Pınar ERDOĞAN

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI YÜKSEK LİSANS TEZİ

2017

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

HODGKİN LENFOMA TANILI HASTALARDA FARKLI ALAN IŞINLAMALARINDA 3 BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ (3B-KRT), TOMOTERAPİ VE VOLUMETRİK AYARLI ARK TERAPİ (VMAT) PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI

PINAR ERDOĞAN

(YÜKSEK LİSANS)

BURSA-2017

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

HODGKİN LENFOMA TANILI HASTALARDA FARKLI ALAN IŞINLAMALARINDA 3 BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ (3B-KRT), TOMOTERAPİ VE VOLUMETRİK AYARLI ARK TERAPİ (VMAT) PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI

Pınar ERDOĞAN

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

DANIŞMAN:
Doç. Dr. Meral KURT

BURSA-2017

T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK BEYANI

Yüksek Lisans/Doktora tezi olarak sunduğum

"Hodgkin Lenfoma Tanılı Hastalarda Farklı Alan Işınlamalarında 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Tomoterapi ve Volumetrik ayarlı ark terapi (VMAT) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması" adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığını ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.

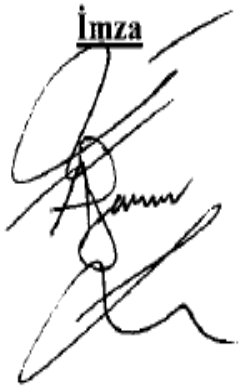
Adı Soyadı
Tarih ve İmza

Pınar Erdoğan
20/10/2017

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi Pınar Erdoğan tarafından hazırlanan "Hodgkin Lenfoma Tanılı Hastalarda Farklı Alan Işınlamalarında 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Tomoterapi ve Volumetrik ayarlı ark terapi (VMAT) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması".konulu Yüksek Lisans/Doktora tezi 12/10/2017 günü, 11.00-12.00saatleri arasında yapılan tez savunma sınavında jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

	Adı-Soyadı	**İmza**
Tez Danışmanı	Doç. Dr. Meral Kurt	
Üye	Prof. Dr. Ayşe Nur Demiral	
Üye	Doç. Dr. Sibel K. Çetintaş	
Üye		
Üye		



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

Prof. Dr. Ali AYDOĞDU
Enstitü Müdürü

TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU

20/10/2017

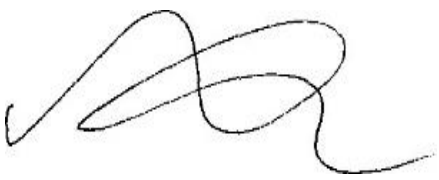
Adı Soyadı:Pınar Erdoğan
Anabilim Dalı: Radyasyon Onkolojisi
Tez Konusu: Hodgkin Lenfoma Tanılı Hastalarda Farklı Alan Işınlamalarında 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Tomoterapi ve Volumetrik ayarlı ark terapi (VMAT) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması

ÖZELLİKLER	**UYGUNDUR**	**UYGUN DEĞİLDİR**	**AÇIKLAMA**
Tezin Boyutları	☑		
Dış Kapak Sayfası	☑		
İç Kapak Sayfası	☑		
Kabul Onay Sayfası	☑		
Sayfa Düzeni	☑		
İçindekiler Sayfası	☑		
Yazı Karakteri	☑		
Satır Aralıkları	☑		
Başlıklar	☑		
Sayfa Numaraları	☑		
Eklerin Yerleştirilmesi	☑		
Tabloların Yerleştirilmesi	☑		
Kaynaklar	☑		

DANIŞMAN ONAYI

Unvanı Adı Soyadı: Doç. Dr. Meral KURT

İmza:



İÇİNDEKİLER

DIŞ KAPAK

İÇ KAPAK

ETİK BEYANI ..... **IV**

KABUL ONAY ..... **IVII**

TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU ..... **IV**

İÇİNDEKİLER ..... **V**

TÜRKÇE ÖZET ..... **XI**

İNGİLİZCE ÖZET ..... **XII**

1. GİRİŞ **1**

2. GENEL BİLGİLER **3**

2.1 Radyoterapi **3**

2.1.1 Radyobiyoloji **4**

2.1.2 Radyoterapide Kullanılan Cihazlar **5**

2.2 Radyoterapi Teknikleri **7**

2.2.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) **7**

2.2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) **8**

2.2.3 Tomoterapi **9**

2.2.3.1 Seri Tomoterapi 9

2.2.3.2 Sarmal Tomoterapi (HT) 10

2.2.4 Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) **11**

2.3 Tedavi Planlama Sistemi **12**

2.3.1 İleri Planlama **12**

2.3.2 Ters Planlama **13**

2.4 Doz Hesaplama Algoritmaları **13**

2.4.1 Faktör tabanlı algoritmalar (Düzeltme tabanlı algoritmalar) **13**

2.4.2 Model tabanlı algoritmalar **14**

2.4.3 Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar **15**

2.5 Tedavi Karşılaştırma Parametreleri **16**

2.6 Hodgkin Lenfoma **18**

2.6.1 Hodgkin Lenfoma Sınıflandırılması **19**

2.6.2 Hodgkin Lenfoma Evrelendirilmesi **20**

2.6.3 Hodgkin Lenfoma'da Radyasyon Tedavisi **21**

3. GEREÇ ve YÖNTEM **23**

3.1 Gereç **23**

3.1.1 Siemens Somatom Emotion Duo BT-Simülatör Ünitesi 23
3.1.2 CMS XIO 5.00 3 Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi 24
3.1.3 Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi 25
3.1.4 Monaco 5.1 Tedavi Planlama Sistemi 26
3.1.5 SPSS Veri Analiz Programı 27
3.2 Yöntem 28
3.2.1 3B-KRT Planlarının Oluşturulması 28
3.2.2 HT Planlarının Oluşturulması 29
3.2.3 VMAT Planlarının Oluşturulması 29
3.2.4 İstatistiksel Analiz 29
4. BULGULAR 30
4.1 Hedef Hacme 20 Gy Radyasyon Dozu Verildiğinde Elde Edilen Veriler 30
4.1.1 PTV_{IFRT} İçin Elde Edilen Veriler 30
4.1.1.1 PTV_{IFRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri 30
4.1.1.2 PTV_{IFRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri 31
4.1.1.3 PTV_{IFRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 31
4.1.2 PTV_{INRT} İçin Elde Edilen Veriler 32
4.1.2.1 PTV_{INRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri 32
4.1.2.2 PTV_{INRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri 33
4.1.2.3 PTV_{INRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 34
4.1.3 Sağ Akciğer İçin Elde Edilen Veriler 34
4.1.3.1 Sağ Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 34
4.1.3.2 Sağ Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri 35
4.1.3.3 Sağ Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 37
4.1.3.4 Sağ Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 38
4.1.4 Sol Akciğer İçin Elde Edilen Veriler 39
4.1.4.1 Sol Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatiksel Verileri 39
4.1.4.2 Sol Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri 40
4.1.4.3 Sol Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 40
4.1.4.4 Sol Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 41
4.1.5 Total Akciğer İçin Elde Edilen Veriler 42
4.1.5.1 Total Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 42
4.1.5.2 Total Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri 43
4.1.5.3 Total Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 44
4.1.5.4 Total Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 45

4.1.6 Kalp İçin Elde Edilen Veriler 46
4.1.6.1 Kalbin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 46
4.1.6.2 Kalbin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 47
4.1.6.3 Kalbin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 47
4.1.6.4 Kalbin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri 48
4.1.7 Sağ Karotis İçin Elde Edilen Veriler 48
4.1.7.1 Sağ Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 48
4.1.7.2 Sağ Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 49
4.1.7.3 Sağ Karotisin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri 50
4.1.8 Sol Karotis İçin Elde Edilen Veriler 51
4.1.8.1 Sol Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 51
4.1.8.2 Sol Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 53
4.1.8.3 Sol Karotisin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri 54
4.1.9 Sağ Meme İçin Elde Edilen Veriler 55
4.1.9.1 Sağ Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 55
4.1.9.2 Sağ Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri 56
4.1.9.3 Sağ Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 57
4.1.9.4 Sağ Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 58
4.1.9.5 Sağ Memenin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri 59
4.1.10 Sol Meme İçin Elde Edilen Veriler 60
4.1.10.1 Sol Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 60
4.1.10.2 Sol Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri 60
4.1.10.3 Sol Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 61
4.1.10.4 Sol Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 62
4.1.10.5 Sol Memenin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri 62
4.1.11 Spinal Kord İçin Elde Edilen Veriler 63
4.1.11.1 Spinal Kordun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 63
4.1.11.2 Spinal Kordun D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 64
4.1.12 Konformalite ve Homojenite İndeksi Verileri 65
4.1.12.1 Konformalite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler 65
4.1.12.2 Homojenite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler 66
4.1.13 Sağlıklı Doku İçin Elde Edilen Veriler 67
4.1.13.1 Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 67
4.1.13.2 Sağlıklı Dokunun V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 68
4.2 Hedef Hacme 30 Gy Radyasyon Dozu Verildiğinde Elde Edilen Veriler 68

4.2.1 PTV_{IFRT} İçin Elde Edilen Veriler 68
4.2.1.1 PTV_{IFRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri 68
4.2.1.2 PTV_{IFRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri 69
4.2.1.3 PTV_{IFRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 70
4.2.2 PTV_{INRT} İçin Elde Edilen Veriler 70
4.2.2.1 PTV_{INRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri 70
4.2.2.2 PTV_{INRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri 71
4.2.2.3 PTV_{INRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatiksel Verileri 72
4.2.3 Sağ Akciğer İçin Elde Edilen Veriler 73
4.2.3.1 Sağ Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 73
4.2.3.2 Sağ Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri 74
4.2.3.3 Sağ Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 75
4.2.3.4 Sağ Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 76
4.2.4 Sol Akciğer İçin Elde Edilen Veriler 77
4.2.4.1 Sol Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 77
4.2.4.2 Sol Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri 77
4.2.4.3 Sol Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 77
4.2.4.4 Sol Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 78
4.2.5 Total Akciğer İçin Elde Edilen Veriler 79
4.2.5.1 Total Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 79
4.2.5.2 Total Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri 80
4.2.5.3 Total Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 81
4.2.5.4 Total Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 82
4.2.6 Kalp İçin Elde Edilen Veriler 83
4.2.6.1 Kalbin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 83
4.2.6.2 Kalbin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 83
4.2.6.3 Kalbin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 84
4.2.6.4 Kalbin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri 84
4.2.7 Sağ Karotis İçin Elde Edilen Veriler 85
4.2.7.1 Sağ Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 85
4.2.7.2 Sağ Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 86
4.2.7.3 Sağ Karotisin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri 87
4.2.8 Sol Karotis İçin Elde Edilen Veriler 88
4.2.8.1 Sol Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 88
4.2.8.2 Sol Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 89

4.2.8.3 Sol Karotisin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri 90
4.2.9 Sağ Meme İçin Elde Edilen Veriler 91
4.2.9.1 Sağ Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 91
4.2.9.2 Sağ Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri 92
4.2.9.3 Sağ Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 93
4.2.9.4 Sağ Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 94
4.2.9.5 Sağ Memenin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri 95
4.2.10 Sol Meme İçin Elde Edilen Veriler 96
4.2.10.1 Sol Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 96
4.2.10.2 Sol Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri 96
4.2.10.3 Sol Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 97
4.2.10.4 Sol Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri 98
4.2.10.5 Sol Memenin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri 99
4.2.11 Spinal Kord İçin Elde Edilen Veriler 100
4.2.11.1 Spinal Kordun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 100
4.2.11.2 Spinal Kordun D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri 101
4.2.12 Konformalite ve Homojenite İndeksi Verileri 102
4.2.12.1 Konformalite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler 102
4.2.12.2 Homojenite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler 103
4.2.13 Sağlıklı Doku İçin Elde Edilen Veriler 104
4.2.13.1 Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri 104
4.2.13.2 Sağlıklı Dokunun V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri 105
4.3 Riskli Organlar İçin Elde Edilen p-değerlerinin Tablosu 106
4.4 PTV_{IFRT} ve PTV_{INRT} İçin Elde Edilen p-değerlerinin Tablosu 107
5. TARTIŞMA ve SONUÇ 108
5.1 PTV_{IFRT} ve PTV_{INRT} Sonuçlarının Değerlendirilmesi 108
5.2 Sağ Akciğer Sonuçlarının Değerlendirilmesi 110
5.3 Sol akciğer Sonuçlarının Değerlendirilmesi 110
5.4 Total akciğer Sonuçlarının Değerlendirilmesi 111
5.5 Kalp Sonuçlarının Değerlendirilmesi 114
5.6 Sağ karotis Sonuçlarının Değerlendirilmesi 115
5.7 Sol Karotis Sonuçlarının Değerlendirilmesi 116
5.8 Sağ Meme Sonuçlarının Değerlendirilmesi 117
5.9 Sol Meme Sonuçlarının Değerlendirilmesi 119
5.10 Spinal Kord Sonuçlarının Değerlendirilmesi 120

5.11 Sağlıklı Doku Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....121
6. KAYNAKLAR.....123
7. SİMGELER ve KISALTMALAR 131
8. EKLER 133
8.1 EK 1 133
8.2 Ek 2 134
8.3 Ek 3 135
9. TEŞEKKÜR.....136
10. ÖZGEÇMİŞ 137

TÜRKÇE ÖZET

Bu çalışmada, radyoterapi almış Hodgkin Lenfoma tanılı 19 hastanın 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde IFRT ve INRT alanlarına 20 Gy ile 30 Gy radyasyon dozu verildiğinde, hedef hacimlerin ve riskli organların almış olduğu dozların dozimetrik olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedavi edilmiş hastaların arşiv materyali, planlama sisteminden retrospektif olarak temin edilmiştir. IFRT ve INRT alanları için PTV'ler oluşturulmuş ve bu PTV'lere 30Gy ile 20Gy olmak üzere iki farklı doz tanımlanmıştır. Tedavi planlamalarında 3B-KRT için, tedavi planlama sistemi olarak CMS XIO TPS ve algoritma olarak Convolution; HT için, TPS olarak Tomoterapi Hi-Art TPS ve algoritma olarak Convolution/Superposition; VMAT için, TPS olarak Monaco 5.1 TPS ve algoritma olarak Monte Carlo kullanılmıştır. Sanal planlar, PTV'ler ve riskli organlar (kalp, akciğer, meme, karotis arter ve spinal kord) için doz dağılımları ve DVH kullanılarak karşılaştırılmıştır. İstatiksel analiz için SPPS 22 programında Kruskal-Wallis ve One-Way ANOVA testleri kullanılmıştır. 3B-KRT tekniğinde tüm hastalarda AP-PA alan, boyun tutulumu olan hastalarda da ek olarak karşılıklı lateral alanlar kullanılmıştır. HT için FW 2.5 cm, MF 2.5 ve PF 0.287 olarak belirlenmiştir. VMAT planlarında aksilla tutulumu olan hastalarda tam ark, aksilla tutulumu olmayanlarda B-VMAT tercih edilmiştir.

Yapılan çalışma sonucunda IFRT'den INRT'ye geçmek riskli organların aldığı radyasyon dozu miktarını önemli ölçüde azaltmıştır. Aynı şekilde hedef hacme tanımlanan dozda düşüş olduğunda yüksek dozlara benzer sonuçlar vermiş, riskli organların aldığı dozlarda düşüşler elde edilmiştir. HT ve VMAT tekniklerinde daha homojen ve konformal doz dağılımları elde edilmiştir. 3B-KRT tekniğinde düşük doz saçılmalarında en iyi değerler elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Hodgkin Lenfoma, tomoterapi, VMAT, 3B-KRT

İNGİLİZCE ÖZET

DOSIMETRIC COMPARASION OF THREE DIMENSIONAL CONFORMAL RADIOTHERAPY (3D-CRT), TOMOTHERAPY AND VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY (VMAT) PLANING TECHNIQUES İN DIFFERENT DOSE AND VOLUME IN PATIENTS WITH HODGKIN LYMPHOMA

In this study, we aimed to examine doses of target volumes and doses of risky organs when doses of 20 Gy to 30 Gy of radiation were given to IFRT and INRT fields in 3D-CRT, tomotherapy and VMAT techniques of 19 patients with Hodgkin lymphoma who had radiotherapy.

