Tablo 4.35, Tablo 4.36, Tablo 4.37 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Kalp'in  $V_{30Gy}$ ,  $V_{40Gy}$ ,  $V_{45Gy}$ ,  $V_{60Gy}$  ve  $D_{ortalama}$  bulgularını ve istatiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.32, Şekil 4.33, Şekil 4.34, Şekil 4.35, Şekil 4.36 sırasıyla Kalp'in  $V_{30Gy}$ ,  $V_{40Gy}$ ,  $V_{45Gy}$ ,  $V_{60Gy}$  ve  $D_{ortalama}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.33 Kalp V<sub>30Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

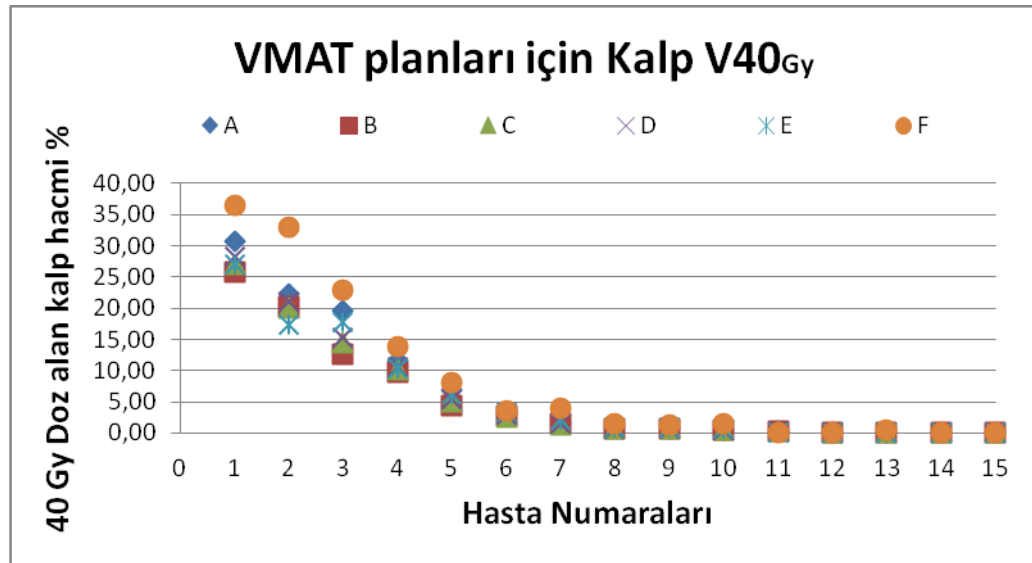
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	39,15	37,92	36,00	33,40	37,82	41,43	
2	32,46	36,16	29,65	30,93	28,66	38,76	
3	29,00	20,97	23,41	25,10	23,40	27,90	
4	15,12	14,54	13,81	13,06	14,81	16,20	
5	10,14	7,44	8,24	8,82	8,39	10,01	p=0,010 C ve A )
6	4,87	4,53	4,20	4,54	5,13	4,61	
7	2,71	2,66	2,47	2,65	3,59	6,13	
8	1,65	1,53	1,42	1,44	1,06	0,57	p=0,001 C ve F )
9	1,43	1,35	1,32	1,36	1,76	2,12	
10	1,34	1,16	1,22	1,23	1,49	2,57	p=0,027 ( D ve F )
11	0,98	0,90	0,84	0,89	1,21	2,39	
12	0,24	0,04	0,04	0,03	0,04	1,05	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	



**Şekil 4.32 Kalp V<sub>30Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.34 Kalp V<sub>40Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

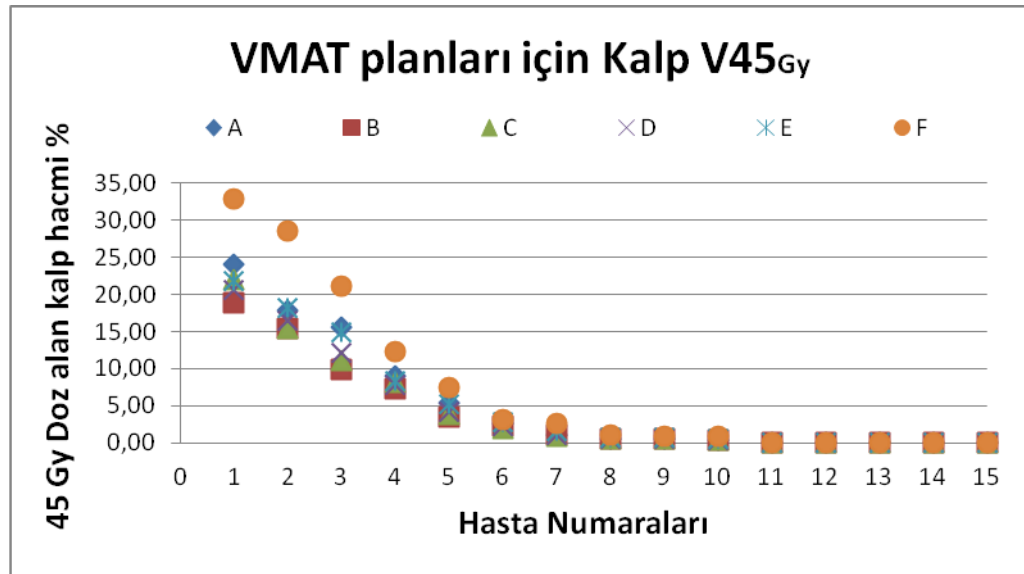
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	30,80	25,75	27,00	28,29	27,04	36,43	
2	22,36	20,28	20,11	21,14	17,30	33,07	
3	19,57	12,56	14,38	15,37	17,85	22,97	
4	11,57	9,75	10,06	10,64	10,43	13,84	
5	6,79	4,43	5,03	5,37	6,27	8,08	p=0,044 (C ve A )
6	3,12	2,83	2,46	2,89	3,36	3,65	
7	1,51	1,44	1,30	1,45	2,10	4,07	
8	0,80	0,68	0,72	0,73	0,90	1,45	p=0,001 (C ve F )
9	0,79	0,73	0,72	0,74	0,95	1,28	
10	0,50	0,48	0,43	0,48	0,70	1,49	
11	0,26	0,33	0,20	0,26	0,14	0,15	p=0,001 (B ve F )
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,40	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	



**Şekil 4.33 Kalp V<sub>40Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.35 Kalp V<sub>45Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

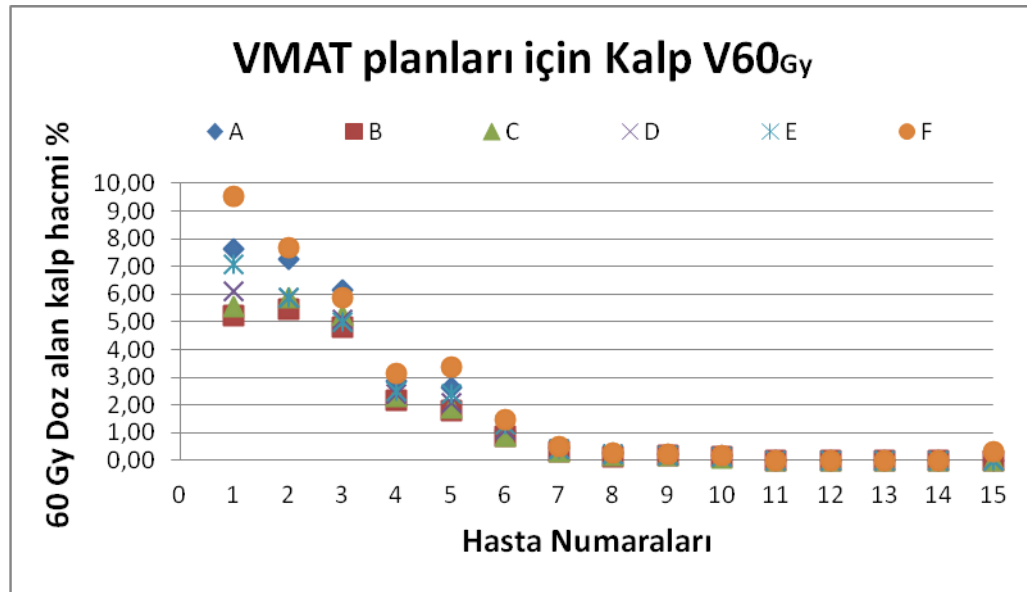
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	24,11	18,89	22,00	20,59	21,75	32,98	
2	17,81	15,50	15,47	16,47	18,23	28,49	
3	15,55	9,93	11,06	12,15	14,90	21,21	
4	9,10	7,22	8,15	7,83	8,40	12,38	p=0,044 ( B ve E )
5	5,38	3,49	3,87	4,23	5,20	7,39	
6	2,56	2,25	1,89	2,34	2,74	3,17	p=0,001 ( B ve F )
7	1,14	1,04	0,93	1,08	1,50	2,66	
8	0,63	0,53	0,56	0,57	0,71	0,99	
9	0,59	0,54	0,54	0,55	0,70	0,95	p=0,001 ( C ve F )
10	0,38	0,35	0,31	0,36	0,50	0,90	
11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,04	p=0,010 ( D ve F )
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	



**Şekil 4.34 Kalp V<sub>45Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.36 Kalp V<sub>60Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	7,63	5,22	5,53	6,09	7,08	9,54	
2	7,26	5,45	5,89	5,87	5,87	7,68	
3	6,13	4,79	5,20	5,10	4,99	5,88	
4	2,86	2,16	2,30	2,40	2,47	3,14	p=0,010 ( B ve A )
5	2,61	1,80	1,90	2,09	2,42	3,36	
6	1,05	0,87	0,85	1,12	1,30	1,47	p=0,001 ( B ve F )
7	0,47	0,33	0,30	0,40	0,43	0,49	
8	0,26	0,15	0,17	0,20	0,24	0,27	p=0,001 C ve F )
9	0,21	0,17	0,16	0,17	0,19	0,22	
10	0,16	0,11	0,10	0,13	0,14	0,16	
11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	p=0,032 ( D ve F )
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,32	