The archive material of patients treated in Uludag University Medical Faculty Radiation Oncology Department was retrospectively provided from the planning system. PTVs were created for IFRT and INRT fields and two different doses were defined for these PTVs, 30 Gy to 20 Gy. For treatment planning, CMS XIO TPS as the treatment planning system and Convolution as the algorithm for 3D-CRT; Tomotherapy Hi-Art TPS as TPS and Convolution / Superposition as algorithm for HT; for VMAT, Monaco 5.1 TPS was used as TPS and Monte Carlo was used as the algorithm. Virtual plans were compared using PTVs' and risky organs' (heart, lung, breast, carotis artery and spinal cord) dose distributions and DVH. Kruskal-Wallis and One-Way ANOVA tests were used in the SPSS 22 program for statistical analysis. In 3D-CRT technique, for all patients AP-PA field and also patients with neck involvement, additional lateral fields were used. For HT, FW was set to 2.5 cm, MF 2.5 ve PF 0.287. In VMAT plans, B-VMAT was preferred in patients with axillary involvement and full arc was preferred in patients without axilla involvement.

As a result of the study, passing from IFRT to INRT significantly reduced the amount of radiation received by risky organs. Likewise, when the dose defined to target volume decreased, it gave similar results to the higher doses, resulting in reductions in the doses taken by the risky organs. More homogeneous and conformal dose distributions were obtained in HT and VMAT techniques. The best values were obtained in low dose scattering with 3D-CRT technique.

Key Words: Hodgkin Lymphoma, tomotherapy, VMAT, 3D-CRT

1. GİRİŞ

Kanser, günümüzün en önemli sağlık sorunlarından biridir. Sık görülmesi ve öldürücülüğünün yüksek olması nedeniyle de bir halk sağlığı sorunudur. Türkiye'de kanser, ölüm nedenlerinin %20'sini oluşturmaktadır. Hodgkin Lenfoma ise tüm kanserlerin %1'ni, lenfomaların ise %24'ünü oluşturmaktadır (Sakarya ve ark., 2015.). Hodgkin lenfoma en sık genç erişkinlerde 20-40 yaşları arasında görülürken, görülme sıklığı 55 yaşından sonra ikinci bir artış gösterir. Bir çok kanser türünde olduğu gibi Hodgkin lenfoma için de radyoterapi (RT) klasik tedavi yöntemlerinden biridir (Demir ve Ferhanoğlu, 2016).

Radyoterapide, tanımlanmış tümör hacmine yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu verirken, tümör çevresindeki sağlıklı dokuların da olabildiğince korunabilmesi hedeflenmektedir (Bakiu ve ark., 2013). Bu hedef doğrultusunda teknolojideki ilerlemelerle birlikte, radyoterapi teknikleri geliştirilmiştir. Doz dağılımlarının merkez düzlemde oluşturulup değerlendirildiği 2 boyutlu konvansiyonel radyoterapi ile başlayan süreç, bu tekniğin normal doku ve organ boyutlarını değerlendirmede yetersiz kalması ve görüntüleme teknolojilerindeki ilerlemeler, 3 boyutlu konformal radyoterapinin (3B-KRT) gelişim sürecini başlatmıştır. Fakat 3BKRT' de düzensiz tümör hacimlerine maksimum dozu verirken kritik organları istenilen şekilde korumak zordur. Bundan dolayı düzensiz tümör hacmine daha homojen ve konformal doz dağılımını sağlayacak yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) teknikleri geliştirilmiş, böylece tümör hacmine maksimum dozun istenildiği gibi verilmesi sağlanmıştır. Daha sonraları sabit alanlı YART ile ilgili bazı sınırlamaların üstesinden gelebilmek için ark tabanlı ve rotasyonlu terapiler geliştirilmiştir. Ark tabanlı terapi olarak iki ana YART oluşumu vardır: tomoterapi ve yoğunluk ayarlı ark terapi (Teoh ve ark., 2011). Mackie ve ark., (1993) tomoterapiyi, yoğunluk ayarlı foton tedavisinin dönen kesikli ışınlar kullanılarak sağlayan teknik olarak tanılamıştır. Yoğunluk ayarlı ark terapi ise gantri hızının, çok yapraklı kolimatör (ÇYK) hareketleri ile alan şeklinin, doz hızının tedavi sırasında aynı anda

değişmesine izin veren bir teknik olarak tanımlanmıştır (Otto, 2008). Ancak radyoterapideki bu gelişmeler riskli organlardaki düşük-orta şiddette radyasyon dozlarındaki artış nedeniyle akut yan etkiler ve ikinci kanser risklerinde de artışa neden olmaktadır. Bu yüzden Hodgkin lenfoma gibi büyük alan gerektiren tümörlerin tedavisinde yoğunluk ayarlı radyoterapi veya tomoterapi gibi modern tekniklerinin uygulanmasına dikkat edilmelidir.

Son 40 yılda Hodgkin lenfoma tedavisinde, geniş alan tanımlamalarından ve kemoterapi ile radyoterapinin kombinasyonlarından sonra önemli başarılara ulaşılmıştır (Noordijk ve ark., 2006). Bununla beraber büyük alanların gereksinimi, kemoterapi ve radyoterapinin birlikte kullanılması ikincil kanser risklerinde ve kalp-damar hastalıkları gibi geç yan etkilerde artışa sebep olmaktadır (Aleman ve ark., 2003). Günümüzde ise lenfoma tedavisinde kombine modalite tedavi sayesinde RT alanlarının "geniş alan" dan "tutulu alan" a küçültülerek hedef dokuya maksimum doz verilirken, geç yan etki ve ikincil kanser gözlenme olasılığı olan kritik dokulara minimum doz verilmesi sağlanmaya çalışılmaktadır. Son tanımlanan ışınlama alanlarından biri bütün tutulu lenf nod alanlarını tanımlayan tutulmuş alan (IF), bir diğeri ise sadece tutulu lenf nodlarını tanımlayan tutulmuş lenf nodudur (IN).

HL tedavisinde kullanılan 40-45 Gy'in üzerindeki geleneksel dozlar, toksisitenin düşürülmesi amacıyla optimum sonucu korumak için rasyonel olarak azaltılmıştır. 30 Gy'lik dozlar, kullanılan yüksek dozlarda gözlemlenen doz-cevap ilişkisine benzer sonuçlar verirken, kombine tedavi yönteminde 30 Gy'nin çoğu ülkede standart haline geldiği gösterilmiştir (Schewe ve ark., 2017). EORTC / GELA H9F çalışmasında tutulu lenf nodu alanında verilen 20 Gy dozun, erken evre HL'nin kombine modalite tedavisinde verilen daha yüksek radyoterapi dozlarına benzer sonuçlar verdiğini göstermiştir (Eghbali ve ark., 2015).

Bu tez çalışmasında, 19 Hodgkin Lenfoma tanılı hastanın tutulu lenf nodu alanlarına ve tutulu lenf nodlarına 20 Gy ve 30 Gy hedef dozları tanımlanarak 3B-KRT, VMAT ve HT tekniklerinin sanal planlamaları yapılıp, PTV hacimlerinin %95'nin, verilen dozun en az %95'ni almasını sağlarken, sağlıklı dokuların da olabildiğince korunması amaçlanmıştır. Akciğer, kalp, karotis ve meme gibi riskli organların aldığı radyasyon dozları karşılaştırılıp, en iyi tekniğin belirlenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Radyoterapi

Radyasyon tedavisi veya radyoterapi, 100 yıldan fazla bir süredir kanser tedavisi modeli olarak kullanılmaktadır. İyonize radyasyon kanser tedavisinde, Roentgen'in X-ışınlarını 30 Kasım 1885'de keşfinden sonra 19.YY' da kullanılmaya başlanılmıştır (Lederman, 1981). 1898 yılında fizik profesörü Antoine-Henry Becquerel doğal radyoaktiviteyi ilk keşfeden kişi olmuştur. Marie ve Pierre Curie bu önemli keşiften yararlanarak radyum ve polonyumu keşfetmiştir. Radyoaktif elementlerin kanser tedavisinde kullanımı, 1901 yılında Henry Becquerel'in ceketinin cebinde taşıdığı radyum elementinin cildinde yanık oluşturduğunu fark etmesiyle başlamıştır (Meinhold, 1996). Bu ilk deneyimler, bugün kullanılan güvenli ve etkili tedavilerin temelini oluşturan, günümüze kadar gelen kavramsal ve teknolojik yeniliklerin devrimini oluşturmuştur. Bu gelişmelerin belki de en önemlileri, fraksiyone doz verimi, X-ışını üretimi ve sunumundaki teknolojik gelişmeler, görüntülemedeki iyileştirmeler, bilgisayar temelli tedavi planlamaları, kanserlerin nasıl davrandıklarını ve terapötik olarak nasıl yaklaşılacağını öngören modellerdir (Connell ve Hellman 2009).

Radyoterapi birçok kötü huylu tümörler için standart bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. ABD'de elde edilen veriler, radyasyonun onkolojik vakaların tedavisinesıklıkla dâhil edildiğini göstermektedir. Örneğin, 1991-1996 yılları arasında, Amerika Birleşik Devletleri'nde prostat kanserlerinin % 32.9'unun ve akciğer kanserlerinin % 44.1'inin ilk tedavisinde radyoterapi kullanılmıştır (Sountoulides ve ark., 2017). Tedavi, kanser hücrelerinin genetik materyaline hasar vermek veya yok etmek için x-ışınları, elektronlar veya gama ışınlarının kullanılmasını içerir, böylece büyüme ve çoğalma yetenekleri engellenir. Radyasyon, kanser gelişimini tedavi etmek, durdurmak veya yavaşlatmak, palyatif amaçla tedavi prosedürüne bağlı semptomları hafifletmek veya küratif amaçla tümörü yok edip sağ kalımı uzatmak için de kullanılır (Skliarenko ve Warde 2011). Radyasyon tedavisi, belirlenmiş bir tümör

hacmine kesin olarak ölçülmüş bir dozda radyasyon verirken, çevredeki sağlıklı dokulara mümkün olan en az zararın verilebilmesi, tümörün yok edilmesi, yüksek bir yaşam kalitesi ve sağkalım süresinin kabul edilebilir düzeyde uzatılmasını amaçlar (Halperin, 2013).

Radyoterapi tedavi edilecek bölgeye yakın veya içine konulan radyasyon kaynaklarıyla internal (brakiterapi) şekilde verilebileceği gibi, eksternal kaynaklarla da (eksternal ışın radyoterapisi) verilebilir. eksternal radyoterapide hasta, tedavi edilecek bölgeye radyasyonu doğrudan veren eksternal radyasyon kaynaklarıyla ışınlanır. Radyasyon, genellikle yüksek enerjili foton, elektron ve proton gibi diğer partiküllerle uygulanabilir (Fredriksson, 2013).

Radyoterapi tedavisinden önce, hastanın bilgisayarlı tomografi görüntüsü elde edilerek tümörün ve radyasyona duyarlı çevre organların yeri hakkında veri sağlanır. BT görüntüsünde ICRU 50'ye göre belirlenmiş radyoterapi volümleri ve riskli organlar radyasyon onkoloğu tarafından işaretlenir. Gross tümör hacmi (GTV), tümörün brüt alanı ve konumunu gösterir. GTV, primer tümörü, metastatik bölgesel nodları içerir. Klinik hedef hacmi (CTV), tedaviyle alakalı olarak görülen belirli bir olasılığı gösteren, bir GTV ve / veya subklinik malign hastalık içeren bir doku hacmidir. Planlanan hedef hacmi (PTV), tedavi planlaması ve değerlendirilmesi için sunulan geometrik bir kavramdır. PTV, set-up hataları, hastanın olası hareketlerini tedavi cihazının hizalama hatalarını ve diğer belirsizlikleri içeren bir marjla çizilir (Deluca, 2010).

Farklı yönlerden verilen ışınlar radyasyonu üst üste düşürerek sağlıklı çevre dokuların doz alımını azaltır ve hedefe yüksek dozlarda radyasyon verilmesini sağlar. Hedefe sağlıklı dokulardan daha fazla miktarda doz vererek, kritik organları korur ve radyasyona bağlı ikincil kanserlerden kaçınarak tümörü yok etme olasılığını arttırır.

2.1.1 Radyobiyoloji

Tedavi edici radyasyon için, klonojenik kanser hücreleri, kalıcı tümör kontrolü ile sonuçlanan bir düzeye kadar öldürülmelidir. Radyasyon, hücresel DNA'ya zarar vererek kanserli hücreleri öldürür. Bir hücrenin DNA'sında yeterli derecede hasar görmesi, hücrenin çoğalma yeteneğini devre dışı bırakır ve sonuçta büyümesini engeller.

Hücresel DNA, iyonlaşan parçacıklarla etkileşime girerek hasar görür. X-ışını fotonları dokudan geçer. Foton enerjisine kıyasla önemsiz bağlanma enerjisine sahip serbest elektronlar veya elektronlarla etkileşirler. Bir foton ve bir elektron arasındaki etkileşimde, foton enerjisinin bir kısmı kinetik enerji formunda elektrona verilir. Hızla hareket eden elektron DNA'ya doğrudan veya dolaylı olarak zarar verebilir. Doğrudan etkide, elektron hasar meydana getirmek için DNA ile etkileşime girer. Dolaylı etkide elektron, serbest radikaller üretmek için su gibi diğer moleküllerle etkileşime girer ve bu da DNA'ya zarar verir. Foton radyasyonu soğurucuyu (bu durumda DNA'yı) geri tepme elektronları vasıtasıyla iyonize eder, dolaylı olarak iyonlaştırıcı olduğu söylenir.

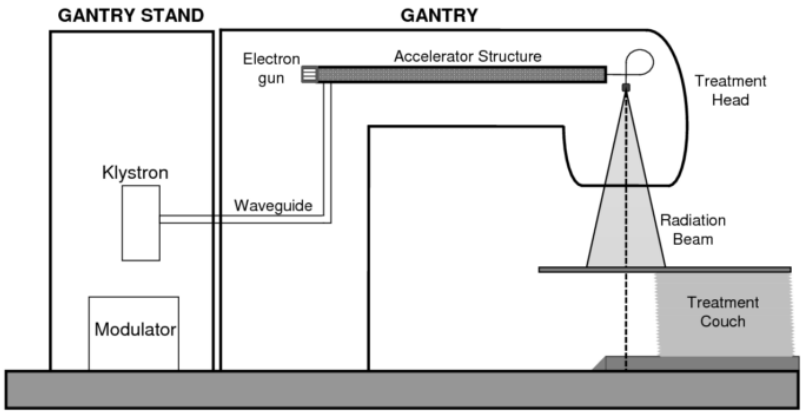
Kanser hücrelerinin sağlıklı hücrelere kıyasla genellikle DNA hasarlarını onarma yeteneği azdır ve zamanla biriken subletal DNA hasarları sonuçta ölümcül hasarlara neden olabilir. Radyoterapi tedavisi bu nedenle tipik olarak günlük aralıklarla verilen (hafta sonları molalarıyla birlikte) bir dizi tedavi fraksiyonuna bölünür. Fraksiyonlar arasında, sağlıklı hücrelerin DNA molekülleri kanser hücrelerinden daha yüksek derecede onarılır ve sağlıklı dokular genellikle tümör dokusundan daha hızlı tekrar çoğalma gösterirler. Ayrıca, fraksiyonasyon, tümör hücrelerinin, hücre döngüsünün daha radyo-duyarlı fazlarına yeniden yerleşmesini ve dolaylı radyasyon etkisine dirençli olan hipoksik tümör bölgelerinin yeniden oksijenize hale getirilmesini sağlar (Halperin, 2013; Keall ve ark., 2017).