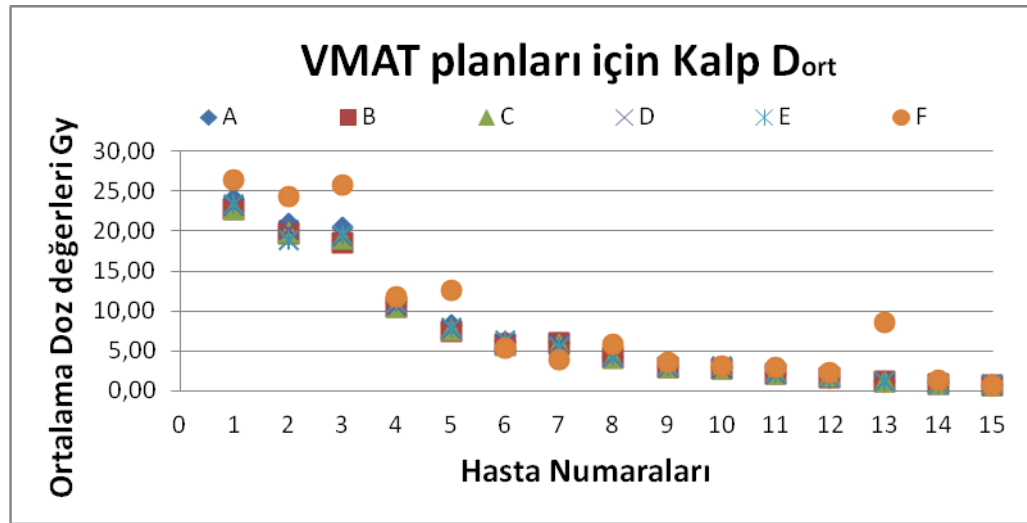


**Şekil 4.35 Kalp V<sub>60Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**



**Tablo 4.37 Kalp D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	24,08	22,76	22,74	23,23	23,37	26,44	
2	21,03	19,72	19,80	20,20	18,90	24,30	
3	20,51	18,49	19,07	19,32	19,46	25,85	p=0,006 ( B ve A )
4	11,09	10,49	10,43	10,69	10,93	11,76	
5	8,19	7,49	7,67	7,76	7,89	12,53	p=0,001 ( B ve F )
6	6,08	5,81	5,61	5,86	6,29	5,34	
7	5,92	5,97	5,90	5,83	5,45	3,95	
8	4,22	4,17	3,99	4,16	4,42	5,78	p=0,007 ( C ve A )
9	3,10	2,91	2,95	2,97	3,12	3,51	
10	2,90	2,84	2,81	2,84	3,02	3,13	
11	2,18	2,13	2,12	2,13	2,30	2,91	p=0,001 ( C ve F )
12	1,67	1,59	1,73	1,60	1,60	2,25	
13	1,15	1,13	1,14	1,13	1,18	8,61	
14	0,94	0,86	0,87	0,89	0,88	1,28	p=0,007 ( D ve F )
15	0,66	0,64	0,64	0,64	0,89	0,70	



**Şekil 4.36 Kalp D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

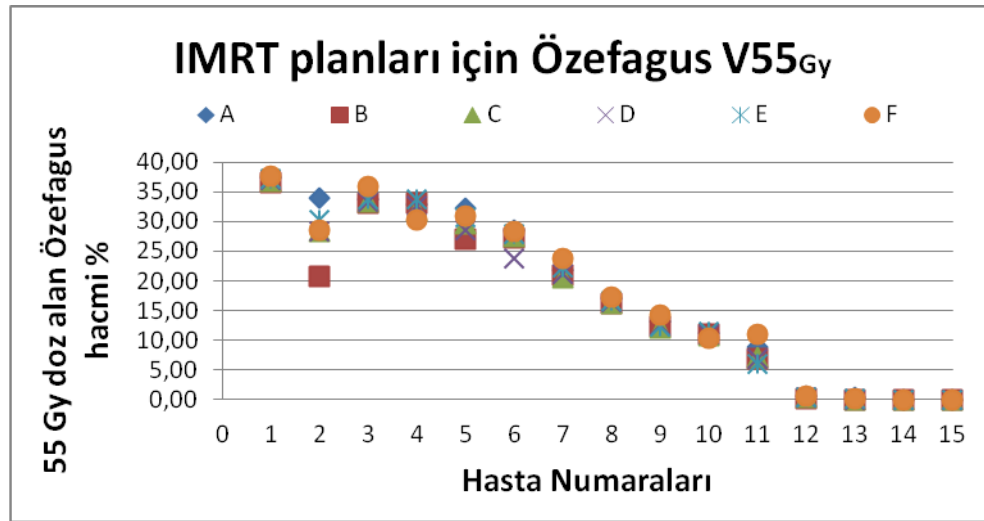
#### **4.6. IMRT için Özefagus; $V_{55Gy}$ , $V_{66Gy}$ , $D_{ortalama}$ Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.38, Tablo 4.39, Tablo 4.40 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Özefagus'un  $V_{55Gy}$ ,  $V_{66Gy}$ ,  $D_{ortalama}$  bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

4.37, Şekil 4.38, Şekil 4.39 sırasıyla Özefagus'un  $V_{55Gy}$ ,  $V_{66Gy}$ ,  $D_{ortalama}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.38 Özefagus V<sub>55Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

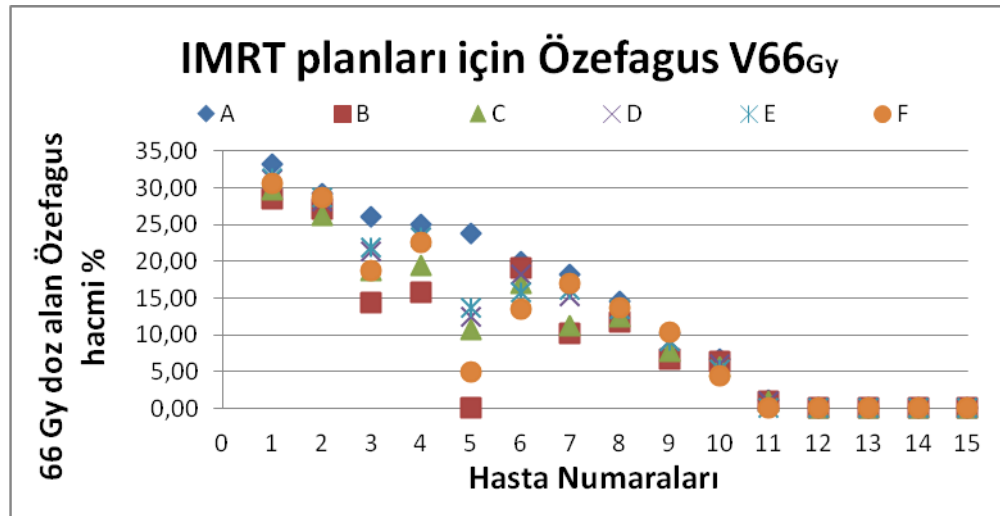
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	37,43	36,54	36,72	36,94	37,20	37,55	
2	33,92	20,72	28,40	28,28	30,36	28,54	<b>p=0,003</b> ( B ve F )
3	33,82	33,09	33,28	33,36	33,77	35,94	
4	32,84	32,99	31,90	32,57	33,64	30,30	<b>p=0,001</b> ( B ve A )
5	32,13	27,05	29,73	28,46	30,71	30,93	
6	28,64	27,33	27,50	23,75	27,99	28,30	<b>p=0,027</b> ( C ve F )
7	21,91	21,02	20,54	21,24	22,23	23,84	
8	16,95	16,24	16,26	16,50	16,53	17,27	<b>p=0,007</b> ( C ve A )
9	13,16	12,18	12,06	12,55	12,36	14,18	
10	11,11	11,04	10,74	10,95	11,31	10,28	<b>p=0,019</b> ( D ve A )
11	8,80	6,94	7,13	6,77	6,00	10,92	
12	0,49	0,13	0,31	0,29	0,30	0,53	
13	0,27	0,00	0,01	0,02	0,04	0,07	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	



**Şekil 4.37 Özefagus V<sub>55Gy</sub> A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.39 Özefagus V<sub>66Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

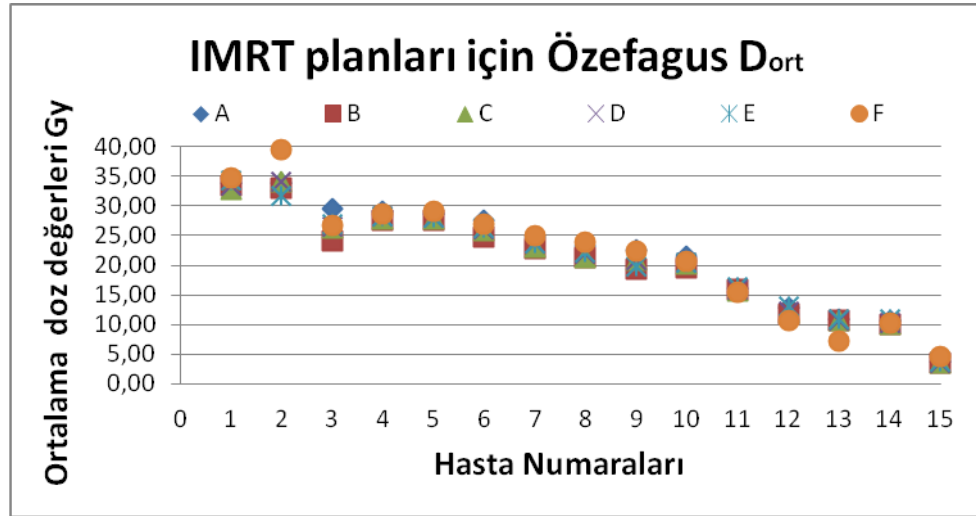
Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	33,28	28,45	29,69	31,19	31,33	30,66	
2	29,28	27,11	26,30	28,14	28,73	28,77	
3	26,04	14,32	18,78	21,28	21,96	18,78	
4	25,05	15,84	19,40	23,26	23,37	22,56	
5	23,79	0,00	10,64	12,45	13,77	5,02	
6	19,94	19,04	17,00	18,19	15,85	13,53	p=0,001 ( B ve A )
7	18,26	10,19	11,20	15,27	16,16	17,05	
8	14,48	11,70	12,51	13,43	13,48	13,66	p=0,002 ( C ve A )
9	10,17	6,65	7,84	9,10	9,10	10,31	
10	6,65	6,35	5,67	6,06	5,28	4,51	
11	1,17	0,89	0,88	0,90	0,00	0,00	
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	