2.1.2 Radyoterapide Kullanılan Cihazlar

Eksternal ışın radyoterapisi için kullanılan en yaygın tedavi cihazı, elektronları birincil hedefe doğru hızlandıran lineer hızlandırıcılardır (Şekil 1). Tıbbi lineer hızlandırıcılar farklı tasarımlarla üretilir ancak radyoterapi bölümlerine yerleştirilen ünitelerin çoğunun benzer bir tasarımları vardır (Khan, 2010). Temel olarak, yüksek gerilim darbeleri hem bir elektron tabancasına hem de bir klystrona gönderilir. Elektron tabancası, yaklaşık 50 keV başlangıç enerjisiyle doğrusal hızlandırıcı yapısına enjekte edilen elektronları besler. Klystron tarafından gönderilen pulslu mikrodalgalar, sabit elektromanyetik dalgalar üreten hızlandırıcı yapısına sokulur. Elektronlar daha sonra bu dalgalarla hızlandırılır ve dar bir yüksek enerjili elektron demeti elde edilen çıkış penceresine yöneltilir. Bu ışın, elektron ışını veya hedefe doğru yönlendirerek X-ışını üretmek için kullanılabilir (Rosenberg, 2008).

Hedef, elektronlar tarafından vurulduğunda, bremsstrahlung fotonları üreten, tungsten gibi yüksek atom numaralı maddeden yapılır. Bu foton ışınının elektronun başlangıç enerjisine eşit maksimum bir enerji ve maksimum enerjinin kabaca üçte birinin ortalama enerjisiyle sürekli bir spektrumu vardır. Foton ışını genellikle maksimum megavoltaj enerji ile tanımlanır. Sonuç olarak, 18 MeV elektronlar tarafından üretilen bir foton ışınının maksimum foton enerjisi 18 MV, ortalama foton enerjisi yaklaşık 6 MV'dir.

Klinik kullanım için birçok lineer hızlandırıcı mevcuttur. Bazıları, düşük megavoltaj aralığında (genellikle 4-6 MV) sadece x-ışını üretirken, bazıları birkaç enerjiden hem foton hem de elektron ışını üretir. Modern linner hızlandırıcılar genellikle birkaç elektron enerjisi (örneğin 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV) ile birlikte tek bir foton enerjisi (örneğin 6 MV) veya iki foton enerjisi (örneğin 6 ve 15 MV) üretirler (Lee, 1997).



Şekil 1.Lineer hızlandırıcı (Hernández Masgrau, 2013)

Gelen ışının alan şeklini alabilmesi için çok yapraklı bir kolimatör (ÇYK) kullanılır. ÇYK, ışınım alanına dik olarak monte edilir ve ışınlamanın bir kısmını bloke etmek için tedavi alanının içine ve dışına bağımsız olarak hareket edebilen çifte karşıt yapraklardan oluşur (Şekil 2).

Şekil 2. ÇYK tarafından şekillendirilen bir foton demeti örneği (Bokrantz, 2013)

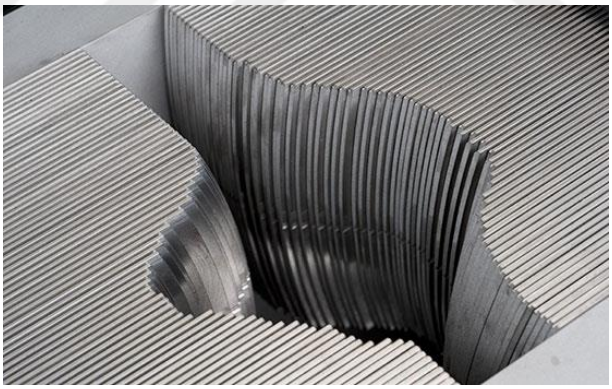
Hızlandırıcı gantrisi tedavi alanının açısını ayarlamak için hasta etrafında döndürülebilir. Aynı düzlemde olmayan alanlar için ise tedavi masası ayarlanabilir. Hızlandırıcı, sudaki standart radyasyon dozuna göre kalibre edilen monitor ünitelerinde (MU'lar) radyasyonun çıkış miktarını belirten bir iyonizasyon odacığı içerir.

2.2 Radyoterapi Teknikleri

2.2.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)

Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT) kavramı, yaklaşık yirmi yıl önce ortaya çıkmıştır. Amacı, bir 3B görüntüleme sisteminde tanımlanan hedef hacmi ışınlamak ve böylece 2B doz planlama sistemini 3B tedavi planlaması ile değiştirmektir. Hedef hacimleri ve risk altındaki organları kesit kesit belirler (Leibel ve ark., 1991).

3B-KRT, her bir ışın demetinin, verilen bir gantri açısında öngörülen hedef şekline göre şekillendirilmesiyle gerçekleştirilir. Işın diyaframı, koruma bloklarıyla veya çok yapraklı kolimatör (ÇYK) kullanılarak modifiye edilebilir. Şekil 3'te ÇYK sistemine ait bir örnek gösterilmiştir (Childress ve Rosen, 2004).



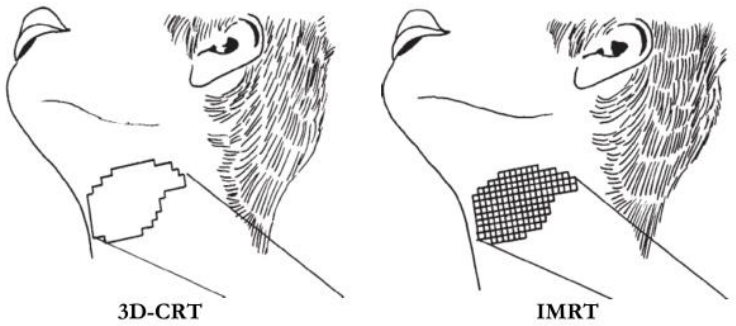
Şekil 3. ÇYK örneği (https://www.plansee.com/en/materials/tungsten-heavy-metal.html)

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler, doğru zamanlı hesaplama, 3 boyutlu radyasyon dozu dağılımlarının görüntülenmesi ve tümörün ölçülmesi, hedef hacim tanımı, normal dokuların çizilmesi, tedavinin sanal simülasyonu gibi ilgili bilgileri veren doz hacmi histogramlarının görüntülenmesine yardımcı olmuştur (Sharyan ve ark., 2015).

3B-KRT'nin karmaşık hedef hacimlerin hassas normal dokulara yakın olması nedeniyle tatmin edici bir tedavi planı üretememesi bir sorun olmuştur. Bu sorunu çözebilmek için yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (YART) adı verilen gelişmiş bir 3B-KRT formu geliştirilmiştir (Fuks ve Horwich 1993).

2.2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (YART), tümör hacmine düzgün doz vermek amacıyla konformal radyasyon alanlarını kullanan gelişmiş bir 3B-KRT formudur. Ancak 3B-KRT'nin aksine, YART, her radyasyon ışınını daha küçük parçalara ya da 'beamlet'lere bölen değişen yoğunluklu çok sayıda ışın kullanır (Şekil 4).



Şekil 4 Radyoterapinin gelişimi (Bak ve ark., 2011)

YART kullanımında tedavi planlarının geliştirildiği yöntemde önemli bir fark vardır. 3B-KRT tedavi planları, bir dozimetristin uygun bir plan elde edilene kadar elle gantri açısını ve kuvvet kombinasyonlarını (weight point, MU, vs.) geliştirdiği "ileri planlama" adlı bir teknik kullanılarak oluşturulur. Buna karşılık, YART, tedavi planlama yazılımının dozaj kısıtlamaları ile öngörülen dozu tümör hacmine ulaştırırken, aynı anda dozu normal dokularla sınırlandırdığı "ters planlama" özelliğiyle karakterizedir. Yazılım daha sonra hasta için en uygun tedavi planını oluşturmakla görevlendirilir (Bortfeld, 2006). YART, dozimetristin radyasyon ışınını şekillendirmekle kalmayıp aynı zamanda sağlıklı dokulara verilen radyasyonu en aza indirirken, farklı dozlarda birden fazla hedefin tedavisine olanak tanıyarak modüle etmesini sağlamıştır (Zhen ve ark., 2002).

YART verme teknikleri iki kategori altında incelenebilir: 1) standart YART ve 2) rotasyonel YART(Tomoterapi, VMAT). Bu iki yöntem arasındaki temel fark, standart YART ile radyasyon sabit bir noktadan iletilirken, rotasyonel YART'da radyasyon ışını hasta etrafında döndürülür. Bu YART verme yöntemleri, görüntüleme yöntemleri, tedavi planlama yazılımı ve kalite güvence programları açısından daha da değişir.

Çok yapraklı kolimatöre (ÇYK) sahip standart lineer hızlandırıcılar kullanılırken, radyasyon ışınını değiştirmek için iki ana yol vardır. Birincisi ve en basit olanı, statik YART veya "step-and-shoot" YART olarak bilinir. Burada radyasyon, her bir segment arasında ÇYK'nın her doz için konumlandırılabilmesi için kapanır. İkinci ve en yaygın kullanılan teknik ise ÇYK'nın ışını belirlenmiş konumlara şekillendirirken radyasyonun sürekli olarak verildiği dinamik YART veya " sliding window" YART'tır. Bu iki ışın verme tekniği standart YART olarak kabul edilen unsurları oluşturmaktadır (Wang ve ark., 2008; Zhen ve ark., 2002).

2.2.3 Tomoterapi

Tüm hedef hacmi kapsayan bir koni ışın demetinin aksine, hedef hacim fan ışın demeti kullanılarak dilimler halinde işlenebilir. Bu tür radyasyon verme teknikleri daha karmaşık düzlem içinde akıcılık modelleri üretme kabiliyetini arttırabilir, ancak tedavi süresinin uzamasına neden olur.

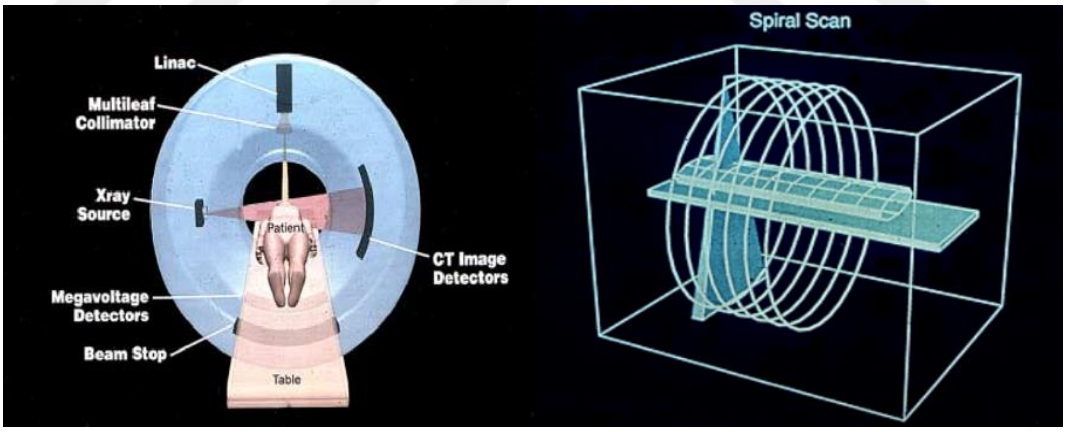
2.2.3.1 Seri Tomoterapi

Seri tomoterapi için, hedef hacim içindeki her dilim tam veya kısmi bir gantri dönüşüyle ışınlanır. Bir hedef dilime doz verilmesi tamamlandıktan sonra, tedavi masası ışınlama için bir sonraki hedef dilim konumuna hareketlenir (Low ve ark., 1999). Fan ışın demetindeki akıcılık, fan ışın demeti alanının içine veya dışına çıkan 64 ikili ÇYK tarafından modüle edilir. Yoğunluk modülasyonu, her bir yaprak açıklığının süresinin ışın izdüşümünün bir fonksiyonu olarak değişmesiyle elde edilir. Bununla birlikte, hedef dilimler arasındaki tedavi masasının hareketlenmesi, dilimlerin birleşme noktasındaki istenmeyen "sıcak veya soğuk" noktalarına neden olabilecek masanın konumsal belirsizliğini ortaya koymaktadır. Bu problem, sarmal tomoterapide olduğu gibi, gantri rotasyonu ile aynı anda gerçekleşen kesintisiz masa hareketini kullanarak çözülebilir (Beavis, 2017; Webb, 2006).

Şekil 5. Fan Işın Demeti (Van Dyk ve ark., 2002)

2.2.3.2 Sarmal Tomoterapi (HT)

Tomoterapi tanımı, Wisconsin Üniversitesi'nde 1980'lerin sonuna doğru geliştirilmiştir (Mackie, 2006). 1993 yılında ilk sarmal tomoterapi makalesi Mackie ve ark. (1993) tarafından yayınlanmıştır. Şekil 6.'da görüldüğü gibi sarmal tomoterapi, sarmal BT tarayıcısı ve lineer hızlandırıcının bir kombinasyonudur. Gantri, masa hareket ederken sürekli dönme yeteneğine sahiptir. Bu işlem sırasında, foton ışını açılır ve ÇYK ile sürekli modüle edilir.



Şekil 6. Sarmal Tomoterapi (Van Dyk ve ark., 2002)

Hızlandırıcıdan gelen ışın, fan demet ışın genişliği 40cm olan 64 yapraktan oluşmuş çok yapraklı bir kolimatör tarafından ayarlanır. ÇYK'nın üstünde ayrı bir yönlendirme sistemi olan " Çene kolimatör" kullanılır. Çene kolimatörlerin genişliği 1cm, 2.5 cm ve 5 cm olmak üzere 3 farklı kalınlıktadır (Van Dyk ve ark., 2002).

Işının modülasyonu, dönme aralıklarında tanımlanır. Tek bir modülasyon modeli, 7 ° 'lik bir gantri rotasyon yayını içeren bir "projeksiyon" işlemi boyunca belirlenir. Bu şekilde, gantrinin bir tam dönüşü, toplam 51 projeksiyona karşılık gelir (51 projeksiyon= 360 dereclik gantri rotasyonu). Tek bir projeksiyonun sürdüğü toplam süre " pitch (basamak)" ile belirlenebilir. Basamak faktörü (PF), merkezi eksendeki fan demet ışını genişliğinin (L), bir gantri dönmesi sırasında masa tarafından geçen uzunlamasına mesafeye (Y) oranı ile bulunur. Basamak faktöründeki değişim, ışınların kesişmelerinden dolayı uzunlamasına yöndeki doz dağılımının homojenliğini etkileyecektir (Jeraj ve ark., 2004). Basamak faktörü 1'den küçük ise, hedef hacimdeki her nokta gantrinin birden fazla dönüşü sırasında geçer. Yani masa hızı kesit kalınlığından küçüktür ve bundan dolayı kesitler üst üste biner. Basamak faktörü 1'den büyük ise, masa hızı kesit kalınlığından büyüktür ve kesitler arasında bir mesafe vardır. Basamak faktörü 1'e eşit ise, masa hızı ile kesit kalınlığı birbirine eşittir ve kesitler ardaşıktır (Mackie ve ark., 1999). 2005 yılında Kissick ve ark., (2005) , "İplik efekti (thread effect)" olarak bilinen baş-ayak doz dalgalanmalarını en aza indirgemek için basamak faktörünü, n bir tam sayı olmak üzere 0.86/n' ye eşit olmasını önermiştir.

Sarmal tomoterapinin bir diğer hesaplama faktörü ise modülasyon faktörüdür (MF). MF, maksimum yaprak açma süresinin, ortalama (sıfır olmayan) yaprak açılış süresine bölünmesi olarak tanımlanır. MF'in artması daha büyük ışın modülasyonuna katkı sağlar. Bununla birlikte tedavi sürelerinde artış olur (Kissick ve ark., 2005).

2.2.4 Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT)

VMAT, ark tabanlı foton YART verme sistemidir. HT'nin aksine, bir gantri dönüşüyle bütün hedef hacmin reçete edilen dozu almasını sağlayabilir. Başlangıçta seri tomoterapiye bir alternatif olarak Yu (1995) tarafından önerilmiş olan, yoğunluk ayarlı ark terapisi (IMAT) sabit gantry hızı, sabit doz hızı, sürekli gantri dönüşü ve dinamik ÇYK ile birden çok ortak düzlemsel ark kullanmıştır. Fakat her ark sadece bir yoğunluk düzeyinde verilmiştir. VMAT, ışınlama sırasında aynı anda ÇYK yaprak konumunu, doz hızını ve gantri dönüşünü değiştirebilir (Bzdusek ve ark., 2009). VMAT, "tek bir 360° gantri arkını kullanarak tedavi planlama ve uygulama platformu" olarak tanımlanmıştır (Otto, 2008). Ancak klinik çalışmalar, birçok karmaşık tedavi alanlarının arzu edilen dozimetrik sonuçları elde edebilmesi için birden çok ark gerekli olduğunu göstermiştir.

Tek ve çok arklı VMAT ve HT'yi karşılaştıran daha önceki çalışmalar farklı tedavi bölgeleri için karışık sonuçlar elde edilmiştir. Rong ve ark., (2011) VMAT ile tedavi edilen baş-boyun hastalarında, PTV'de yüksek doz konformalitesi ve doz homojenliğini sağladıklarını, riskli organların da olabildiğince korunduğunu bildirmişlerdir. Bir başka çalışma ise HT'ye benzer riskli organ koruması ile yüksek doz homojenliği ve konformalitesine ulaşıldığını göstermiştir (Clemente ve ark., 2011). Rao ve ark., (2010) baş ve boyun, prostat ve akciğer hastaları için VMAT'ın HT'den % 50 daha az karşılaştırılabilir plan kalitesini (homojenite, konformalite ve riskli organ koruması) sağladığını göstermiştir.

2.3 Tedavi Planlama Sistemi

Radyasyon tedavisinin uygulanabilirliği için tedavi planının geliştirilmesi gerekmektedir. Tedavi Planlama Sistemi (TPS), bilgisayar ve çevre birimlerden oluşan eksternal ve internal tedavi tekniklerinde planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür. Hesaplanan doz dağılımı tipik olarak BT görüntüsünde üst üste yerleştirilen eşit dozda noktaları birbirine bağlayan izodoz eğrileri ile temsil edilir. TPS'ten ve uygun doz dağılımlarının elde edilmesinden sağlık fizikçileri sorumludur.

2.3.1 İleri Planlama

Bu tedavi planlamasında planlayıcı, önce demet parametrelerini (demet yönü, sayısı, genişliği), ÇYK ayarlarını (yaprak pozisyonunu), her bir demetin ağırlığını, kullanılacak kama filtre oranlarını, koruma bloğu ve bolus gibi malzemeleri tanımlar. Daha sonra, izodozlar ya da noktasal doz hesabı yapılır. Doz dağılımından, planın kabul edilip edilmeyeceğine karar verilmektedir. İstenilen doz dağılımını elde etmek için, planlayıcı, planın bazı parametrelerini değiştirerek planı modifiye edebilmektedir.

2.3.2 Ters Planlama

Ters planlama, hedef organ hacmine istenilen dozu sağlarken riskli organ hacmine izin verilen tolerans limitleri doğrultusunda otomatik hesap yapan planlama şeklidir. Algoritma daha iyi bir doz dağılımı elde etmek için demet parametrelerini başlangıçta belirlenen amaçlar doğrultusunda daha etkin kullanmaktadır. YART'da planlama yapan kişi blok, kama ya da demetlerin yönünü seçmez, sadece riskli bölgeleri ve sınırlamaları belirler. Plan elde etmek daha çok doz hacim histogramlarına dayanarak yapılmaktadır. Bilgisayar kontrollü ÇYK'ler, YART'da alan demetini sınırlamak ve demet şiddetinin modülasyonunu sağlamakta kullanılır. Doz optimizasyonu ile hastaya en uygun plan oluşturulmaktadır.

2.4 Doz Hesaplama Algoritmaları

Bir radyasyon tedavisinin sonucunu tahmin edebilmek için, doz hesaplamaları yapmak gereklidir. Bu hesaplamalar, hedefin en iyi şekilde doz almasını sağlarken, riskli organların da korunmasına izin vermelidir. Yüksek güvenirlikli, hassasiyetli ve doğru doz belirleme ve yüksek doz hesaplama hızı, doz hesaplama algoritmalarının temel gereksinimleridir(Schlegel ve Mahr 2007).

2.4.1 Faktör tabanlı algoritmalar (Düzeltme tabanlı algoritmalar)

Daha önceleri, fizikçiler hastaya verilecek dozu manuel olarak hesaplarlardı. Bu hesaplamalar, deneysel formüllerin kullanılması ve ikincil alanlar için bir su fantomunda farklı derinliklerde ölçülen ışın parametrelerine dayanıyordu. Bu metoda faktör tabanlı algoritmalar (veya düzeltme tabanlı algoritmalar) denirdi (Day 1950).

Faktör tabanlı algoritmalarda doz, ikincil elektronların taşınımının modellemesi olmaksızın referans koşullardan (ışın modifikasyonları ve hasta ile ilgili modifikasyonlar) gelen varyasyonları hesaba katan farklı faktörlerin çarpımı ile hesaplanır. Dozun belirlenmesinde kullanılan faktörler şunlardır: Off-Axis Oranları (OAR'lar), Output Faktörleri (OF), Yüzde Derin Dozları (PDD'ler), Doku Hava Oranları (TAR'lar) ve Doku Fantom Oranları (TPR'ler).

Faktör tabanlı algoritmalar, doz doğrulaması için yıllar boyunca yaygın olarak kullanılan doz dağılımlarını hesaplamada kavramsal olarak basit bir yaklaşım önermektedir. Fakat bu yaklaşımla ilgili bazı pratik sorunlar vardır. Bunlardan en

önemlisi, değerlendirilecek muhtemel durumların tümünü içeren tablolanmış veri seti elde etmek için gerekli tüm parametrelerin ölçülmesinin zaman alıcı olmasıdır. Bununla birlikte, basit alan şekilleri için merkezi eksene yakın bölgedeki dozu değerlendirmede bu yaklaşım kesinlikle kullanılabilir. Diğer bir taraftan, karmaşık alan kullanarak rastgele pozisyonlarda doz değerlendirmek isteniyorsa, olası düzenlemelerin tümünü kapsayacak şekilde ölçülecek veri miktarı aşırı derecede büyük olur (Olofsson, 2006).

2.4.2 Model tabanlı algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar dozun hesaplanması için ikiye ayrılabilir. Bu algoritmalar, Monte Carlo hesaplamaları (en yüksek doğruluk, ancak uzun hesaplama süresi) ve çekirdek tabanlı veya konvolüsyon / süperpozisyon algoritmaları olarak adlandırılabilir (Mackie ve ark., 1984).

Kernel (çekirdek) temelli yöntemler doz dağılımlarını çok doğru bir şekilde modelleyebilir ve Monte Carlo yöntemlerinden daha hızlı olma avantajına sahip olabilir. Çekirdek temelli yöntemlerde, verilen doz temel foton ışını bileşenlerinin toplamına (veya süperpozisyonuna) eşit olarak kabul edilir. Bir elementer ışınla etkileşimden sonra bir ortama verilen enerjinin dağılımına "çekirdek" denir. Bu tür hesaplamalarda iki bileşen tanımlanmıştır: (i) ortama fotonlar tarafından aktarılan enerjiyi dikkate alan birincil (veya ışın izleyen) bir bileşen ve (ii) ikincil parçacıklar tarafından enerjinin taşınmasını ve depolanmasını sağlayan bir ikincil bileşen. Birincil bileşen, radyasyon sisteminin geometrisinin bilinmesi gereken ışın şekli ve modülasyonuyla ilgili tüm bilgileri içerir. Diğer bileşenin sistemin geometrik düzenlemelerinden bağımsız olduğu varsayılır ve sadece fotonların spektrumuna ve ışınlanmış ortamın bileşimine bağlıdır (Papanikolaou ve ark., 2004).

Temel ışın "geometrisi" ne bağlı olarak, çekirdek farklı isimler alabilir. Bunlardan ilki sonsuz bir ortamın merkezinde tek bir (mono-enerjik) foton etkileşiminden sonra enerjinin depolanmasını anlatan nokta kernel (point kernel)dir. İkincisi ise sonsuza kadar dar bir ışın demetinin (veya sonlu boyutlu bir temel ışın demeti) yarı-sonsuz bir homojen ortam ile etkileşime girmesinden sonra enerjinin depolanmasını anlatan kurşun kalem-ışın demeti-kernel(pencil-beam-kernel)dir.

2.4.3 Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar

Monte Carlo (MC) yöntemi, radyoterapi tedavilerini modellemek ve dozu hesaplamak için en doğru yöntem olarak kabul edilmektedir. Monte Carlo yöntemleri, sayısal sonuçlar elde etmek için tekrarlanan rastgele örneklemeye dayanan hesaplama algoritmalarıdır. Çok sayıda bireysel parçacıkların etkileşimlerini modeller. Bir parçacık bir ortamdan geçtiğinde radyasyon fiziğinin iyi bilinen temel yasalarına göre ikincil parçacıklar oluşturur (Löf, 2015).

Foton ve elektron parçacıklarının simülasyonu için, parçacıkların etkileşimlerinin, her bir etkileşimin kesitinin ve geniş bir enerji yelpazesinin durma kuvvetlerinin bilgisini gerektiren modelleme için taşınımın fiziğini uygulamak zorunludur. Bir elektron bir maddeye ulaştığında, elektronlar maddenin çekirdeği ile etkileşime girer ve maddenin içine girdiği anda enerjisini kaybetmeye başlar (Verhaegen ve Seuntjens, 2003).

Etkileşim genellikle elektron ile atomik elektronlar veya çekirdek arasındaki çarpışmalar olarak sınıflandırılabilir. Çarpışmalar elastik ve inelastik çarpışmalar olarak tanımlanır. Elastik çarpışmalarda elektron nispeten geniş bir mesafede bir atomu geçer ve Coulomb kuvvet alanı tüm atomu bir uyarım veya iyonlaşma ile etkiler. Bu tür çarpışmalarda, az miktarda enerji ortama aktarılabilir. Elektronun harici bir nükleer alanla Coulomb etkileşimi, bremsstrahlung radyasyonunu üretir. İnelastik çarpışma ise parçacığın tek bir bağlı elektron ile etkileşimidir. Elektron esasen Coulomb'un yörünge elektronlarıyla olan etkileşimleri yoluyla enerjiyi kaybeder. Bu genellikle, atomların iyonize hale getirilmesine yol açar (Podgoršak, 2013).

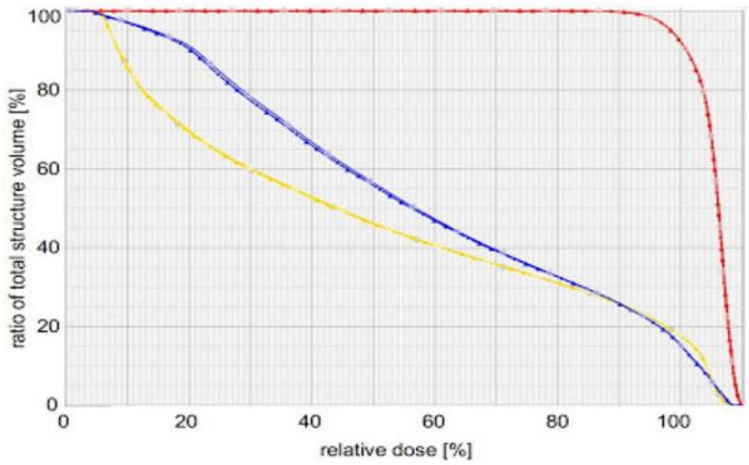
Gerçekte bir elektron çok sayıda elastik ve inelastik etkileşime girer ve her elektron çarpışmasını simüle etmek açıkça mümkün değildir. Dolayısıyla MC hesaplamasında, elastik olmayan çarpışmalar ayrı bir sürece ve sürekli enerji kaybına ayrılır. Başka bir süreçte (inelastik çarpışmalar) ikincil parçacıklar, kullanıcı tanımlı bir eşiğin üzerinde bir enerji ile üretilir. Elastik çarpışmalar, her elektron adımından sonra hareket yönünün değiştirilmesi ile tanımlanmaktadır.

MC hesaplamasındaki parçacıklar, kullanıcı tarafından tanımlanan enerji kesilinceye kadar taşınır. Çok sayıda simülasyon sayesinde ilgi miktarı hesaplanabilir, örneğin her vokselde depolanan enerji veya enerji spektrumu. MC hesaplamaları istatistiksel yapısı nedeniyle, hesaplanan her parametre istatistiksel bir belirsizliğe

tabidir ve birçok varyans azaltma tekniği ile belirsizliği azaltabilir. Varyans azaltma teknikleri parçacık simülasyonları süresini azaltır ve kodun hızını artırır(Christensen, 1987; Podgoršak, 2013). Simüle parçacıklarının sayısı ne kadar büyük olursa, dağılımlarının tahmin edilme doğruluğu da o kadar yüksek olur. Bununla birlikte, simüle parçacıkların sayısı arttıkça, hesaplama zamanında artış olur. Hesaplama zamanında artış olmasına rağmen, en doğru doz hesaplama algoritmasıdır (Khan, 2010).

2.5 Tedavi Karşılaştırma Parametreleri

Tedavi planı kalitesinin değerlendirilmesi için birincil değerlendirme kriterleri;
Hacmin aldığı doz ($D_{\%}$): Hedef hacmin reçete edilen dozun x% 'sini aldığı en düşük veya en yüksek doz
Doz hacmi (V_{Gy}): x(Gy) radyasyon dozunu alan hacmin yüzdesi
Doz volüm histogramı (DVH): Hedef hacim ve normal doku hacmi içinde oransal doz dağılımını gösteren grafiktir (Şekil 7)



Şekil 7. Klasik DVH görüntüsü (http://medphys365.blogspot.com.tr/2012/05/dose-volume-histogram-basics.html)

Konformalite indeks (CI): RTOG konformalite indeksi, reçete edilen izodoz çizgisinin hedef hacimle ile aynı yerde olduğunu ve aynı şekle sahip olduğu varsayımıdır. Konformalite indeksi değerinin 1'e olabildiğince yakın olması önerilmiştir (Davis ve ark., 2012). Van't Riet ve ark. (1997) , CI'lerin 0.6'dan büyük olması durumunda da planların konformal olarak kabul edilebileceğini ileri sürmüştür.

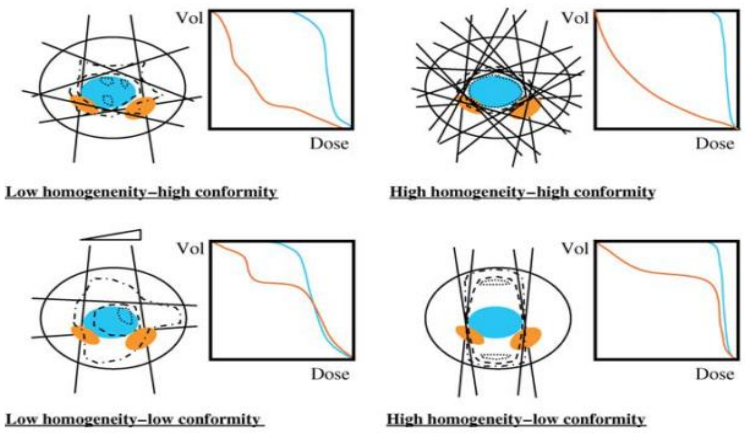
$$CI = \frac{TV_{RI}}{TV} \; X \; \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$$

Burada V_{RI} referans izodoz hacmi, TV hedef hacmi, TV_{RI} ise en az referans izodozunu alan hedef hacmi tanımlamaktadır.