**Şekil 4.38 Özefagus V<sub>66Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.40 Özefagus D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	33,81	33,50	32,90	33,37	34,33	34,72	
2	33,79	33,10	34,00	34,05	31,66	39,49	p=0,003 ( B ve E )
3	29,55	24,09	26,39	26,57	27,05	26,72	
4	29,10	27,66	27,88	28,19	28,20	28,78	p=0,001 ( B ve F )
5	28,60	27,64	27,89	27,94	28,05	29,06	
6	27,66	24,88	25,80	26,09	26,27	26,89	p=0,001 ( B ve A )
7	24,84	22,92	23,12	23,75	23,72	24,89	
8	23,27	21,31	21,25	21,95	22,24	23,93	p=0,019 ( C ve F )
9	22,58	19,33	20,95	20,78	19,79	22,46	
10	21,53	19,60	20,30	20,43	20,36	20,67	p=0,001 ( C ve A )
11	16,20	15,89	15,71	15,93	16,34	15,51	
12	12,90	11,81	12,07	12,31	13,10	10,77	
13	10,99	10,63	10,66	10,79	10,95	7,29	
14	10,69	10,10	10,02	10,31	11,00	10,21	
15	3,80	3,53	3,56	3,63	3,75	4,52	



**Şekil 4.39 Özefagus D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

#### **4.7. VMAT için Özefagus; V<sub>55Gy</sub>, V<sub>66Gy</sub>, D<sub>ortalama</sub> Kriterlerindeki Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.41, Tablo 4.42, Tablo 4.43 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Özefagus'un  $V_{55Gy}$ ,  $V_{66Gy}$ ,  $D_{ortalama}$  bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

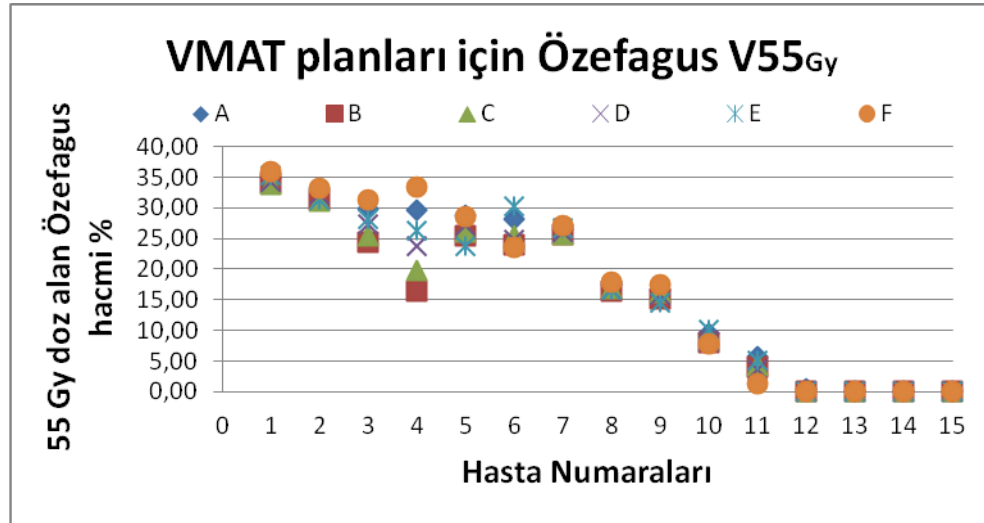
Şekil 4.40, Şekil 4.41, Şekil 4.42 sırasıyla Özefagus'un  $V_{55Gy}$ ,  $V_{66Gy}$ ,  $D_{ortalama}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.41 Özefagus V<sub>55Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)
1	34,94	34,00	33,94	34,27	35,38	36,04
2	33,26	31,26	31,19	32,09	31,44	33,17
3	29,82	24,43	25,55	27,30	28,18	31,26
4	29,67	16,36	19,78	23,79	26,31	33,53
5	28,79	25,36	25,99	27,10	23,82	28,54
6	28,22	23,92	25,55	24,88	30,37	23,66
7	26,54	25,68	25,69	26,03	26,79	27,08
8	17,38	16,41	16,76	16,72	16,64	17,86
9	16,70	15,22	16,31	15,83	14,47	17,50
10	9,41	7,97	8,52	8,29	10,12	7,89
11	5,74	4,05	4,15	3,51	5,02	1,34
12	0,51	0,00	0,03	0,06	0,06	0,03
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

**p=0,032 ( B ve F )**

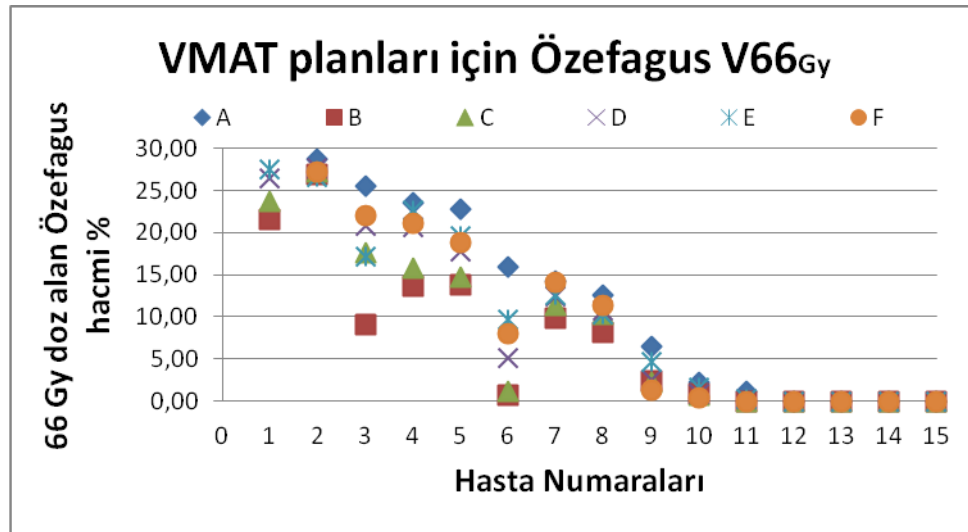
**p=0,001 ( B ve A )**



**Şekil 4.40 Özefagus V<sub>55Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.42 Özefagus V<sub>66Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)	E (%)	F (%)	
1	30,16	21,55	23,74	26,42	27,57	30,88	
2	28,76	26,89	27,26	27,60	26,63	27,23	
3	25,48	9,00	17,68	20,79	17,13	22,07	
4	23,58	13,68	15,80	20,72	22,57	21,13	
5	22,76	13,78	14,72	17,82	19,60	18,80	
6	15,94	0,76	1,10	5,14	9,61	8,04	
7	14,23	9,91	11,36	12,38	12,63	14,06	p=0,001 ( B ve A )
8	12,52	8,17	10,33	10,72	10,32	11,30	p=0,001 ( C ve A )
9	6,41	2,35	2,19	2,59	4,62	1,31	
10	2,14	0,78	0,73	0,86	1,54	0,44	
11	1,17	0,00	0,00	0,25	0,26	0,00	
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	

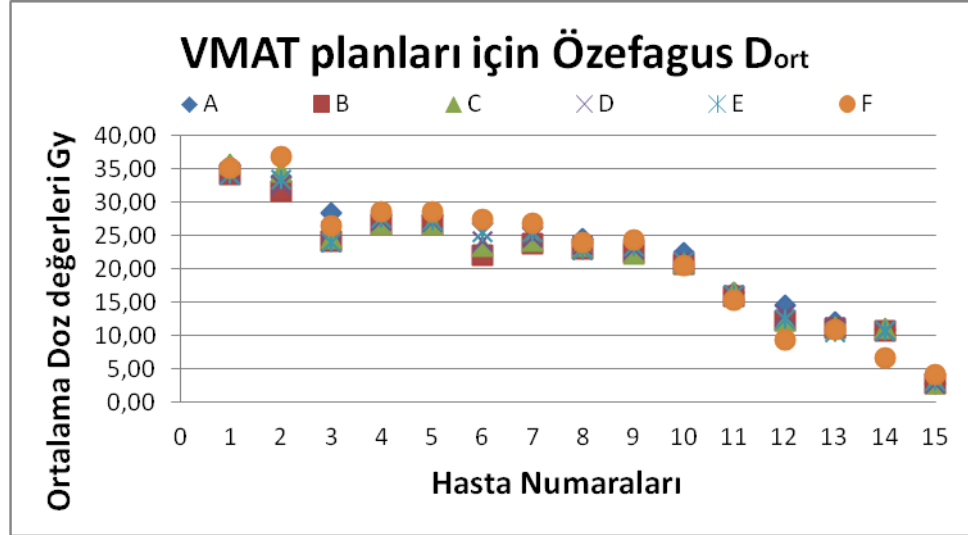


**Şekil 4.41 Özefagus V<sub>66Gy</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**



**Tablo 4.43 Özefagus D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	35,53	34,16	35,69	34,47	34,17	35,04	
2	33,76	31,64	34,62	32,67	33,46	36,78	
3	28,33	24,09	24,62	25,74	23,93	26,42	
4	28,23	26,63	26,73	27,14	27,57	28,60	
5	27,95	26,71	26,65	27,11	27,25	28,57	
6	26,84	22,08	23,48	24,12	25,57	27,39	
7	26,34	23,72	24,15	24,77	25,43	26,80	p=0,019 ( B ve F )
8	24,55	22,98	23,41	23,58	22,90	23,91	
9	24,22	22,38	22,32	23,07	23,47	24,45	p=0,001 ( B ve A )
10	22,44	20,62	20,82	21,32	21,00	20,61	
11	16,45	15,92	16,51	16,02	16,04	15,29	
12	14,54	12,25	12,33	13,25	12,52	9,33	
13	12,04	11,12	11,34	11,35	10,60	10,84	
14	10,98	10,71	11,02	10,75	10,66	6,68	
15	2,85	2,90	2,83	2,85	3,28	4,15	