Homojenite indeksi (HI): Homojenite indeksi için birkaç tanım önerilmiş ve genellikle radyoterapi modalitesine bağlı olarak tanımlanmıştır. Örneğin 1993'te RTOG HI'yı PTV'de oluşan maksimum dozun, belirlenen referans izodoza oranı olarak tanımlamıştır (Santos, 2015). 3B-KRT ve YART için, yapılan diğer bir tanım, ICRU tarafından absorbe edilen doza normalleştirilmiş maksimum-eksi minimum emilmiş doz olarak tanımlanmıştır. ICRU 83 raporunda bu kullanım artık önerilmemekte, bunun yerine HI için aşağıdaki tanım önerilmiştir:

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

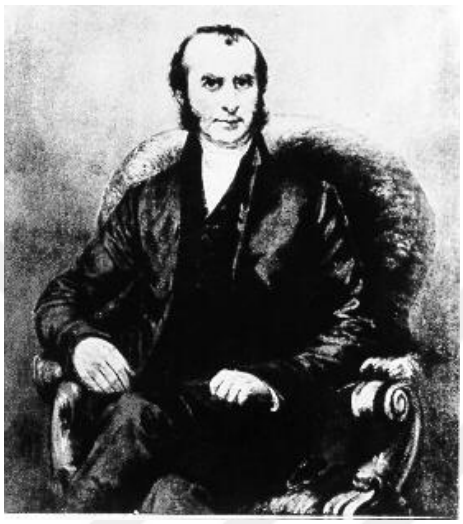
Burada $D_{\%2}$,%2'lik hacmin aldığı dozu, $D_{\%98,}$ %98'lik hacmin aldığı dozu ve $D_{\%50}$, %50'lik hacmin aldığı dozu tanımlamaktadır (Deluca, 2010). HI değerinin 2 ile 2.5 arasında olması kabul edilebilir düzeydedir (Santos, 2015).



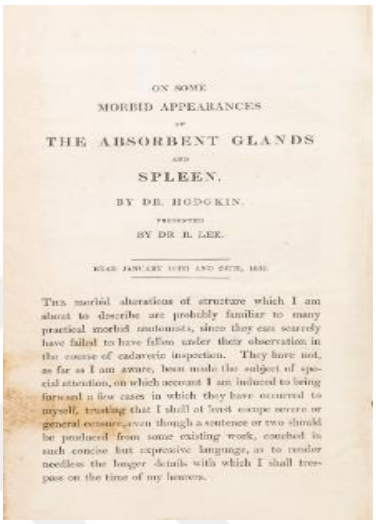
Şekil 8. Yüksek ve düşük doz homojenitesi ve doz konformalitesi örneği. Mavi renk PTV'yi ve turuncu renk PRV'yi temsil eder (Deluca, 2010).

2.6 Hodgkin Lenfoma

1832 yılında İngiliz Doktor Thomas Hodgkin, "Emici Bezlerin ve Dalak'ın Bazı Hastalıklı Görünümleri Üzerine" adlı makalesinde, yedi hastanın klinik sunumu ve brüt anatomisini açıkladı. Tüm hastalarda ortak olarak dalağın şişmesi ile sıkça görülen büyümüş lenf nodlarının olduğunu gözlemledi (Hodgkin, 1832).



Şekil 9. Thomas Hodgkin (1798-1866) (Aisenberg 2000)

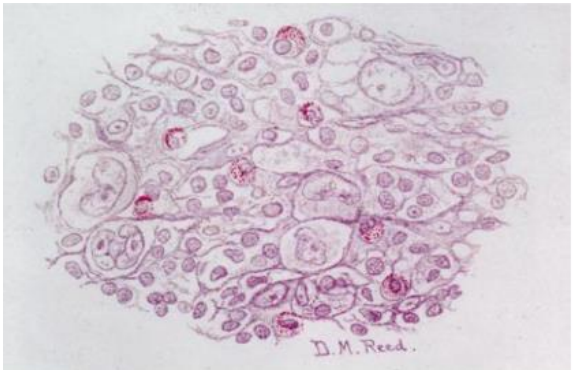


ON SOME
MORBID APPEARANCES
OF
THE ABSORBENT GLANDS
AND
SPLEEN.
BY DR. HODGKIN.
PRESENTED
BY DR. R. LEE.

The morbid alterations of structure which I am about to describe are probably familiar to many practical morbid anatomists, since they can scarcely have failed to have fallen under their observation in the course of cadaveric inspection. They have not, as far as I am aware, been made the subject of special attention, on which account I am induced to bring forward a few cases in which they have occurred to myself, trusting that I shall at least escape severe or general censure, even though a sentence or two should be produced from some existing work, couched in such concise but expressive language, as to render needless the longer details with which I shall trespass on the time of my hearers.

Şekil 10. Thomas Hodgkin'in orijinal raporu (http://www.sothebys.com/fr/auctions/ecatalogue/lot.112.html/2012/books-manuscripts-n08864)

16 sene sonra Sir Samuel Wilks, Thomas Hodgkin'in çalışmalarından habersiz, hastalığın daha ayrıntılı bir klinik ve patolojik tanımını yayınladı (Stone, 2010). Thomas Hodgkin'in hastalığı Hodgkin hastalığı olarak adlandırdığını fark ettiğinde, hastalarından bazılarının Hodgkin'in çalışmasında da kullanıldığını anladı (Stone, 2005). Bu makaleler, brüt anatominin tanımlandığı klinik semptomlar ve otopsi raporlarına dayanıyordu, ancak mikroskobik görünüme çok az dikkat edildi. 1900 civarında çok çekirdekli dev hücreli Hodgkin hastalığına özgü birkaç tanımlama yayınlandı. Fakat adlandırılması Carl Stenberg ve Dorothy Reed'in hücreye daha kesin ve kapsamlı histolojik tanım yapmasından sonra gerçekleşmiştir. Dolayısıyla Reed-Stenberg Hücresi adı verilmiştir (Bostick, 1951). Hodgkin hastalığının olağandışı özelliklerinden biri, malign hücrenin tümör kütlesinin yalnızca bir azınlığını temsil etmesi ve lenfositlerin, nötrofillerin, eozinofillerin, histiyositlerin ve fibroblastların reaktif bir arka planda bulunmasıydı (Agostinelli ve Pileri 2014).



Şekil 11. Dorothy Reed tarafından el ile çizilmiş çok çekirdekli dev hücrenin resmi (Aisenberg 2000).

2.6.1 Hodgkin Lenfoma Sınıflandırılması

1947 yılında, Jackson ve Parker Hodgkin hastalığının ilk histolojik sınıflandırmasını yayınladılar (Aisenberg, 2000). Sınıflandırmaları, paragranulamo, granulamo ve sarkoma olararak üç alt gruba ayrılıyordu. Fakat, klinik açıdan çok küçük bir anlamlılığı vardı. 1966'da, Luke ve Butler klinik açıdan daha ilişkili yeni bir sınıflandırma önerdiklerinde değiştirildi (Lukes ve Butler, 1966). Bu sınıflandırma Hodgkin hastalığını altı gruba ayırıyordu: a) lenfositik ve/veya histiyositik (L&H) nodüler, b) lenfositik ve/veya histiyositik (L&H) yaygın, c)nodüler skleroz, d)karışık, e) yaygın fibroz, f) retiküler. Bu sınıflandırma daha sonra, New York Rye'deki bir konferansta değiştirildi ve lenfosit baskın (LP), nodüler sklerozan (NS), karışık selülarite (MC) ve lenfosit fakir (LD) (Rye sınıflaması) olmak üzere dört alt gruba ayrıldı (Lichtman ve ark., 2010). 1993 yılında düzenlenmiş Avrupa-Amerika Lenfoma (REAL) sınıflandırması Berlin, Almanya'daki Uluslararası Lenfoma Çalışma Grubu toplantısında sunuldu. Toplantı lenfomalar için evrensel olarak kabul edilmiş bir sınıflandırma şeması bulmak için yapıldı. REAL sınıflaması ile geçici bir alt grup olarak lenfosit zengin (LR) nodüler tipi sklerozon miksit sellüler ve lenfosit içeren Hodgkin hastalığını, lenfosit baskın HL'ye ve klasik HL'ye (CHL) böldüler. Bu iki ana kategori, morfoloji, immünofenotip ve klinik seyir bakımından farklılık göstermektedir (Harris ve ark., 1994). 2008'de Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) şu anda kullanılan sınıflandırması tanıtıldı (Tablo 1). REAL sınıflandırmasında olduğu gibi iki ana alt bölümde incelendi, lenfosit açısından zengin bir kategori bağımsız bir alt grup haline getirildi ve Hodgkin hastalığı terimi Hodgkin lenfoma (HL) ile değiştirildi (Harris ve ark., 1999).

Tablo 1. Dünya Sağlık Örgütü (WHO) Hodgkin Lenfomanın Histolojik Sınıflaması (Roberts ve ark., 2016).

Nodüler lenfosit zengini Hodgkin Lenfoma (NLPHL)
Klasik Hodgkin lenfoma (CHL):
Nodüler sklerozan klasik Hodgkin lenfoma (NSHL)
Karma selülarite klasik Hodgkin lenfoma (MCHL)
Lenfosit açısından zengin klasik Hodgkin lenfoma (LRCHL)
Lenfosit fakir klasik Hodgkin lenfoma (LDHL)

2.6.2 Hodgkin Lenfoma Evrelendirilmesi

Anatomili evreleme sistemine olan ihtiyaç, evrimsel tedavi ve tanı yöntemleri ile meydana çıkmıştır. Böylece 1950'de Vera Peters, HL'nin üç aşamalı bir evreleme yaklaşımını getirdi: evre I, tek lenf nodu veya bir bölge, evre II, üst veya alt vücutta iki veya daha fazla yakın lenf nodu bölgeleri ve evre III, hem üst hem de alt vücut bölgelerinin iki veya daha fazla bölgesindeki lenf nodlarını içerir (Carbone ve ark., 1971). Dört basamaklı bir evreleme sistemi ilk defa lenf nodu bölgelerinin anatomik tanımlarının evreleme amacıyla yapıldığı Rye konferansında tanıtıldı. Tüm evreler ana semptomlara göre A veya B olarak alt sınıflara ayrıldı. B semptomları, ateş, gece terlemesi veya kaşıntı gibi belirtiler için tanımlanmıştır. A ise bu semptomların dışındaki belirtiler için tanımlanmıştır(Aisenberg, 2000; Carbone ve ark., 1971; Harris ve ark., 1994).

Günümüzde kullanılan evreleme sistemi ise 1971 yılında Michigan Amerika'daki Ann Arbor konferansında önerilmiştir (Tablo 2). Her aşama daha önce olduğu gibi A ve B'ye bölünmüş olmasına rağmen çok az klinik önemi gösterdiğinden dolayı kaşıntı hariç tutulmuştur. B semptomları; 1) açıklanamayan, çamaşır değiştirecek düzeyde gece terlemesi, 2) son bir ay boyunca> 38 ° C sıcaklıktaki sürekli veya tekrarlayan ateş ve 3) son altı ay boyunca vücut ağırlığının % 10'unun kaybı olarak tanımlanan kilo kaybı olarak tanımlandı (Carbone ve ark., 1971).

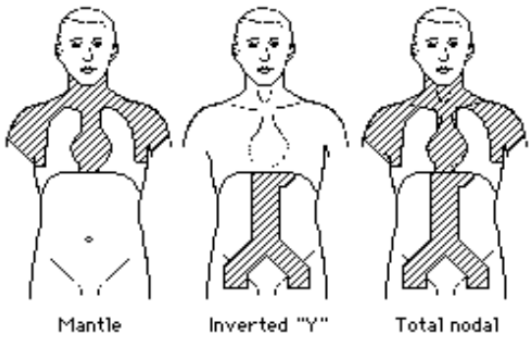
Tablo 2. Ann Arbor Evrelendirmesi (Roberts ve ark., 2016)

Evre	Tanımlamalar
Evre I	Tek lenf nodu bölgesinin (I) veya tek ekstralenfatik organ veya bölgenin tutulumu
Evre II	Diyafragmanın tek tarafında iki ya da daha fazla lenf nodu bölgesi (II) ya da diyafragmanın tek tarafında lokal ekstralenfatik yayılımla birlikte bir ya da daha fazla lenf nodu bölgesi (II_E)
Evre III	Diyafragmanın her iki tarafında lenf düğümü bölgeleri (III), dalak içeriyorsa (III_S), lokal ekstralenfatik yayılım eşlik ediyorsa (III_E), her ikisi varsa (III_{SE})
Evre IV	Lenfoma hücreleri bir veya daha fazla organ veya dokunun birkaç bölgesinde bulunur veya lenfoma bir organda (karaciğer, akciğer veya kemik iliği gibi) ve uzak lenf nodlarındadır

2.6.3 Hodgkin Lenfoma'da Radyasyon Tedavisi

1886'da X-ışınlarının keşfinden sadece 6 yıl sonra, Hodgkin lenfoma tedavisinde kullanımı hakkında çeşitli raporlar yayınlandı. Sonraki 20 yıl boyunca basit X-ışınları lenfomalı hastaları tedavi etmek için kullanıldı. Teknik gelişmeler ve 1956'da ki lineer hızlandırıcıların gelişimi, sağkalımı uzattı ve hatta lokalize hastalığı olan bazı hastalar için yüksek dozda genişletilmiş alan radyasyonu ile tedaviyi mümkün kıldı (Aisenberg, 2000; Aleman ve Leeuwen 2007).

Hodgkin lenfomanın tedavisi için radyasyon alanları genellikle komşu lenf nod alanlarına kadar uzatılmaktadır (geniş alan radyasyon tedavisi). Radyasyon alanları genellikle manto bölgesi, ters Y veya toplam nodal radyasyon olarak tanımlanır (Resim 12). Manto bölgesi boyun, mediyasten ve aksiller lenf nodu gruplarını (diyaframın üstündeki tüm bölgeler) içerir. Ters Y, abdominal aort, ilyak, dalaklı ya da dalaksız inguinal lenf nodlarını kapsar. Diyaframın her iki tarafındaki alanlar için total nodal radyasyon kullanılmıştır (Engert ve Raemaekers, 2016).



Şekil 12.Hodgkin Lendoma için kullanılan tedavi alanları
(http://www.meded.virginia.edu/.../wcd/hodgclinic.cfm)

Etkili kemoterapinin kullanımı ile tedavi alan boyutları, hastalıkların tutulu lenfatik alanlar ve aynı zamanda kuşkulu subklinik hastalığı olan komşu bölgelerden (Genişletilmiş alan, EF) sadece klinik hastalığın alanını kapsayan tedavi alanlarına kadar modifiye edilmiştir. (Tutulmuş alan, IF). Aynı zamanda tedavi dozları 40 Gy'den 20-30 Gy'e başarıyla düşürülmüştür (Pommier ve ark., 2011). 20-30 Gy'lik standart dozlarla sınırlı hacimlere uygulanan radyoterapi, bazı anatomik bölgeler için anlaşılır olsa da, tümör hacimlerinin heterojenliği ve birçok farklı riskli organların (OAR) önemine bağlı olarak, HL'de özellikle mediyastende kritik ve karmaşık olmaya devam etmektedir (Eich ve ark., 2008).

Radyasyon alanlarını ve dozu en aza indirmenin önemli bir avantajı, ikincil maligniteler ve kardiyovasküler hastalık riski artışı gibi radyoterapiye bağlı geç komplikasyonları azaltmaktır. İkincil solid malignite riski, radyoterapiden yaklaşık on yıl sonra artmaya başlar ve en sık görülen kanserler meme, akciğer, gastrik ve tiroid kökenlidir. Radyoterapi aynı zamanda koroner arter hastalığı, kapak hastalığı, miyokardiyal işlev bozukluğu, perikardiyal hastalık ve kalbin elektrik iletim sistemindeki kusurlar gibi kardiyovasküler hastalık riskini de arttırır (Aleman ve Leeuwen 2007).

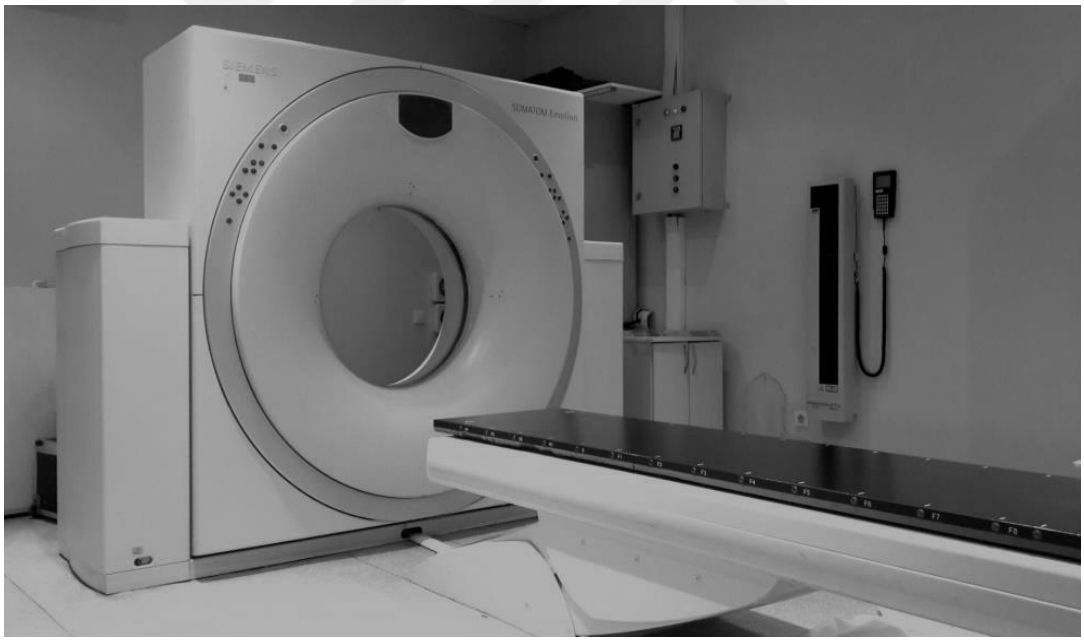
Günümüzde HL için iki büyük yeni model araştırılmaktadır: sadece tutulu lenf noduna yönelik radyoterapi (tutulu lenf nodu radyoterapisi, INRT) (Girinsky ve ark., 2008) ve rotasyonel terapi olarak verilen tomoterapi, VMAT ve RapidArc gibi oldukça konformal YART tekniklerin kullanımı (Specht ve ark., 2014). INRT'nin birincil hedefi, kombine bir yöntem yaklaşımı ile nükslerin başlangıçtaki lenf nodlarında ağırlıklı olarak bulunduğu gösterildiğinden, ışınlanmış hacmi azaltarak RT'ye bağlı toksisiteyi azaltmaktır. Bu yeni hedef modeli, mevcut EORTC-GELA H10 çalışmasında veya Alman Hodgkin Çalışma Grubu (GHSG) 'nin HD17 çalışmasında değerlendirilmektedir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1 Gereç

3.1.1 Siemens Somatom Emotion Duo BT-Simülatör Ünitesi

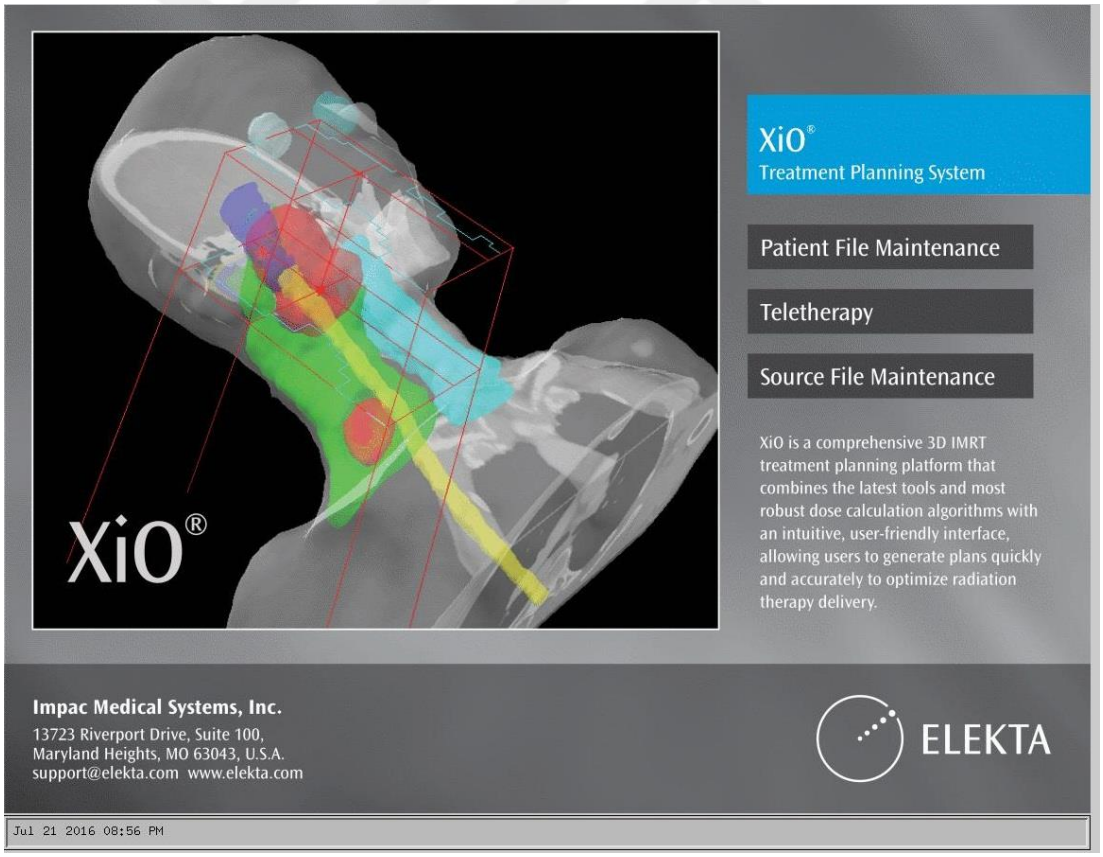
SIEMENS Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi ve simülatör ünitesi 45x153 cm boyutlarına kadar alan taraması yapabilen, +/- 300 gantri dönüşüne sahip, gammex 3B laser sistemli, 1 mm' ye kadar ince kesit alabilen bilgisayarlı tomografi cihazıdır. Cihaz yazılımında bulunan simülasyon özellikleri ve DICOM haberleşmesi sayesinde TPS ile haberleşen cihaz 3B simülasyon için tasarlanmıştır.



Şekil 13. Uludağ Üniversitesi Rad. Onk. A.D.'nda Radyoterapi için kullanılan Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Ünitesi

3.1.2 CMS XIO 5.00 3 Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi

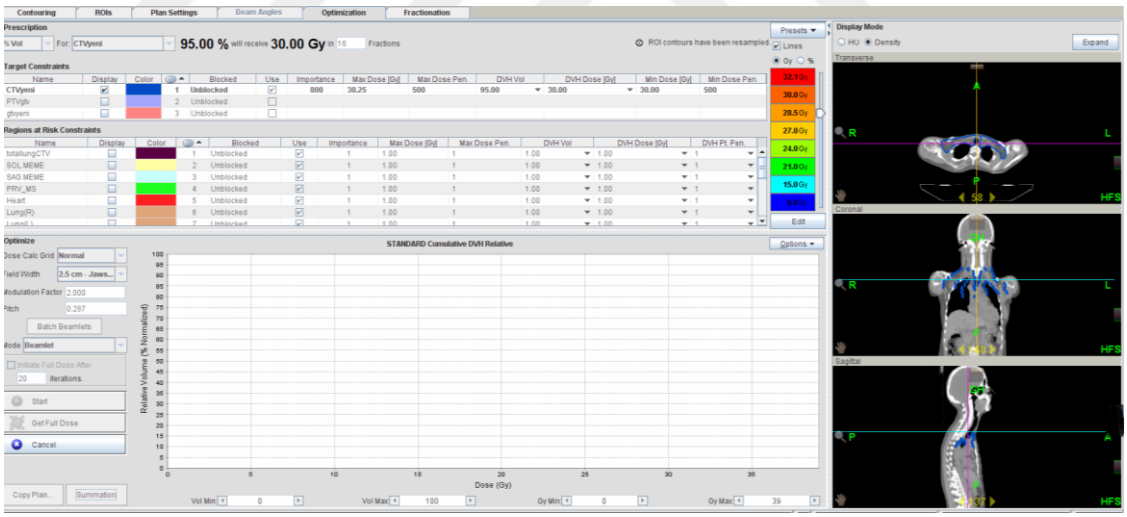
CMS XIO tedavi planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA); yeni araçları ve sağlıklı doz hesaplama algoritmalarını birleştirerek doğru dağılımını sağlayan kapsamlı bir 3B-YART tedavi planlama platformudur. 2B, 3B, çok yapraklı kolimatör (ÇYK) tabanlı YART, katı kompansatör tabanlı YART ve brakiterapi gibi tedavi modalitelerini içerir. Dinamik konformal ark terapi ve stereotaktik radyoterapi de ayrıca desteklenmiştir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları Clarkson, Fast Fourier Transform (FFT) (Hızlı Fourier Dönüşüm), Üstdüşüm, Hızlı Üstdüşüm, Elektron 3B Kalem Biçimli Işın Hüzmesi, Proton Geniş Işın, Kalem Biçimli Işın Hüzmesi ve Nokta Tarama" dır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilir ve DVH (Doz Volüm Histogramı) görüntüleyebilir.



Şekil 14. CMS – XiO Tedavi Planlama Sistemi

3.1.3 Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi

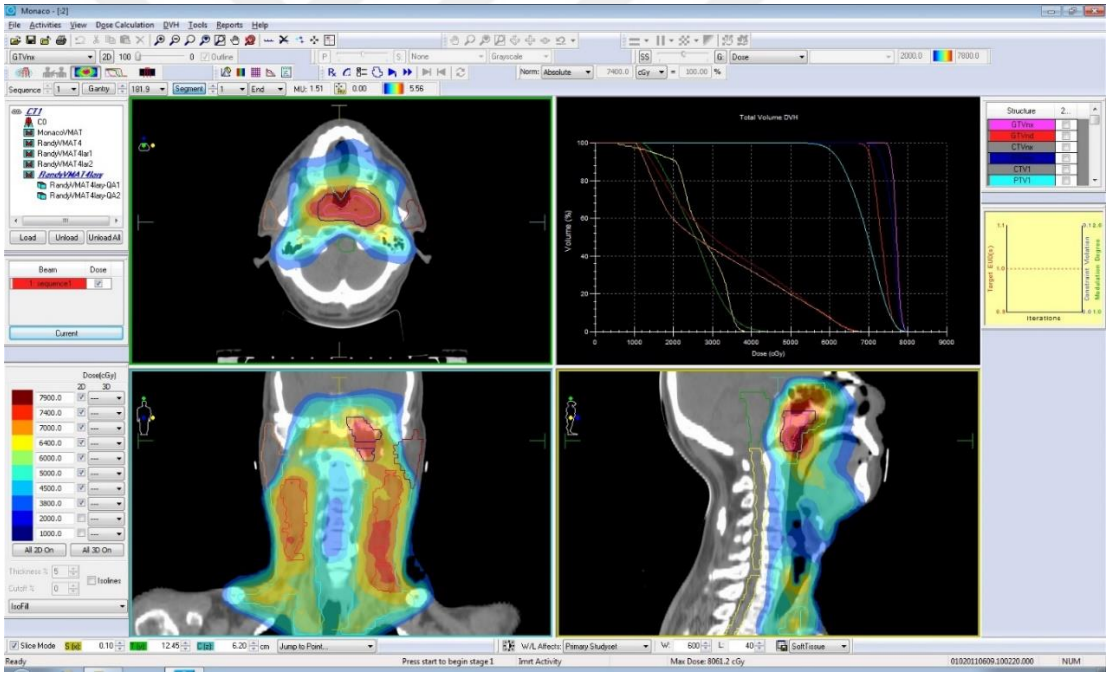
Çalışmamızda, Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastenesi'nde bulunan tomoterapi Hi-Art TPS kullanılmıştır. Tomoterapi Hi-Art TPS, Convolution/Superposition algoritması ile ters planlama yapan bir planlama sistemidir. Sistemde sadece 6 MV foton enerjisi verisi yüklüdür. Planlamada kama filtre blok, farklı alan boyutları, elektron enerjisi bulunmamaktadır. Yazılım yardımı ile hassas yapılar ya kısmen ya da tamamen bloklanabilmektedir. Kısmi bloklamada risk altındaki organ sadece gelen huzmenin çıkışından ışınlamaya maruz kalırken tam bloklamada risk altındaki organ ne girişten ne de çıkıştan ışına maruz kalmamaktadır. Tomoterapide planlamanın ilk aşaması olan optimizasyon aşamasında, DVH üzerinden hedef hacimlerin ve riskli organların istenilen doz değerlerine ulaşılmaya çalışılır. DVH üzerinde oluşan değerler hedeflenen dozlara ulaştığı zaman fraksiyonasyon sekmesinden grid boyutu seçilerek son doz heaplaması yapılır. Tomoterapi sisteminin "fine, normal ve course" olmak üzere üç adet hesaplama grid boyutu vardır.



Şekil 15. Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi

3.1.4 Monaco 5.1 Tedavi Planlama Sistemi

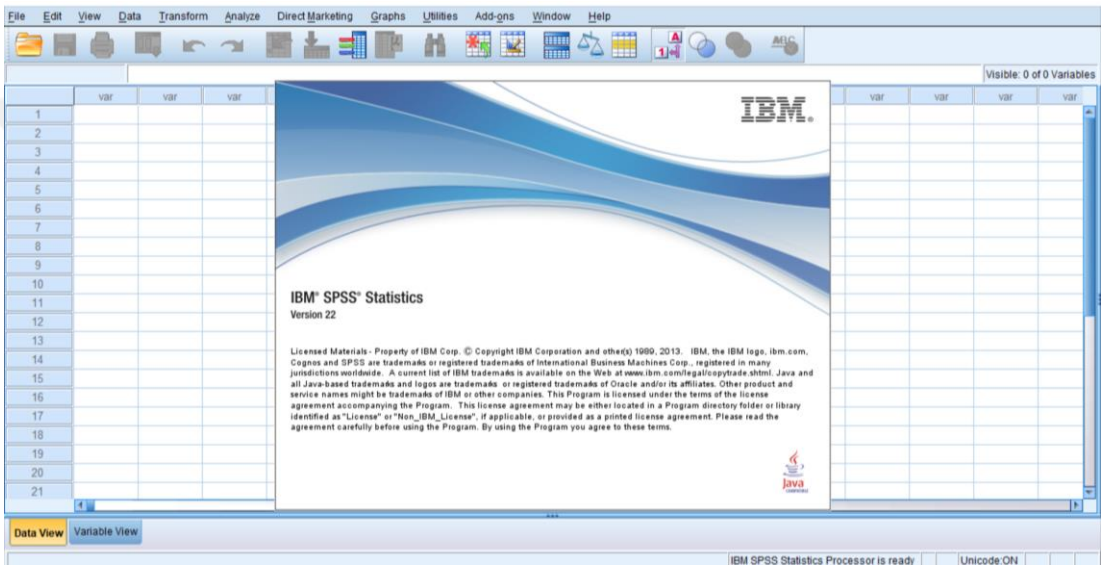
Monaco, Step ve Shoot yart ve VMAT (Volumetrik Ayarlı Ark Terapi) tedavi planlamasını destekleyen komple bir yart tedavi planlama sistemidir. Monaco TPS, ters planlama sistemi kullanarak radyasyon tedavisi görecek hastalara uygun tedavi planını simüle edebilmektedir. Hesaplama yöntemi olarak Monte Carlo Algoritmasını kullanmaktadır. Bu TPS'te biyolojik modelleme yapılabilir ve doz sınırlama seçeneği vardır ve değer fonksiyonları çoktur. Planlamanın ilk aşamasında biyolojik ve fiziksel fonksiyonlar ile bir doz yoğunluğu haritası oluşturulur. Oluşturulan bu doz yoğunluk haritası ile hedef ve riskli yapılar değerlendirilerek istenilen kriterlere uygun bulunursa ikinci optimizasyon olan segment şekli oluşturma aşamasına geçilir. İlk optimizasyonda hızlı olması bakımından pencil beam algoritması kullanılırken, ikinci optimizasyonda ise Monte Carlo algoritmasıyla tedavi planı oluşturulur.