**Şekil 4.42 Özefagus D<sub>ortalama</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

#### **4.8. IMRT için Spinal Cord; $D_{max}$ ve $D_{1cc}$ Kriterlerindeki**

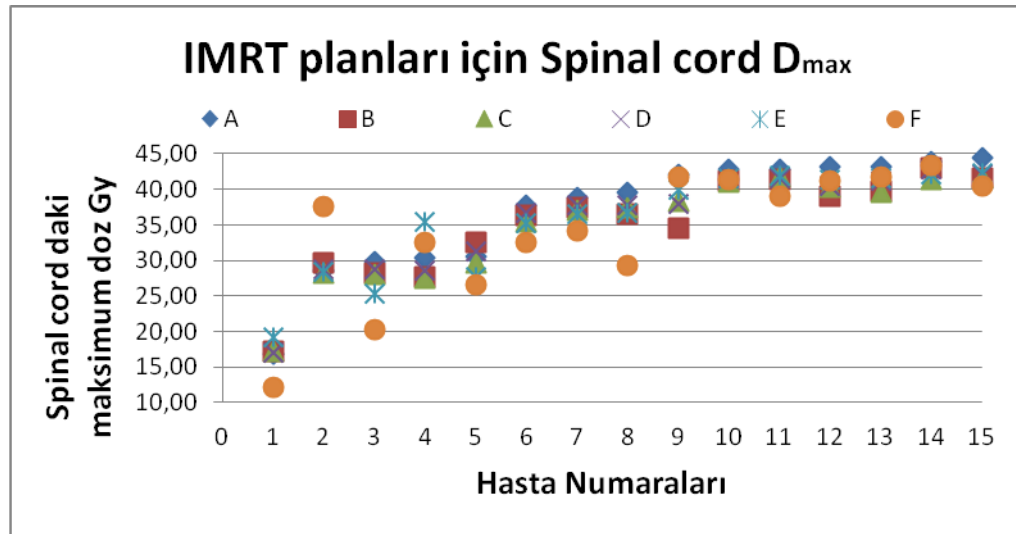
##### **Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.44, Tablo 4.45 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Spinal cord'un  $D_{max}$  ve  $D_{1cc}$  bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.43, Şekil 4.44 sırasıyla Spinal cord'un  $D_{max}$  ve  $D_{1cc}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.44 Spinal cord  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

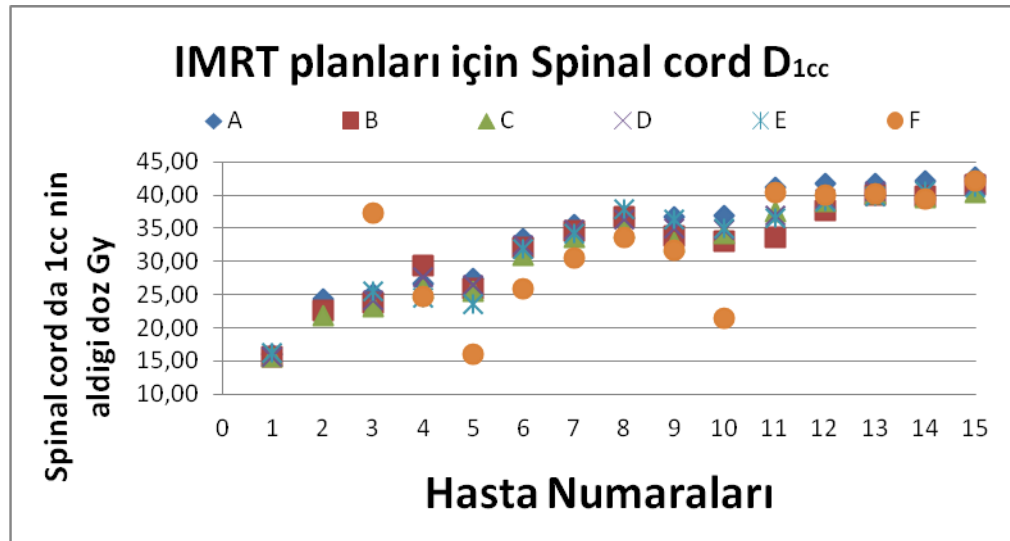
Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	16,94	17,30	17,29	16,97	19,18	12,21	
2	28,65	29,67	28,19	28,71	28,48	37,62	
3	29,84	28,19	27,99	28,82	25,40	20,21	
4	30,37	27,73	27,58	28,61	35,41	32,59	
5	30,52	32,51	29,63	31,22	27,66	26,65	
6	37,74	36,26	35,51	36,77	35,31	32,60	p=0,001 ( C ve A )
7	38,88	37,49	37,02	37,70	36,49	34,19	
8	39,56	36,57	37,34	37,86	36,74	29,38	p=0,003 ( F ve A )
9	42,10	34,61	38,39	37,91	40,01	41,65	
10	42,81	41,23	41,04	41,52	41,59	41,46	
11	42,84	41,30	41,66	41,51	41,97	38,95	p=0,019 ( B ve A )
12	43,14	39,11	40,32	40,54	41,30	41,22	
13	43,15	39,71	39,57	41,22	41,52	41,76	
14	43,97	42,99	41,41	42,77	42,11	43,42	
15	44,50	41,49	41,54	42,18	42,31	40,54	



**Şekil 4.43 Spinal cord  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.45 Spinal cord  $D_{1cc}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)	
1	15,93	15,70	15,60	15,69	16,15	9,85	
2	24,42	22,54	21,82	24,07	23,26	25,54	
3	25,17	23,82	23,12	24,11	25,47	27,20	
4	26,72	29,28	25,93	27,65	24,54	24,63	
5	27,34	25,93	25,50	26,47	23,59	16,11	
6	33,43	32,02	30,98	32,47	31,91	25,92	p=0,001 ( C ve A )
7	35,55	34,68	33,62	34,79	34,20	30,62	
8	36,58	36,64	34,94	36,28	37,85	33,67	p=0,001 ( F ve A )
9	36,72	33,74	32,79	34,95	36,27	31,60	
10	36,86	33,04	34,21	34,82	34,91	21,53	
11	41,19	33,57	37,56	36,97	36,50	40,43	p=0,014 ( B ve A )
12	41,69	37,77	39,11	39,42	38,94	40,00	
13	41,84	40,00	40,24	40,66	39,82	40,14	
14	42,04	39,73	39,53	40,64	40,50	39,44	
15	42,74	41,46	40,43	41,63	41,16	42,09	



**Şekil 4.44 Spinal cord  $D_{1cc}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

#### **4.9. VMAT için Spinal Cord; $D_{max}$ ve $D_{1cc}$ Kriterlerindeki**

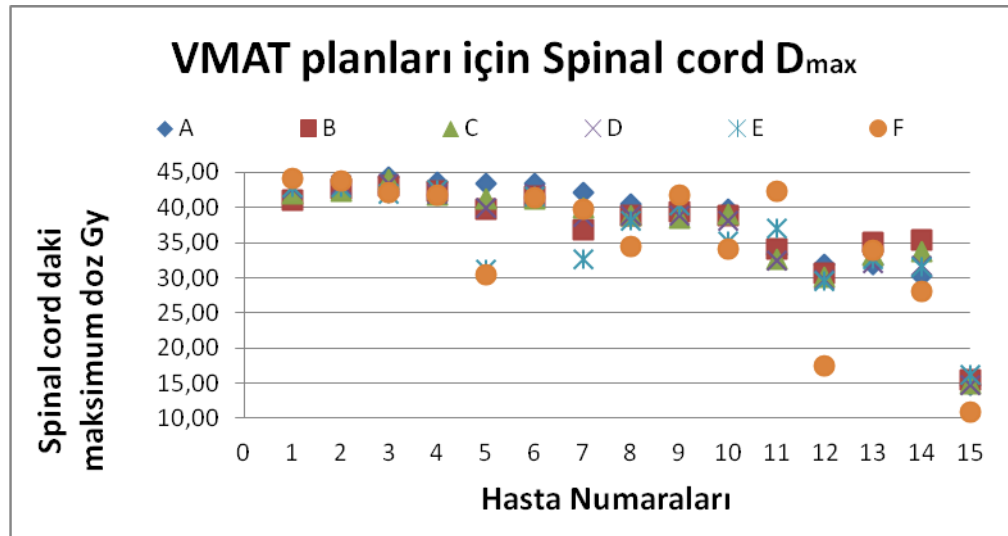
##### **Karşılaştırma Sonuçları:**

Tablo 4.46, Tablo 4.47 PTV'ye yapılan A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen Spinal cord'un  $D_{max}$  ve  $D_{1cc}$  bulgularını ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan p değerlerini sırasıyla göstermektedir.

Şekil 4.45, Şekil 4.46 sırasıyla Spinal cord'un  $D_{max}$  ve  $D_{1cc}$  değerleri için A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguların grafikleridir.

**Tablo 4.46 Spinal cord  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)
1	45,67	41,11	41,94	42,73	42,81	44,07
2	45,33	42,67	42,32	43,16	42,92	43,77
3	44,27	43,02	43,98	43,39	41,89	42,08
4	43,53	42,40	41,74	42,01	42,47	41,82
5	43,43	39,81	41,27	39,90	31,24	30,38
6	43,40	41,55	41,25	42,01	41,61	41,35
7	42,10	36,92	39,98	38,68	32,71	39,83
8	40,53	38,80	38,82	38,78	38,12	34,47
9	40,08	39,36	38,56	38,84	40,37	41,83
10	39,79	38,80	38,96	38,13	35,17	34,16
11	33,31	34,13	32,70	32,49	37,02	42,33
12	31,99	30,72	30,15	29,79	29,56	17,57
13	31,98	34,99	33,15	32,08	32,59	33,86
14	30,26	35,47	33,67	31,75	31,47	28,04
15	14,82	15,50	14,88	14,77	16,23	10,95

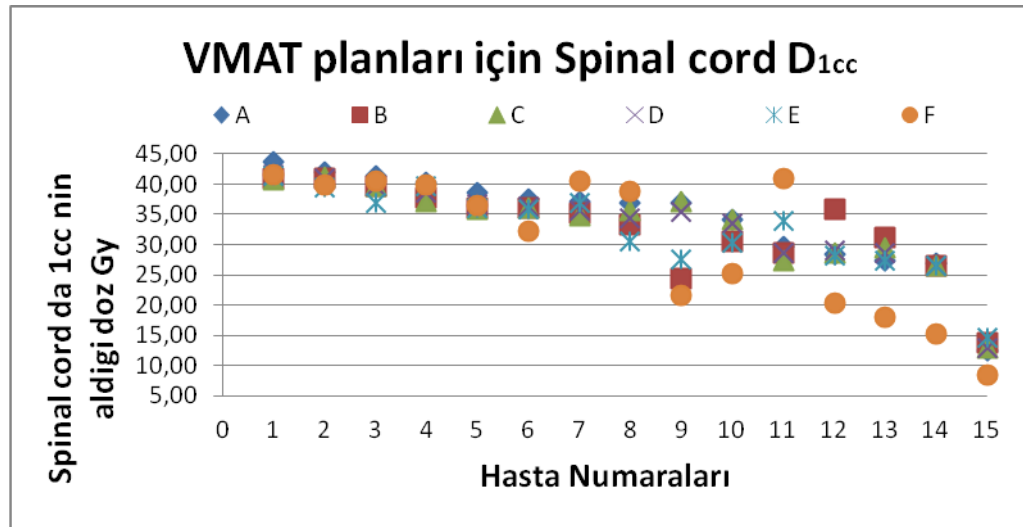


**Şekil 4.45 Spinal cord  $D_{max}$  kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

**Tablo 4.47 Spinal cord D<sub>1cc</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulgular ve karşılaştırmalar sonucu anlamlı fark bulunan p değerleri**