Şekil 16. Monaco 5.1 Tedavi Planlama Sistemi

3.1.5 SPSS Veri Analiz Programı

Bu çalışmada oluşturulan planlardan elde edilen verilerin değerlendirebilmesi için açılımı Statistical Package for Social Sciences (Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi) olan SPSS 22.0 veri analiz programı kullanılmıştır. SPSS, verilerin sayısal olarak dağılımlarının (adet bazında)belirlenmesinde frekans analizi kullanılır. Elde edilen verilere ilişkin ortalama, standart sapma, mod, medyan gibi değerlerin hesaplanmasında ise tanımlayıcı istatistiklerden yararlanılır. Frekans analizi ile tanımlayıcı istatistikler temel analizler olup kolaylıkla yapılabilmektedir.



Şekil 17. IBM SPPS Statictics Versiyon 22

3.2 Yöntem

Bu çalışmada, Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda daha önce radyasyon tedavisi görmüş 13'ü kadın ve 6'si erkek olmak üzere toplamda 19 hastaya ait BT görüntüleri kullanılmıştır. Bu BT görüntüleri üzerine dozimetrik olarak karşılaştırma yapabilmek amacıyla yeniden planlama yapılmıştır. 9 hastanın boyun + supra + mediyasten, 5 hastanın sadece supra + mediyasten, 3 hastanın boyun + supra + mediyasten + aksilla, 1 hastanın supra + mediyasten + aksilla ve 1 hastanında boyun + supra + aksilla tulumu vardır. Her hasta için tanımlanmış olan bu IFRT ve INRT bölgelerine ayrı ayrı 20 Gy ile 30 Gy hedef dozları tanımlanmış olup her hasta için 4 ayrı plan oluşturulmuştur. Bu planlar 3B-KRT için Elekta marka CMS XIO 5.00 3 Boyutlu TPS' nde, VMAT için MONACO 5.1 TPS' nde ve son olarak HT için Tomoterapi Hi-Art TPS'nde elde edilmiştir.

IFRT ve INRT bölgelerine 3 mm, alt ve üst sınırdan da 1 cm marj verilerek her bir bölge için PTV oluşturulmuştur. Oluşturulan PTV_{IFRT} ve PTV_{INRT} hacimlerinin en az %95' nin reçete edilen dozun en az %95'ini alması hedeflenmiştir. Ayrıca PTV_{IFRT} ve PTV_{INRT}' nin D_{ort},, $D_{\%2}$ doz değerleri, CI ve HI verileri alınmıştır. Sağ ve sol akciğer, sağ ve sol meme, sağ ve sol karotis, kalp ve spinal kord riskli organlar olarak belirlenmiştir. Akciğerlerin ortalama dozu, V_{5Gy}, V_{10Gy} ve V_{15Gy}, sağ ve sol memenin V_{4Gy}, V_{10Gy}, V_{15Gy} ve D_{maks}, karotislerin D_{maks} ve D_{ort}, kalbin D_{ort}, V_{10Gy}, V_{15Gy} ve V_{20Gy}, spinal kordun D_{maks} ve D_{ort} dozları, son olarak sağlıklı dokunun D_{ort} ve V_{10Gy} değerleri değerlendirilmiştir.

3.2.1 3B-KRT Planlarının Oluşturulması

Her hasta için 3B-KRT planları Convolution algoritmasında oluşturulmuştur. Her hasta için AP-PA (0° ve 180°) alanları oluşturulmuş, tümörün konumuna bağlı olarak 6MV ve 15MV enerjili ışınlar kullanılmıştır. Boyun tutulumu olan hastalarda karşılıklı latarel (270° ve 90°) 6MV enerjili ışın alanları kullanılmıştır.

3.2.2 HT Planlarının Oluşturulması

Tomoterapi planlamalarına başlamadan önce her hasta için, saçılan dozlardan kaçınmak amacıyla optimizasyon hacimleri oluşturulmuştur. Oluşturulan 1. Optimizasyon hacmi, PTV hacimlerinin 1mm ilerisinden başlayarak 20mm'ye kadar olan alanı içerir. 2. Optimizasyon hacmi ise PTV hacimlerinin 20mm ötesinden başlar ve PTV'nin 50mm ötesinde biter. Planlar için alan genişliği(FW) 2.5cm, modülasyon faktörü(MF) 2.5 ve basamak faktörü (PF) 0.287 olarak belirlenmiştir. Beamlet hesaplaması yapıldıktan sonra doz hacim histogramından istenilen değerler elde edilinceye kadar optimizasyon yapılmıştır. Fraksiyonasyon aşamasında grid boyutu olarak "Fine" seçilmiştir.

3.2.3 VMAT Planlarının Oluşturulması

VMAT planlamalarında aksilla tutulumu olan hastalar için 2 tam ark kullanılırken, aksilla tutulumu olmayan hastalar için Butterfly (B-VMAT) tekniği uygulanmıştır. Butterfly tekniği için başlangıç açıları 150° ve 330° olan 60°'lik aynı düzlemde iki ark ve aynı düzlemde olmayan başlangıç açısı 330° , masa açısı 90° olan 60°'lik bir ark kullanılmıştır. Işın enerjisi olarak 6MV seçilmiştir.

3.2.4 İstatistiksel Analiz

Hodgkin Lenfoma tanılı 20 hastanın 3B-KRT, tomoterapi ve VMAT tekniklerinin istatistiksel olarak karşılaştırılırken SPSS 22 kullanılmıştır. Normal dağılıma uygunlukları "Shapiro – Wilk" testi ile değerlendirilmiştir. Normal dağılıma uygunluk gösteren verilerde "One Way Anova" testi kullanılmıştır. "$p<0,05$" olduğu durumla ikili karşılaştırma tekniği olan "Bonferonni" testi kullanılmıştır. Farkları tanımlayıcı terimler olarak mean ve standart sapma kullanılmıştır.

Verilerden herhangi bir tanesi normal dağılıma uygunluk göstermiyorsa ikiden fazla bağımsız değişken için "Kruskal – Wallis" testi kullanılmıştır. "$p<0,05$" olduğu durumla ikili karşılaştırma tekniği olan "Mann – Whitney U" testi kullanılmıştır. Farkları tanımlayıcı terimler olarak medyan, minimum ve maksimum kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Hedef Hacme 20 Gy Radyasyon Dozu Verildiğinde Elde Edilen Veriler

4.1.1 PTV_{IFRT} İçin Elde Edilen Veriler

4.1.1.1 PTV_{IFRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 3: PTV_{IFRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	93,900	99,900	97,670
Minimum	89,870	99,640	89,340
Maksimum	97,120	100,000	99,390

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan PTV_{IFRT} için 20 Gy'de elde edilen $V_{\%95}$ (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $V_{\%95}$ (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri 3B-KRT, minimum değeri 3B-KRT ve VMAT, en yüksek maksimum değeri HT için elde edilmiştir. $V_{\%95}$ (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 4'de gösterilmiştir.

Tablo 4: PTV_{IFRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	0,001
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.1.1.2 PTV_{IFRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 5: PTV_{IFRT}'nin $D_{\%2}$ (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	21,900	20,840	20,534
Minimum	2,1400	20,070	20,279
Maksimum	22,000	21,690	21,240

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan PTV_{IFRT} için 20 Gy'de elde edilen $D_{\%2}$ (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $D_{\%2}$ (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri VMAT, minimum değeri HT ve VMAT, maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir. $D_{\%2}$ (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 6'de gösterilmiştir.

Tablo 6: PTV_{IFRT}'nin $D_{\%2}$ (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, tomoterapi ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.1.1.3 PTV_{IFRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 7: PTV_{IFRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Mean	20,254	20,458	19,909
Standart sapma	±27,587	±14,688	±15,819

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan PTV_{IFRT}'de 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En yüksek mean değeri HT tekniği için elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 8'de gösterilmiştir.

Tablo 8: PTV_{IFRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	0,009
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Bonferonni testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.1.2 PTV_{INRT} İçin Elde Edilen Veriler

4.1.2.1 PTV_{INRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 9: PTV_{INRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	96,350	100,000	98,970
Minimum	90,300	99,670	89,340
Maksimum	100,000	100,000	100,000

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan PTV_{INRT} için 20Gy'de elde edilen $V_{\%95}$ (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $V_{\%95}$ (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En yüksek medyan ve minimum değeri HT, maksimum değeri 3 teknik içinde aynı değerde elde edilmiştir. $V_{\%95}$ (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 10'de gösterilmiştir.

Tablo 10: PTV_{INRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	0,053
HT ile VMAT	0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken, 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.1.2.2 PTV_{INRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 11: PTV_{INRT}'nin $D_{\%2}$ (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	21,600	20,810	20,637
Minimum	20,700	20,220	20,266
Maksimum	22,000	21,240	21,006

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan PTV_{INRT} için 20Gy'de elde edilen $D_{\%2}$ (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediğinden Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $D_{\%2}$ (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En yüksek medyan değeri VMAT, minimum değeri 3B-KRT, en düşük maksimum değeri VMAT tekniği için elde edilmiştir. $D_{\%2}$ (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 12'de gösterilmiştir.

Tablo 12: PTV_{INRT}'nin $D_{\%2}$ (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	0,034

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.1.2.3 PTV_{INRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablov13: PTV_{INRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Mean	20,228	20,431	20,071
Standart sapma	±0,264	±0,193	±0,239

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan PTV_{INRT} için 20 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En yüksek mean değeri HT tekniği için elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 14'de gösterilmiştir.

Tablo 14: PTV_{INRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	0,030
3B-KRT ile VMAT	0,130
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Bonferonni testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile VMAT tekniklerinde arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.1.3 Sağ Akciğer İçin Elde Edilen Veriler

4.1.3.1 Sağ Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ akciğer için 20 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediğinden Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,215). En düşük medyan değeri HT, minimum değeri 3B-KRT, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 15).

Tablo 15: Sağ akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	9,000	8,560	8,783
Minimum	1,430	1,510	1,563
Maksimum	13,280	13,650	12,775

Aynı şekilde INRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,934). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 16).

Tablo 16: Sağ akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	6,435	6,239	6,636
Standart sapma	±0,852	±0,724	±0,682

4.1.3.2 Sağ Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{5Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. (p=0,049). En düşük medyan ve maksimum değeri 3B-KRT, minimum değeri ise VMAT için elde edilmiştir (Tablo 17).

Tablo 17: Sağ akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	50,350	57,000	59,740
Minimum	7,590	7,000	6,520
Maksimum	70,560	89,000	87,180

V_{5Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 18'de gösterilmiştir.

Tablo 18: Sağ akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	IFRT
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,085
3B-KRT ile VMAT	0,015
HT ile VMAT	0,686

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

Aynı şekilde INRT alanında V_{5Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan total akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,497$). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 19).

Tablo 19: Sağ akciğerin V_5 (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	34,766	41,080	42,460
Standart sapma	±20,164	±23,330	±20,102

4.1.3.3 Sağ Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. (p=0,004). En düşük medyan değeri HT, minimum değeri tomoterapi ve VMAT için, en düşük maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 20).

Tablo 20: Sağ akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	41,500	33,000	41,540
Minimum	5,830	4,000	3,920
Maksimum	63,300	76,000	65,520

V_{10Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 21'de gösterilmiştir.

Tablo 21: Sağ akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	IFRT
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,003
3B-KRT ile VMAT	0,665
HT ile VMAT	0,005

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Aynı şekilde INRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,337). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 22).

Tablo 22: Sağ akciğerin V_{10} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	28,633	21,843	28,876
Standart sapma	±17,914	±16,191	±15,334

4.1.3.4 Sağ Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En düşük medyan ve minimum değeri HT, maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 23).

Tablo 23: Sağ akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

IFRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	36,660	21,000	26,980
Minimum	4,340	2,000	2,660
Maksimum	56,850	48,000	47,610

V_{15Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 24'de gösterilmiştir.

Tablo 24: Sağ akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	0,002
HT ile VMAT	0,040

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlılığa yakın bir farklılık vardır

Aynı şekilde INRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 20 Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,055). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 25).

Tablo 25: Sağ akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	24,083	13,4000	18,790
Standart sapma	±16,106	±10,933	±12,321

4.1.4 Sol Akciğer İçin Elde Edilen Veriler

4.1.4.1 Sol Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatiksel Verileri

Tablo 26: Sol akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		**HT**		**VMAT**	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Mean	894,000	662,894	882,578	642,263	886,063	668,584
Standart sapma	±341,484	±471,432	±328,831	±383,581	±340,157	±409,087

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol akciğer için 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla p=0,994, p=0,980'dir. En düşük mean değeri HT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.1.4.2 Sol Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 27: Sol akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Mean	48,995	35,998	58,263	42,460	54,922	41,075
Standart sapma	±18,965	±24,702	±21,207	±26,246	±20,850	±24,898

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla p=0,371, p=0,711'dir. En düşük mean değeri 3B-KRT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.1.4.3 Sol Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,760). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 28).

Tablo 28: Sol akciğerin V_{10} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	41,032	38,315	43,045
Standart sapma	±17,105	±20,639	±21,152

INRT alanında ise V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,396). En düşük medyan ve maksimum değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 29).

Tablo 29: Sol akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	25,860	21,000	31,710
Minimum	0,370	0,200	0,140
Maksimum	95,270	80,000	91,82

4.1.4.4 Sol Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 30: Sol akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		**HT**		**VMAT**	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	35,530	21,190	20,000	8,000	22,170	16,610
Minimum	5,960	0,000	4,000	0,000	5,480	0,050
Maksimum	81,260	90,780	77,000	63,000	81,950	83,460

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,083, p=0,153'dir. En düşük medyan değeri tomoterapi tekniğinde INRT, minimum değerleri 3B-KRT, tomoterapi ve VMAT tekniklerinde INRT, maksimum değeri HT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.1.5 Total Akciğer İçin Elde Edilen Veriler

4.1.5.1 Total Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan total akciğer için 20 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediğinden Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,619$). En düşük medyan değeri VMAT, minimum ve maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 31).

Tablo 31: Total akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT alanında 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	8,310	8,140	7,793
Minimum	1,570	1,720	1,846
Maksimum	10,220	10,740	10,271

Aynı şekilde INRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan total akciğer için 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,961$) (Tablo 32).

Tablo 32: Total akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait INRT alanında 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	5,945	5,699	5,809
Standart sapma	±2,961	±2,582	±2,551

4.1.5.2 Total Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{5Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan total akciğer için 20Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,011$). En düşük medyan ve maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 33).

Tablo 33: Total akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	46,270	58,000	52,820
Minimum	8,530	8,000	8,550
Maksimum	58,710	69,000	68,580

V_{5Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 34'de gösterilmiştir

Tablo 34: Total akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	IFRT
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,011
3B-KRT ile VMAT	0,007
HT ile VMAT	0,708

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Aynı şekilde INRT alanında V_{5Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan total akciğer için 20 Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,961$). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 35).

Tablo 35: Total akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	32,7795	39,848	37,255
Standart Sapma	±16,469	±18,809	±17,793

4.1.5.3 Total Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan total akciğer için 20 Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,007$). En düşük medyan ve minimum değeri HT ve maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 36).

Tablo 36: Total akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	38,020	29,000	37,980
Minimum	6,510	0,000	5,450
Maksimum	46,320	53,000	51,860

V_{10Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 37'de gösterilmiştir.

Tablo 37: Total akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	IFRT
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,004
3B-KRT ile VMAT	0,863
HT ile VMAT	0,009

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Aynı şekilde INRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 20 Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,205). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 38).

Tablo 38: Total akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 20 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	26,298	19,105	25,091
Standart sapma	±14,127	±12,823	±12,425

4.1.5.4 Total Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 39: Total akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait 20 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	30,830	21,630	16,000	9,000	22,060	14,680
Minimum	4,750	0,000	3,000	0,000	3,630	0,000
Maksimum	39,900	39,900	34,000	23,000	38,330	28,190

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan total akciğer için 20 Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT için p değerleri sırasıyla p<0,001, p=0,007'dir. En düşük medyan değeri tomoterapi tekniğinde INRT, minimum değerleri 3 teknikte de INRT, maksimum değeri HT tekniğinde INRT için elde edilmiştir (Tablo 39). V_{15Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 40'de gösterilmiştir.