Hasta No	A (Gy)	B (Gy)	C (Gy)	D (Gy)	E (Gy)	F (Gy)
1	43,70	40,91	40,78	41,51	41,40	41,57
2	41,94	40,96	41,23	40,90	39,44	39,98
3	41,31	39,64	39,64	39,70	36,96	40,56
4	40,29	37,69	37,19	38,51	39,72	39,89
5	38,64	36,13	35,78	36,74	36,13	36,45
6	37,52	36,11	36,15	36,27	35,75	32,25
7	37,10	35,28	34,73	35,62	36,87	40,48
8	36,93	33,20	35,57	34,36	30,47	38,89
9	36,83	24,28	37,11	35,34	27,64	21,55
10	34,25	30,54	34,09	33,59	30,37	25,32
11	29,69	28,52	27,36	28,64	33,94	41,00
12	28,38	35,74	28,62	29,08	28,30	20,28
13	27,27	31,21	29,37	28,69	27,33	17,97
14	26,93	26,47	26,45	26,41	26,42	15,20
15	12,48	13,78	12,93	12,85	14,67	8,44

**p=0,032 ( D ve A )**



**Şekil 4.46 Spinal cord D<sub>1cc</sub> kriterinin A, B, C, D, E ve F planlarından elde edilen bulguları**

## 5. TARTIŞMA

Akciğer gibi homojen olmayan ortamlarda ya da içinde veya komşuluğunda hava dokusu yer alan durumlarda yapılan optimizasyonlarda ideal akı çoğu zaman gerçekte elde edilen akı ile benzerlik göstermemektedir. Bunun başlıca sebepleri olarak efektif SSD, ÇYK geçirgenliği ve belirtildiği gibi ortamın homojen olmayışı gibi önekler verilebilir.

Temel Plan yöntemiyle birlikte optimizasyon sırasında ideal akı haritasının iyileştirilmesi amaçlanmakta ve ortamın heterojenitesi daha iyi modellemeye çalışılmaktadır. Yöntem temel olarak birincil optimizasyon sonucu elde edilen gerçek akıyı ikincil optimizasyonda kullanmak üzerine kurulmuştur. Sıfırdan ideal akıyı modellemek yerine birincil optimizasyondan gelen gerçek akı üzerinden daha iyi modellenmiş ikincil gerçek akı elde edilmektedir. Bu sayede optimizasyon sırasında gözlemlenen KO ve HH kriterleri optimizasyon sonrasında da yakın bir benzerlikle elde edilebilmektedir.

Çalışmada hedefe verilen dozu standardize etmek amacıyla normalizasyon değeri olarak hedef hacminin %95'inin dozun %100'ünü alması sağlanmıştır. Bütün planlar iki basamaklı olmakla beraber sadece her iki grubun da son planları olan toplam planlar orijinal plan ile temel planın eşit oranlarda toplanmasıyla oluşturulmuştur. Planlar bulgular kısmında olduğu gibi IMRT ve VMAT ağırlıklı olmak üzere iki grup halinde tartışılacaktır.

### 5.1. IMRT Planlarında PTV İçin Sonuçların Değerlendirilmesi :

Temel plan yönteminde en anlamlı sonuçların ortaya çıktığı HH'deki hacimsel  $D_{max}$  kriterinde temel planlama tekniklerinin çoğu anlamlı sonuç vermiştir. A planına kıyasla ortalama değerler üstünden B planı %7, C planı %8, E planı %6 ve D planı %5.6 olmak üzere  $D_{max}$  kriterinde HH'deki yüksek dozun ve bu doza ait hacmin düşüklüğü açısından farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.010$ ). D planı dışında diğer üç teknikteki üstünlüğün en önemli sebebi orijinal plandan gelen gerçek doz akısındaki sıcak bölgenin ikincil optimizasyon sırasında soğutulmasıyla dozun homojenitesinin elde edilebilmesiyle ilişkilidir. Teknikler



orijinal planın dışında da birbirlerine üstünlük sağlamışlardır. C planı, A planın dışında, E planına %2.2, D planına %2.6 ve F planına göre %4.1 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.027$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). C planındaki üstünlüğün sebebiyse optimizasyon devam ederken birinci faz doz akısı oluşturup bu akı üzerinden ara doz hesabı yaparak elde edilen sonuç ile birlikte ikinci faz optimizasyonu devam ettirmesidir. Buradaki etki sayesinde hedeflenene yakın bir doz dağılımı elde edilmiş olmaktadır.  $D_{max}$  kriterinde son anlamlı fark B planı ile F planı arasında %3 olarak görülmüştür, ( $p=0.001$ ).

$V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  kriterlerinde ise  $D_{max}$  kriterinde elde edilen değerlerin noktasal olması sebebiyle sıcak doz bölgelerinin hacimsel olarak ifade edilmesi amaçlanmıştır. Bu sayede HH üzerindeki  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$ 'luk yüksek doz hacimlerinin 'Temel plan' tekniği sayesinde nasıl değişim gösterdiği gözlenmiştir.

$V_{107\%}$  için B, C, E ve D planları A planına göre yüksek farklılıklar göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). B ve C planları F planına göre de farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.010$ ,  $p=0.007$ ).

$V_{107\%}$  için HH üzerindeki yüksek doz bölgeleri A planları için HH'e göre göreceli olarak %5.89 ile %74.10 aralığında olmakta beraber ortanca değer %46.41 ve ortalaması ise %45.14'tür.

15 hastadan 3'ü dışında B ve C planlarında bu doz hacimleri tamamıyla ortadan kaldırılmış ve sifıra indirilmiştir. İstenilen doz dağılımının sağlanamadığı üç hastada ise B planlarında  $V_{107\%}$ 'lik doz hacimleri %46.41'den %3.22'ye, %69.40'dan %9.66'ya ve %74.10'dan %1.00'e kadar düşürülmüştür. C planlarında ise %46.41'den %1.14'e, %69.40'dan %3.42'ye ve %74.10'dan %2.87'ye kadar düşürülmüştür.

A planı ile B planının eşit bir şekilde mutlak olarak toplanmasıyla oluşan C planında A planından gelen yüksek doz bölgeleri hala etkisini göstermektedir. E planlarında ise ilk planda kullanılan gantry açılarına  $10^0$ 'lik farklarla yeni açılar seçilmiş ve bu nedenle bu iki gantry açısı arasındaki bölgede  $V_{107\%}$ 'lik yüksek doz bölgelerini görmek mümkün olmuştur. F planlarında ise konformal plandan gelen yüksek doz

bölgeleri IMRT optimizasyonu ile birlikte düşürülmekte ancak birçok hastada %107'lik yüksek doz bölgelerinde söz etmek mümkündür. Sayısal anlamda da ifade etmek gerekirse F planında bu kriterdeki sonuçlar %0 ile %51.65 arasında, ortanca değer %9.02 ve ortalama değer %14.81 olarak göze çarpmaktadır.

$V_{110\%}$  için B, C, E ve D planlarında A planına göre farklar gözlenmiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.007$ ).

B ve C planlarında  $V_{110\%}$ 'luk yüksek doz hacimleri tamamen ortadan kaldırılmış ve tüm planlarda noktasal olarak bile olsa %110'luk sıcak doz bölgesi görülmemiştir.  $V_{107\%}$ 'de olduğu gibi  $V_{110\%}$ 'da da B ve C planları dışında kalan diğer üç temel plan tekniğinde çok düşükte olsa bu etkiyi gözlemlemek mümkündür. D ve E planlarında 15 hastanın sadece 4'ünde sıfırdan farklı değerler görülmekte ki o değerlerinde %1.50'in altında olduğu bilinmektedir.  $V_{107\%}$ 'de olduğu gibi F planlarında  $V_{110\%}$ 'luk doz bölgelerinden söz etmek mümkündür. 15 hastanın 9'unda tamamen ortadan kaldırılmış ve 6'sında %2.12 ile %9.08 arasında değerler elde edilmiştir ki yine de bu değerler orijinal plana kıyasla son derece düşüktür.

$D_{\min}$  kriterinde A planına göre E planı ortalama değer üstünden %2.3, B planı ise %3 artış göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.037$ ,  $0.003$ ). Bu sonuçlar ile bu iki plan diğer planlara oranla daha yüksek  $D_{\min}$  verdiği için dolayı, bu planların reçetelendirilen dozu HH'ye daha konformal bir şekilde verebilmektedir. Minör etki olarak ise daha konformal sarılan HH, daha yüksek değerlere normalize edileceğinden dolayı A planına göre daha homojen doz dağılımı elde edilecektir.

$D_{\text{ort}}$  kriterinde A planına göre B planı %4.5, C planı %4.4 ve E planı %3.1 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.003$ ). B planı, E planına %1.5, D planına %1.5 ve F planına göre %2 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.027$ ,  $p=0.003$ ,  $p=0.001$ ). C planı, D planına %1.5, F planına göre ise %1.7 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.019$ ,  $p=0.001$ ). Temel planlarda HH'deki  $D_{\text{ort}}$  değerlerindeki düşüşün sebebi  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  gibi sıcak doz hacimlerinin temel planlarda neredeyse 0 cc ye indirilmesidir. Temel planlarda HH içinde yüksek doz hacmi kalmayınca ortalama doz da dramatik olarak düşüş göstermiştir.

$V_{95\%}$  kriterinde B, C ve E planları yüzdelik dilim olarak anlaşılır bir değer göstermese de istatistiksel açıdan anlamlılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.014$ ,  $p=0.001$ ).

CI kriterinde B planı %16 ve C planı %16.4 olmak üzere A planına göre farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). C planı CI kriterinde A planına ek olarak E planına göre de %7.9 farklılık göstermiştir, ( $p=0.044$ ). CI kriterindeki görülen bu farkların sebebi PTV hacmi içindeki soğuk bölgeler normalizasyon etkisi ile birlikte tedavi dozuna erişmekte ve temel planlar A planına oranla daha yüksek  $D_{min}$  verdiği için dolayısıyla, bu planların reçetelendirilen dozu HH'ye daha konformal bir şekilde verebilmektedir. Bundan dolayı temel planlardan elde edilen CI, A planına göre daha iyi ve 1'e daha yakın çıkmıştır.

HI kriterinde A planına kıyasla B planı %7.1, C planı %8.1, E %6.1, ve D planı %5.5 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.019$ ). C planı, D planına göre %2.7, F planına göre %4 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). B planı ise F planına göre %3 farklılık göstermiştir, ( $p=0.007$ ). Temel plan tekniği, bariz bir şekilde yüksek doz ile birlikte ortaya çıkan heterojen plan etkisini sıcak dozu azaltarak daha homojen planlar ortaya çıkarmakta ve kriter ideal değer olan '1'e yaklaşmaktadır.

## **5.2. VMAT Planlarında PTV İçin Sonuçların Değerlendirilmesi :**

Temel planlama teknikleri IMRT planlarında olduğu gibi VMAT planlarında da HH'deki  $D_{max}$  kriterinde anlamlı sonuçlar vermiştir. A planına kıyasla ortalama değerler üstünden B planı %7.10, C planı %8.1 olmak üzere  $D_{max}$  kriterinde HH'deki yüksek dozun ve bu doza ait hacmin düşüklüğü açısından farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). Teknikler A planının dışında da birbirlerine üstünlük sağlamışlardır. C planı, E planına göre %4.90, D planına göre %5.40 ve F planına göre %6 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.014$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). C planlarındaki üstünlüğün sebebi temel işleyişinde aynı olması birlikte VMAT planlama tekniğiyle aynıdır.  $D_{max}$  kriterinde son anlamlı fark B planı ile C planı arasında %5 olarak görülmüştür, ( $p=0.007$ )

Sonuçlar sadece grup içinde değil de gruplar arasında aynı tekniklerin A planlarına kıyasıyla incelendiğinde planlarda ara doz hesabı hem VMAT hem de IMRT planlarında diğer tekniklere göre üstünlüğünü göstermektedir. Bu da göstermektedir ki optimizasyon sırasında ikinci fazda kullanılan ara doz akısı, temel plan tekniğindeki yöntem olan ilk optimizasyondan gelen doz akısının ikinci optimizasyonda kullanılması yöntemine göre daha etkin sonuç vermektedir.

$V_{107\%}$  için B, C,E ve D planları A planına göre yüksek farklar göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.010$ ,  $p=0.003$ ). B ve C planları, F planına göre de farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.003$ ,  $p=0.002$ ).

$V_{107\%}$  için HH üzerindeki yüksek doz bölgeleri A planları için HH'e göre göreceli olarak %15.26 ile %72.53 aralığında olmakta beraber ortanca değer %57.26 ve ortalaması ise %53.92'dir.

$V_{107\%}$  kriteri için B ve C planlarında gözle görülür düşüş sağlanmış ancak IMRT planındakilere kıyasla %0 değeri çoğu planda elde edilememiştir. Bu kriterde A planı için 53.92 olan ortalama değer Bplanında %5.60'a, C planında %9.15'e kadar düşürülebilmıştır.

B ve C planları dışında kalan diğer üç teknik için hacimsel olarak ifade edilen %107'lik yüksek doz bölgesi oranlarında azalıştan söz etmek mümkün olmakla birlikte B ve C temel plan tekniklerindeki düşüş benzer şekilde gözlenmemektedir.  $V_{107\%}$  kriteri için A planı için ortalama 53.92 olan bu değer D planına göre ortalama %15.07'ye, D planında ortalama %13.75'e, F planlarında ise ortalama %19.24'e kadar düşürülmüştür. IMRT planlarındakine benzer şekilde D planında sıcak doz bölgesinin düşüşe rağmen hala gözlenmesinin sebebi A planından gelen katkının toplam planda etkisini göstermesindedir. IMRT ve Konformal planların temel plan olarak kullanılması durumunda ise yöntemlerin karakterini oluşturan belli gantry açılarının kullanılması sebebiyle VMAT tekniği bu planlardan gelen yüksek doz etkisini temel planlardaki açılarda daha az ışınlama yaparak ancak bu değerlere kadar düşürebilmektedir.

$V_{110\%}$  kriterinde  $V_{107\%}$  de olduğu gibi anlamlı sonuçlar elde edilmiştir.A planına kıyasla B, C, E ve D planlarında anlamlı sonuçlar elde edilmiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.010$ ,  $p=0.001$ ). Bu dört anlamlı farkın dışında B planı F

planına kıyasla anlamlı fark göstermiştir, ( $p=0.037$ ). Değerlerdeki değişimin şiddetinin yüksek olması sebebiyle yüzdelerden bahsetmek uygun gözükmemektedir. 15 hastadan sadece 4'ünde B ve C planları  $V_{110\%}$  kriterini %0 değerine kadar düşürememiştir. Bu dört hastada da iki plan için ortalama bir değerden bahsetmek gerekirse orijinal planda sırasıyla %20.24, %23.47, %48.10, %53.61 olan değerler sırasıyla 0.57, 1.71, 2.38 ve 1.04 seviyelerine kadar düşürülmüştür.

B ve C planları dışında kalan diğer üç teknik  $V_{107\%}$  kriterinde olduğu gibi yine aynı şekilde olumlu sonuçlar göstermiş ancak incelenen ilk iki teknikte olduğu gibi sıcak doz etkisini tamamen ortadan kaldıramamıştır. A planı için  $V_{110\%}$  kriterinde değerler aralığı %0.32 ile %53.61 arasında değişmekle birlikte ortanca değer %26.11 ve ortalaması %28.54'dür. %26.11 olan bu ortalama değer E planında ortalama olarak %2.05'e, D planında ise ortalama olarak %1.64'e kadar düşürülebilmıştır.  $V_{107\%}$  kriterindeki benzer etkiler burada da göze çarpmaktadır.

$D_{ort}$  kriterinde A planına göre B planı %4.20, C planı %3.90, E planı %3.80 ve D planı %3.20 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.019$ ). B ve C planları F planına göre sırasıyla %1,4 ve %1 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.003$ ). Temel planlarda HH'deki  $D_{ort}$  değerlerindeki düşüşün sebebi  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  gibi sıcak doz hacimlerinin IMRT planları değerlendirilirken vurgulandığı gibi temel planlarda neredeyse 0 cc ye indirilmesidir. Temel planlarda HH içinde yüksek doz hacmi kalmayınca ortalama doz da dramatik olarak düşüş göstermiştir.

$V_{95\%}$  kriterinde B ve C planları yüzdeler dilim olarak anlaşılır bir değer göstermese de istatistiksel açıdan anlamlılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.006$ ).

CI kriterinde A planına kıyasla beş planlama tekniği de anlamlı sonuç vermiştir. B planı %12 ve C planı %12, D planı %9.20, E planı %8.50, F planı %7.50 olmak üzere A planına göre farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.002$ ,  $p=0.011$ ). CI kriterindeki görülen bu farkların sebebi PTV hacmi içindeki soğuk bölgeler normalizasyon etkisi ile birlikte tedavi dozuna erişmekte ve temel planlar A planına oranla daha yüksek  $D_{min}$  verdiği için dolayı, bu planların reçetelendirilen dozu HH'ye daha konformal bir şekilde verebilmektedir. Bundan

dolayı temel planlardan elde edilen CI, A planına göre daha iyi ve 1'e daha yakın çıkmıştır.

HI kriterinde A planına kıyasla B planı %7.20, C planı %7.70 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). C planı, D planına göre %1, E planına göre %1 ve F planına göre %1.70 farklılık göstermiştir, sırasıyla ( $p=0.005$ ,  $p=0.007$ ,  $p=0.001$ ). B planı ise F planına göre %1.30 farklılık göstermiştir, ( $p=0.005$ ). Temel plan tekniği, IMRT planlarındakiyle benzer şekilde VMAT planlarında dayüksek doz ile birlikte ortaya çıkan heterojen plan etkisini sıcak dozu azaltarak daha homojen planlar ortaya çıkarmakta ve kriter ideal değer olan '1'e yaklaşmaktadır.

### **5.3. IMRT Planlarında Akciğer İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

Temel planlama tekniklerinin HH'de doz dağılımına sağlamış olduğu katkı ve yüksek doz alan bölgelerdeki homojeniteye etkisi birçok şekilde istatistiksel olarak da ifade edilmiştir. Bunlara ek olarak kritik organların HH'e yakınlığı, komşuluğu ya da keşşimi düşünüldüğünde bu tekniğin yüksek doza olan etkisinden faydalanıp kritik organlarda anlamlı sonuçlar görmek mümkündür.

Yapısı itibariyle akciğerin havadan oluşması ve tanımlanan HH'in doku ile birlikte akciğerinde belli bir kısmını içermesi sebebiyle optimizasyon sonrasında hesaplanarak elde edilen doz dağılımı daha öncede belirtildiği gibi optimizasyon sırasında elde edilen dağılıma benzerlik göstermemektedir. Buradaki önemli etki hesaplama sonrası istenen normalizasyon ve sarım değeri sağlandığında HH içerisindeki hava reçetelendirilen doza ulaştığında buna karşın doku bölgesi daha yüksek dozlara erişmektedir. Bu sebeple sıcak doz bölgesinin kritik organlara denk gelmesi ve haliyle en büyük etkiyi akciğerin alması muhtemeldir. Temel planlama tekniğinin yüksek doz bölgesine olan etkisi düşünüldüğünde kritik organlara denk gelen yüksek dozlardaki azalışla birlikte IMRT ve VMAT'deki A planlarına kıyasla diğer teknikler anlamlı sonuçlar gösterecektir.

Akciğer  $V_{5Gy}$  kriteri NCCN kriterleri arasında da önemli bir yere sahiptir. IMRT ve VMAT planlarındaki düşük doz alan akciğer hacimlerinin yüksek olması sebebiyle akciğer pnömonisine önemli etkileri olduğu Tucker(24) ve arkadaşları tarafından 2006 yılında gösterilmiştir.

F planı, A ve E planlarına göre sırasıyla %6.70 ve %6.30 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.019$ ). Bulunan sonuçlar Vilko (25) ve arkadaşları tarafından 2011 yılında yapılan çalışmada F planı A planına kıyasla %3.10 farklılık göstermiştir ve bizim bulduğumuz sonuçlar ile uyumludur. A planına kıyasla da B ve C planları sırasıyla %1.40 ve %1.70 farklılık göstermiştir, ( $p=0.027$ ,  $p=0.010$ ). Temel plan tekniklerinden konformal temelli IMRT tekniği de sadece sıcak dozun tedavi dozuna indirilmesinin yanında düşük doz alan akciğer hacmini azalttığı da görülmektedir. B ve C planlarında ise girişte de belirtildiği gibi yüksek doz alan  $V_{107\%}$  ve  $V_{110\%}$  hacimlerin azalmasıyla birlikte akciğerde  $V_{5Gy}$  kriterinde bu sonuçlar elde edilmektedir.

Akciğer  $V_{10Gy}$  kriterinde E planına kıyasla B ve C planlarında sırasıyla %1.20 ve %1.80 farklılık görülmüştür, ( $p=0.037$ ,  $p=0.014$ ). A planına kıyasla B ve C planları %2.20 ve %2.80 farklılık göstermiştir, ( $p=0.014$ ,  $p=0.005$ ). IMRT planlarında ortalama 5-7 arasındaki gantry açısı seçiminin yanında ikincil optimizasyonda ortalama  $10^0$  farklı gantry açıları sonucu elde edilen toplam planda akciğerde yüksek doz alan bölgelerde yüksek değerler görülmektedir. B ve C planlarındaki temel plan teknikleri benzer etkiyi bu kriterde de göstermiştir.

IMRT planlarında yüksek doz alan bölgeler olarak tanımlanan  $V_{20Gy}$  ve  $V_{30Gy}$ 'lik akciğer hacimlerinde temel planlama tekniklerinde anlamlı fark görülmemiştir. F planlarında kullanılan konformal plandan gelen oblik alanların  $V_{5Gy}$  kriterini etkilediği gösterilmiştir. Buna ek olarak beklenti Konformal temelli IMRT planında yüksek doz alan akciğer hacimlerinin artacağı yönündeydi ancak elde edilen sonuçlarda böyle bir etki görülmemiştir.

Akciğer  $D_{ortalama}$  kriterinde sadece A planına kıyasla C planında %1.50'lik fark gözlenmiştir, ( $p=0.008$ ).

### **5.3.1. VMAT Planlarında Akciğer İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

Akciğer  $V_{5Gy}$  kriterinde Konformal temelli VMAT planı, A, E ve D planına göre sırasıyla %7.50, %7.30 ve %7.30 farklılık göstermiştir, ( $p=0.011$ ,  $p=0.037$ ,  $p=0.027$ ). Bulunan sonuçlar Vilko (25) ve arkadaşları tarafından 2011 yılında yapılan çalışmada Konformal temelli VMAT planı A planına kıyasla %3.10 farklılık göstermiştir ve bizim bulduğumuz sonuçlar ile uyumludur. Buna ek olarak Chan (26)

ve arkadaşlarının 2011 yılında yaptığı çalışmada A planı F kıyasla %7.10 farklılık göstermiştir, ( $p<0.001$ ). Temel plan tekniklerinden konformal temelli tekniği IMRT planlarına benzer şekilde VMAT planında da sıcak dozun tedavi dozuna indirilmesinin yanında düşük doz alan akciğer hacmini azaltmaktadır.

Akciğer  $V_{10Gy}$  kriterinde Konformal temelli VMAT planı, A, B ve C planına göre sırasıyla %16, %14.80 ve %14.20 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.037$ ,  $p=0.037$ ). Konformal temelli planlar akciğerde  $V_{10Gy}$  kriterinde  $V_{5Gy}$  kriterine göre daha yüksek farklılık göstermiştir. IMRT planlarına benzer şekilde VMAT planında da düşük doz alan akciğer hacmi azalmaktadır.

Yüksek doz alan akciğer hacmi olarak ise  $V_{20Gy}$ 'in dışında sadece  $V_{30Gy}$  kriterinde farklılık görülmüştür. C planı, E ve D planına sırasıyla %1.10 ve %1 farklılık göstermiştir, ( $p=0.011$ ,  $p=0.032$ ). Vilko (25) ve arkadaşları tarafından 2011 yılında yapılan çalışmada  $V_{20Gy}$  kriterinde anlamlı farklılık göstermiştir. Chan (26) ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre de %4.50 farklılık göstermiştir, ( $p=0.002$ ). IMRT planına benzer şekilde beklenti konformal temelli VMAT planında anlamlı fark görmek yönündeydi ancak 15 hasta için planlar karşılıklı olarak incelendiğinde bu sonuçları görmek şaşırtıcı değildir.

Akciğer  $D_{ortalama}$  kriterinde ise anlamlı bir fark görülmemiştir.

### **5.3.2. .IMRT Planlarında Kalp İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

Kalp  $V_{30Gy}$  kriterinde sadece B planı, F planına kıyasla %18.80 farklılık göstermiştir, ( $p=0.006$ ). Elde edilen anlamlı farka sebep iki etken bulunmaktadır. Bunlardan ilki B planında 30Gy alan sıcak doz bölgesinin düşüşü, ikinci ise temel olarak kullanılan konformal planlarında seçilen gantry açılarının kalbi alan içine alması sebebiyle 30Gy doz alan hacmindeki artıştır.

Kalp  $V_{40Gy}$  kriterinde F planına kıyasla B, C ve D planları sırasıyla %25.40, %23.20, %26 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.037$ ,  $p=0.003$ ). Yüksek doz bölgesi değeri yükseldikçe konformal plandan gelen %50'lik katkı etkisini daha fazla göstermiştir.

Kalp  $V_{45Gy}$  kriterinde F planına kıyasla B ve D planları sırasıyla %29, %26.20 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.032$ ).

Kalp  $V_{60Gy}$  kriterinde Konformal temelli IMRT planına kıyasla A ve C planları sırasıyla %24.30, %20 farklılık göstermiştir, ( $p=0.037$ ,  $p=0.037$ ). B ve C



planları ayrıca A planına göre sırasıyla %28.30, %24 farklılık göstermiştir, ( $p=0.003$ ,  $p=0.003$ ). Konformal planın temel alınarak yapıldığı planlarda diğer kriterlerde belirtildiği gibi seçilen gantry açısının kalbi alan içerisine alması sebebiyle  $V_{60Gy}$  kriterinde yüksek değerler elde edilmiş ve bu sebeple anlamlı farklılıklar görülmüştür. B ve C planlarında ise yüksek doz bölgesindeki düşüş sebebiyle anlamlı farklılıklar elde edilmiştir.

Kalp  $D_{ortalama}$  kriterinde B ve C planları diğer kriterlerde de olduğu gibi Konformal temelli IMRT planına göre sırasıyla %13.50 ve %13.70 farklılık göstermiştir, ( $p=0.003$ ,  $p=0.023$ ).

### **5.3.3. VMAT Planlarında Kalp İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

Konformal temelli IMRT planına benzer şekilde yine aynı şekilde Konformal temelli VMAT planında da benzer etkileri görmek mümkündür.

Kalp  $V_{30Gy}$  kriterinde C planı, A ve F planına karşı sırasıyla %12, %20.30 farklılık göstermiştir, ( $p=0.010$ ,  $p=0.001$ ). Bunun dışında D planı, F planına göre %19.70 farklılık göstermiştir, ( $p=0.027$ ).

Kalp  $V_{40Gy}$  kriterinde F planına kıyasla B ve C planları sırasıyla %37.50, %35 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ). Chan (26) ve arkadaşlarının 2011 yılında yaptıkları çalışmaya göre de A planı F planına kıyasla %22 farklılık göstermiştir, ( $p=0.01$ ). Bunun dışında C planı, A planına göre %16 farklılık göstermiştir, ( $p=0.044$ ).

Kalp  $V_{60Gy}$  kriterinde F planına kıyasla B,C ve D planları sırasıyla %35.30, %31.10 ve %27.50 farklılık göstermiştir, ( $p=0.010$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.032$ ). Konformal planın temel alınarak yapıldığı planlarda diğer kriterlerde belirtildiği gibi seçilen gantry açısının kalbi alan içerisine alması sebebiyle  $V_{60Gy}$  kriterinde yüksek değerler elde edilmiş ve bu sebeple anlamlı farklılıklar görülmüştür.

Kalp  $D_{ortalama}$  kriterinde B,C ve D planları diğer kriterlerde olduğu gibi F planına göre sırasıyla %22.70 ve %22.30, %21 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.007$ ). Bunun dışında A planına kıyasla B ve C planları sırasıyla %22.70 ve %22.60 farklılık göstermiştir, ( $p=0.006$ ,  $p=0.007$ ).

#### **5.3.4. .IMRT Planlarında Özefagus İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

Özefagus  $V_{55Gy}$  kriterinde F kıyasla B ve C planları sırasıyla %8.70 ve %5.20 farklılık göstermiştir, ( $p=0.003$ ,  $p=0.027$ ). Bunun dışında A planına kıyasla B,C ve D planları sırasıyla %9.60, %6.20 ve %7.30 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.007$ ,  $p=0.019$ ).

Özefagus için  $D_{ortalama}$  kriterinde konformal temelli IMRT planına kıyasla B ve C planları sırasıyla %6.10 ve %4.10 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.019$ ). Bunun dışında A planına kıyasla B ve C planları sırasıyla %7.10 ve %5.10 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ).

#### **5.3.5. VMAT Planlarında Özefagus İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

VMAT planlarının özefagus kritiğine olan etkisinin IMRT planlarından farklı olduğu görülmektedir. Özefagus  $V_{55Gy}$  kriterinde B planı, A ve F planına kıyasla sırasıyla %14 ve %12.90 farklılık göstermektedir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.032$ ). Chan (26) ve arkadaşlarının 2011 yılında yaptıkları çalışmaya göre de Konformal temelli VMAT planına kıyasla A planı %9.10 farklılık göstermiştir, ( $p=0.023$ ).

Özefagus  $V_{66Gy}$  kriterinde A planına kıyasla B ve C planı sırasıyla %42 ve %32 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ).

Özefagus için  $D_{ortalama}$  kriterinde B planı, A ve F planına kıyasla sırasıyla %8.10 ve %5.30 farklılık göstermiştir, ( $p=0.001$ ,  $p=0.019$ ).

#### **5.3.6. .IMRT Planlarında Spinalcord İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

Spinal cord  $D_{max}$  kriterinde A planına kıyasla B, C ve F planları sırasıyla %5.20, %5.50 ve %7.30 farklılık göstermiştir, ( $p=0.019$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.003$ ).

Spinal cord  $D_{1cc}$  kriterinde A planına kıyasla B ve C planları sırasıyla %5.60 ve %6.50, ( $p=0.014$ ,  $p=0.001$ ).

### **5.3.7. VMAT Planlarında Spinalcord İçin Sonuçların Değerlendirilmesi:**

Spinalcord  $D_{max}$  kriterinde VMAT planları arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Bunun dışında sadece  $D_{1cc}$  kriterinde A planına kıyasla D planına göre %4 fark görülmüştür, ( $p=0.032$ )

## 6. SONUÇ

Bir optimizasyonda, efektif SSD, heterojenite, yaprak geçirgenliği, sızıntı vs gibi parametrelerin modellenmesi mümkün olmadığından dolayı, optimizasyon sırasında ne kadar iyi bir DVH ve ideal akı elde edilirse edilsin, 3B hesaplama işleminden sonra elde edilen gerçek DVH ve gerçek akı ile ciddi farklılık göstermektedir. KHDAK olguları doğası gereği hava doku ve kemik gibi homojen olmayan yapıları fazlasıyla barındırır. Bunun sonucunda da ideal akı ve gerçek akı arasındaki bu fark, bu tip olgularda çok daha önemli bir hal alır. Temel planlama tekniklerinin KHDAK olan hastaların hem IMRT hem de VMAT planlarında olumlu sonuçlar verdiği çeşitli istatistiksel analizler ile ispatlanmıştır. Tekniğin en önemli etkisinin hedef hacim içindeki %107 ve üzeri tedavi dozları hem hedef hacimde hem de onunla komşuluğu ya da yakınlığı bulunan kritik organların maksimum dozlarında düşüş sağlamaktadır. Bu sayede daha homojen planlar elde edilerek düşük normalizasyon değerleriyle istenen hedef hacim sarımı sağlanır.

Temel planlama teknikleri en baskın iki etkisini hedef hacim doz dağılımına ve kritik organlardan akciğere karşı göstermektedir. Hedef hacme ait bütün parametrelerde Orijinal IMRT ve VMAT planlarına kıyasla incelenen tüm veriler istatistiksel açıdan anlamlı fark göstermiştir. Akciğerde ise konfomal planın temel olarak kullanılması halinde düşük doz hacmi olan  $V_{5Gy}$  kriterinde anlamlı farklılıklar elde edilmiş  $V_{20Gy}$  kriterine olumsuz bir etki göstermemiştir. Yüksek dozdaki düşüş sayesinde sadece akciğer değil bütün kritik organlar hacimlerine denk gelen maksimum dozların da düşüşüyle anlamlı farklılıklar göstermişlerdir.

Elde edilen bulgular ışığında hangi tür optimizasyon ile başlanırsa başlansın, temel planlama tekniği gerçek akıyı istenen düzeye getirme konusunda başarılıdır ve bunu optimizasyon sırasında gerçekleştirdiği için alternatifi yoktur. Her teknik çok başarılı olmasına rağmen, optimizasyon yapıldığında IMRT temelli IMRT planlarının en iyi yöntem olarak diğerlerinden ayrıldığı gözlenmiştir. Sonuç olarak temel planlama tekniklerinin hepsi KHDAK hastalarında güvenle kullanılması önerilmektedir.

## Kaynaklar

1. Loeb LA, Ernster VL, Warner KE, Abbotts J, Laszio J. Smoking and lung cancer: An overview. *Cancer Research* 1984; 44: 5940- 58
2. Hattori M, Fujita M, Ito Y, et. al. Use of a Population-Based Cancer Registry to Calculate Twenty-Year Trends in Cancer Incidence and Mortality in Fukui Prefecture. *J Epidemiol.* 2010
3. American cancer society 2014 Facts and figures
4. Pisani P, Parkin DM, Bray F, Ferlay J. Estimates of the worldwide mortality from 25 cancers in 1990. *Int J Cancer* 1999; 83:18-29
5. Sağlık Bakanlığı Kanser İstatistikleri, 1999.
6. Silvestri GA. Tonoue LT , Margolis ML , Barker J , Detterbeck F . The noninvasive staging of non small cell lung cancer.*Chest* 2003;123 supp 1:147-6
7. Detterbeck FC, Boffa DJ, Tanoue LT. The new lung cancer staging system. *Chest.* 2009 Jul;136(1):260-71. doi: 10.1378/chest.08-0978. Review. PubMed PMID:19584208.
8. Perry MC. A phase III study of surgical resection and paclitaxel/ carboplatin chemotherapy with or without adjuvant radiation therapy for resected stage III non-small-cell lung cancer: Cancer and Leukemia Group B 9734 Clin. *Lung Cancer* 8(4):268-72,2007.
9. For information about the optimization methods, refer to *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing* (William H. Press, et al.)
10. K. Otto, "Letter to the editor on single arc IMRT," *Phys. Med. Biol.* 54, L37–41 (2009).
11. G. Nicolini, A. Clivio, L. Cozzi, A. Fogliata, and E. Vanetti, "On the impact of dose rate variation upon RapidArc implementation of volumetric modulated arc therapy," *Med. Phys.* 38, 264–271 (2011).
12. E. Vanetti, G. Nicolini, A. Clivio, A. Fogliata, and L. Cozzi, "The impact of treatment couch modeling on RapidArc," *Phys Med. Biol.* 54, N157–N166 (2009).

13. C. Ong, W. Verbakel, J. Cuijpers, B. Slotman, F. Lagerwaard, and S. Senan, "Stereotactic radiotherapy for peripheral lung tumors: A comparison of volumetric modulated arc therapy with 3 other delivery techniques," *Radiother. Oncol.* 97, 437–442 (2010).
14. On the role of the optimization algorithm of RapidArcVR volumetric modulated arc therapy on plan quality and efficiency Eugenio Vanetti and Giorgia Nicolinia) Oncology Institute of Southern Switzerland, Medical Physics Unit, CH-6500 Bellinzona, Switzerland
15. Korhonen L. Methods For Dose Calculation And Beam Characterization In External Photon Beam Radiotherapy. Helsinki University, Faculty of Information and Natural Sciences, Department of Biomedical Engineering and Computational Science, Doctorate Thesis, Helsinki, 2009 (Supervisor: Prof. Pekka Meriläinen)
16. Eclipse Algorithms Reference Guide. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2008.
17. Mohan R, Chui, CS. Use of fast fourier transforms in calculating dose distributions for irregularly shaped fields for three-dimensional treatment planning. *Med Phys* 1986; 14(1):70-77.
18. Kawrakow, I. (1999). Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. *Med Phys* 1999;27(3):485-498.
19. Storchi P, Woudstra E. Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes of rectangular fields of open and wedged photon beams. *Phys. Med. Biol* 1995; 40(5):511–527,
20. Josefsson A. Evaluation of the Anisotropic Analytic Algorithm (AAA) for 6 MV photon energy. Göteborg University, Department of Radiation Physics, Master Thesis, Göteborg, 2008 (Supervisor: Anna Bäck and Karl-Axel Johansson) 99
21. Van Esch A, Tillikainen L, Pyykkonen J, Tenhunen M, Helminen H, Siljamäki S, Alakuijala, J, Paiusco M, Lori M, Huyskens DP. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med Phys* 2006; 33(11): 4130-4148

22. Nilsson E. Evaluation of the Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) in lung tumours for 6 MV photon energy. Göteborg University, Department of Radiation Physics, Master Thesis, Göteborg, 2009 (Supervisor: Anna Bäck & Roumiana Chakarova)
23. Reference Material of Varian DHX linear accelerator User Manual. Varian Medical Systems Inc, 2009
24. Wang S, Liao Z, Wei X, Liu HH, Tucker SL, Hu CS, Mohan R, Cox JD, Komaki R. Analysis of clinical and dosimetric factors associated with treatment-related pneumonitis (TRP) in patients with non-small-cell lung cancer (NSCLC) treated with 100 concurrent chemotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 66(5):1399-1407.
25. Wilko F.A.R. Verbakel, Ph.D., Ellen van Reij, M.D., Ilonka Ladenius-Lischer, B.Sc., Johan P. Cuijpers, Ph.D., Ben J. Slotman, M.D., Ph.D., and Suresh Senan, M.R.C.P., F.R.C.R., Ph.D. Clinical Application of a Novel Hybrid Intensity-Modulated Radiotherapy Technique for Stage III Lung Cancer and Dosimetric Comparison With Four Other Techniques
26. Oscar S.H. Chan <sup>†</sup>, Michael C.H. Lee, Albert W.M. Hung, Amy T.Y. Chang, Rebecca M.W. Yeung, Anne W.M. Lee :The superiority of hybrid-volumetric arc therapy (VMAT) technique over double arcs VMAT and 3D conformal technique in the treatment of locally advanced non-small cell lung cancer – A planning study

# ÖZGEÇMİŞ

## Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Emre Mustafa	<b>Soyadı</b>	Karademir
<b>Doğum Yeri</b>	İstanbul	<b>Doğum Tarihi</b>	09.02.1988
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kimlik No</b>	42667239324
<b>E-mail</b>	mustafa.karademir@asg.com.tr	<b>Tel</b>	0533 387 06 99

## Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora/Uzmanlık</b>		
<b>Yüksek Lisans</b>		
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi ( Fizik Bölümü)	2012
<b>Lise</b>	Kadıköy Lisesi (Yabancı dil ağırlıklı bölüm)	2006

## İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (Yıl - Yıl)</b>
<b>1.</b>	Medikal Fizik Uzmanı	Acıbadem Sağlık Grubu A.Ş.	2012-
<b>2.</b>			-
<b>3.</b>			-

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Okuduğunu Anlama*</b>	<b>Konuşma*</b>	<b>Yazma*</b>
İngilizce	İyi	İyi	İyi

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

<b>Yabancı Dil Sınav Notu #</b>								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

# Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

# KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS:

International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	<b>Sayısal</b>	<b>Eşit Ağırlık</b>	<b>Sözel</b>
<b>LES Puanı</b>			
<b>(Diğer) Puanı</b>			

## Bilgisayar Bilgisi

<b>Program</b>	<b>Kullanma becerisi</b>

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifikaları/Ödülleri/Diğer