Tablo 40: Total akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri	
	IFRT	INRT
3B-KRT ile HT	p<0,001	p=0,002
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	p=0,154
HT ile VMAT	p<0,001	p=0,043

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.1.6 Kalp İçin Elde Edilen Veriler

4.1.6.1 Kalbin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 41: Kalbin D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	INRT	IFRT	INRT	IFRT	INRT
Medyan	16,810	11,290	16,360	10,850	15,064	9,421
Minimum	0,140	0,400	0,175	0,100	0,633	0,055
Maksimum	19,310	19,310	19,780	20,910	19,052	19,800

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan kalp için 20 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,666, p=0,923'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir.

4.1.6.2 Kalbin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 42: Kalbin V_{10Gy} (%)'ne ait 20 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	85,640	56,100	83,000	43,000	77,560	46,740
Minimum	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	99,340	99,340	97,000	97,000	96,540	96,540

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan kalbin için 20 Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,671, p=0,775'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir.

4.1.6.3 Kalbin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 43: Kalbin V_{15Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	80,560	49,000	67,500	27,000	73,000	36,000
Minimum	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	97,890	97,890	93,340	94,000	97,890	93,340

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan kalbin için 20Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,405, p=0,532'dir. En düşük medyan değeri tomoterapi tekniğinde INRT, maksimum değeri HT tekniğinde IFRT, VMAT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.1.6.4 Kalbin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 44: Kalbin V_{20Gy} (%)'ne ait 20 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	19,410	8,020	49,000	15,000	20,030	4,340
Minimum	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	56,920	83,930	83,000	83,000	55,700	70,680

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan kalbin için 20 Gy'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{20Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,119, p=0,677'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, maksimum değeri 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde IFRT için elde edilmiştir.

4.1.7 Sağ Karotis İçin Elde Edilen Veriler

4.1.7.1 Sağ Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 45: Sağ Karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	20,630	12,700	20,290	9,580	19,792	10,360
Minimum	13,790	0,290	13,460	0,290	9,179	0,290
Maksimum	21,800	20,920	20,750	20,750	20,744	20,920

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ karotis için 20 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediğinden Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,006, p=0,402'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri 3 teknikte de INRT maksimum değeri HT tekniğinde INRT ve VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. D_{ort}(Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 46'da gösterilmiştir.

Tablo 46: Sağ Karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 20 Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,034
3B-KRT ile VMAT	0,007
HT ile VMAT	0,032

IFRT'de elde edilen sağ karotisin 20Gy'de ki D_{ort} (Gy) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır.

4.1.7.2 Sağ Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{maks} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan sağ karotis için 20Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). 3B-KRT, tomoterapi ve VMAT'de birbirlerine oldukça yakın mean değerleri elde edilmiştir (Tablo 47).

Tablo 47: Sağ karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	21,656	20,804	20,835
Standart sapma	±0,323	±0,243	±0,321

D_{maks} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 48'de gösterilmiştir.

Tablo 48: Sağ karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	1,000

İkili karşılaştırma tekniği için Bonferonni testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmamıştır.

INRT alanında ise D_{maks} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ karotis için 20Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,057$). En düşük medyan değeri tomoterapi, minimum değeri 3B-KRT, maksimum değeri tomoterapi için elde edilmiştir (Tablo 49).

Tablo 49: Sağ karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

INRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	20,970	20,460	20,623
Minimum	0,640	0,880	1,160
Maksimum	21,690	21,230	21,322

4.1.7.3 Sağ Karotisin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 50: Sağ Karotisin V_{20Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		**HT**		**VMAT**	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	91,050	32,940	100,000	30,000	38,980	10,110
Minimum	50,590	0,000	47,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	100,000	98,470	100,000	100,000	99,470	75,770

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ karotis için 20Gy'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{20Gy} (%) değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p<0,001$, $p=0,402$'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT, HT tekniklerinde INRT,

VMAT tekniğinde ise IFRT ve INRT maksimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT, tomoterapi tekniğinde INRT ve IFRT için elde edilmiştir. V_{20Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 51'de gösterilmiştir.

Tablo 51: Sağ Karotisin V_{20Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,246
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

IFRT'de elde edilen sağ karotisin 20Gy'de ki V_{20Gy} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır.

4.1.8 Sol Karotis İçin Elde Edilen Veriler

4.1.8.1 Sol Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol karotis için 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p=0,004). En düşük medyan ve maksimum değerleri VMAT, minimum değeri HT tekniği için elde edilmiştir (Tablo 52).

Tablo 52: Sol karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

IFRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	20,610	20,320	19,720
Minimum	15,340	10,450	14,012
Maksimum	21,290	20,7400	20,501

D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 53'de gösterilmiştir.

Tablo 53: Sol Karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,146
3B-KRT ile VMAT	0,005
HT ile VMAT	0,006

IFRT'de elde edilen sol karotisin 20Gy'de ki D_{ort} (Gy) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

Aynı şekilde INRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan sol karotis için 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,612$). En düşük mean değeri VMAT tekniği için elde edilmiştir (Tablo 54).

Tablo 54: Sol karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	10,731	11,104	9,341
Standart sapma	±5,389	±6,565	±5,219

4.1.8.2 Sol Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 55: Sol Karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	21,670	20,630	20,840	20,820	20,659	20,536
Minimum	21,000	0,340	20,450	4,390	20,380	3,546
Maksimum	22,210	21,950	21,180	21,280	21,131	21,129

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sol karotis için 20Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p<0,001$, $p=0,134$'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir. D_{maks} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 56'de gösterilmiştir.

Tablo 57: Sol Karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	0,057

IFRT'de elde edilen sol karotisin 20Gy'de ki D_{maks} (Gy) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.1.8.3 Sol Karotisin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 58: Sol Karotisin V_{20Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	80,680	33,880	100,000	27,000	32,920	10,590
Minimum	36,910	0,000	58,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	100,000	95,260	100,000	100,000	96,630	37,610

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol karotis için 20Gy'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediğinden Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{20Gy} (%) değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p<0,001, p=0,066'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT, HT tekniklerinde INRT, VMAT tekniğinde ise IFRT ve INRT, maksimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT, HT tekniğinde INRT ve IFRT için elde edilmiştir. V_{20Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 59'de gösterilmiştir.

Tablo 59: Sol Karotisin V_{20Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,163
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

IFRT'de elde edilen sol karotisin 20Gy'de ki V_{20Gy} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT ve tomoterapi ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır.

4.1.9 Sağ Meme İçin Elde Edilen Veriler

4.1.9.1 Sağ Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 60: Sağ memenin D_{maks} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	21,195	21,100	20,010	18,920	20,396	20,569
Minimum	20,160	0,470	16,150	1,250	19,533	1,201
Maksimum	21,840	22,030	22,750	22,750	29,000	29,000

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ meme için 20Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,058, p=0,370'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, maksimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir.

4.1.9.2 Sağ Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sağ meme için 20Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,185). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 61).

Tablo 61: Sağ memenin V_{4Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	18,185	25,416	25,024
Standart sapma	±6,698	±10,672	±13,289

INRT alanında ise V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ meme için 20Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,536). En düşük medyan değeri 3B-KRT, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 62).

Tablo 62: Sağ memenin V_{4Gy} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

INRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	12,4050	19,0000	13,6400
Minimum	0,00	0,00	0,00
Maksimum	73,35	69,00	54,64

4.1.9.3 Sağ Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sağ meme için 20 Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,916). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 63).

Tablo 63: Sağ memenin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	11,956	12,333	13,090
Standart sapma	±4,594	±8,326	±6,751

INRT alanında ise V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ meme için 20 Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,824). En düşük medyan değeri HT, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 64).

Tablo 64: Sağ memenin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

INRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	8,100	5,000	8,505
Minimum	0,000	0,000	0,000
Maksimum	55,520	33,000	29,160

4.1.9.4 Sağ Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 65: Sağ memenin V_{15Gy} (%)'ne ait 20 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	8,180	5,335	3,000	1,045	4,175	3,735
Minimum	3,510	0,000	0,200	0,000	1,190	0,000
Maksimum	11,750	43,580	15,000	17,000	17,450	17,450

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ meme için 20 Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p=0,031$, $p=0,279$'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT ve VMAT tekniğinde INRT, tomoterapi tekniğinde IFRT ve INRT, maksimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. V_{15Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 66'da gösterilmiştir.

Tablo 66: Sağ memenin V_{15Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,020
3B-KRT ile VMAT	0,068
HT ile VMAT	0,198

IFRT'de elde edilen sağ memenin 20Gy'de ki V_{15} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile VMAT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunuştur.

4.1.9.5 Sağ Memenin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 67: Sağ memenin V_{20Gy} (%)'ne ait 20 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	INRT	IFRT	INRT	IFRT	INRT
Medyan	2,060	1,135	0,005	0,000	0,005	0,005
Minimum	0,030	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	3,800	15,910	6,000	6,000	1,410	1,410

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ meme için 20Gy'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{20Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,003, p=0,043'dir. En düşük medyan değeri HT ve VMAT tekniklerinde IFRT ve INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir. V_{20Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 68'de gösterilmiştir.

Tablo 68: Sağ memenin V_{20Gy} (%)'ne ait IFRT ve INRT'de 20 Gy için elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	IFRT	INRT
3B-KRT ile HT	0,020	0,101
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	0,012
HT ile VMAT	0,713	0,977

IFRT'de elde edilen sağ memenin 20Gy'de ki V_{20Gy} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile tomoterapi teknikleri arasında INRT ve 3B-KRT ile VMAT arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile HT teknikleri arasında INRT, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

4.1.10 Sol Meme İçin Elde Edilen Veriler

4.1.10.1 Sol Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 69: Sol memenin D_{maks} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	21,355	21,130	20,615	17,820	21,273	20,537
Minimum	19,690	15,060	17,460	8,330	19,260	12,624
Maksimum	21,800	22,450	22,740	22,740	21,800	21,871

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol meme için 20Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,367, p=0,291'dir. En düşük medyan ve minimum değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri 3B-KRT ve VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir.

4.1.10.2 Sol Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol meme için 20Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,927). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 70).

Tablo 70: Sol memenin V_{4Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	27,405	29,666	29,154
Standart sapma	±14,229	±13,878	±16,568

INRT alanında ise V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol meme için 20 Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediğinden Kruskal-Wallis testi

yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,832). En düşük medyan değeri 3B-KRT ve VMAT, minimum değeri 3B-KRT, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 71).

Tablo 71: Sol memenin V_{4Gy} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

INRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	12,555	19,000	12,775
Minimum	0,140	0,590	0,270
Maksimum	77,840	72,000	51,200

4.1.10.3 Sol Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol meme için 20Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,597). En düşük mean değeri tomoterapi için elde edilmiştir (Tablo 72).

Tablo 72: Sol memenin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	19,353	14,916	17,212
Standart sapma	±11,782	±9,848	±10,135

INRT alanında ise V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol meme için 20Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,803). En düşük medyan ve maksimum değeri tomoterapi için elde edilmiştir (Tablo 73).

Tablo 73: Sol memenin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

INRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	7,180	6,000	7,885
Minimum	0,040	0,000	0,060
Maksimum	64,740	38,000	37,760

4.1.10.4 Sol Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 74: Sol memenin V_{15Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		**HT**		**VMAT**	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	11,800	5,015	3,000	0,650	7,455	2,935
Minimum	3,800	0,000	0,500	0,000	1,170	0,000
Maksimum	31,130	53,550	19,000	20,000	21,260	25,350

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sol meme için 20Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p=1,000$, $p=0,262$'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri 3 teknikte de INRT, maksimum değeri HT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir.

4.1.10.5 Sol Memenin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 75: Sol memenin V_{20Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		**HT**		**VMAT**	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	2,275	2,045	0,060	0,000	0,705	0,065
Minimum	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	12,190	18,610	8,000	10,000	3,870	5,170

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol meme için 20Gy'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{20Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

IFRT ve INRT'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,138, p=0,331'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir.

4.1.11 Spinal Kord İçin Elde Edilen Veriler

4.1.11.1 Spinal Kordun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 76: Spinal kord D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Mean	12,597	8,001	8,623	4,752	10,962	6,211
Standart sapma	±3,549	±3,597	±2,838	±2,987	±3,381	±3,006

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan spinal kord için 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen p-değerleri sırasıyla p=0,002, p=0,011'dir. En düşük mean değeri HT tekniğinde INRT için elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 76'de gösterilmiştir.

Tablo 77: Spinal kord D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	0,001	0,009
3B-KRT ile VMAT	0,387	0,274
HT ile VMAT	0,095	0,501

İkili karşılaştırma tekniği için Bonferronni testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT teknikleri arasında IFRT ne INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.1.11.2 Spinal Kordun D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 78: Spinal kord D_{maks} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	21,660	21,250	19,690	16,600	20,065	19,775
Minimum	20,590	0,440	16,200	2,690	19,128	3,373
Maksimum	22,290	22,000	21,410	21,400	21,492	20,520

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan spinal kord için 20 Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, maksimum değeri tomoterapi tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir. D_{maks} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 79'da gösterilmiştir.

Tablo 79: Spinal kord D_{maks} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	p<0,001
HT ile VMAT	0,773	0,053

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

4.1.12 Konformalite ve Homojenite İndeksi Verileri

4.1.12.1 Konformalite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler

Tablo 80: CI'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	INRT	IFRT	INRT	IFRT	INRT
Medyan	0,930	0,980	1,050	1,050	1,010	1,030
Minimum	0,850	0,860	0,900	0,900	0,900	0,960
Maksimum	0,990	1,050	1,060	1,060	1,080	1,080

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan 20 Gy'de elde edilen CI değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan CI değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT, minimum değerleri 3B-KRT tekniğinde IFRT ve INRT ve maksimum değeri HT tekniğinde IFRT ve INRT ve VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. CI değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 81'de gösterilmiştir.

Tablo 81: CI'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	0,001
HT ile VMAT	p<0,001	0,201

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile tomoterapi, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık var iken HT ile VMAT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

4.1.12.2 Homojenite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler

Tablo 82: HI'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	0,170	0,150	0,050	0,040	0,080	0,070
Minimum	0,13	0,060	0,020	0,010	0,060	0,030
Maksimum	0,300	0,300	0,090	0,070	0,100	0,110

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan 20 Gy'de elde edilen HI değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan HI değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri tomoterapi tekniğinde IFRT ve INRT, minimum değeri HT tekniğinde IFRT ve INRT, 3B-KRT tekniğinde IFRT ve HT tekniğinde IFRT ve INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir. HI değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 83'de gösterilmiştir.

Tablo 83: HI'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001	0,018

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.1.13 Sağlıklı Doku İçin Elde Edilen Veriler

4.1.13.1 Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 84: Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	4,010	2,000	6,080	3,000	3,730	2,010
Minimum	1,820	0,780	2,660	1,200	1,820	0,613
Maksimum	9,880	4,810	9,220	6,400	7,830	4,710

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağlıklı dokunun 20Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen p-değerleri sırasıyla $p=0,004$, $p=0,016$'dır. En düşük medyan değeri 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde INRT alanında elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 85'de gösterilmiştir.

Tablo 85: Sağlıklı dokunun D_{ort} (Gy)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	0,007	0,025
3B-KRT ile VMAT	0,624	0,773
HT ile VMAT	0,002	0,006

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ne INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.1.13.2 Sağlıklı Dokunun V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 86: Sağlıklı Dokunun V_{10Gy} (%)'ne ait 20Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	INRT	IFRT	INRT	IFRT	INRT
Medyan	18,400	8,760	24,470	10,950	17,280	8,180
Minimum	8,240	3,430	10,570	2,040	7,920	2,110
Maksimum	50,120	22,990	45,000	27,130	38,910	22,330

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağlıklı dokunun 20Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen p-değerleri sırasıyla p=0,051, p=0,488'dır. En düşük mean değeri 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde INRT için elde edilmiştir.

4.2 Hedef Hacme 30 Gy Radyasyon Dozu Verildiğinde Elde Edilen Veriler

4.2.1 PTV_{IFRT} İçin Elde Edilen Veriler

4.2.1.1 PTV_{IFRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 87: PTV_{IFRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	94,210	99,950	96,480
Minimum	89,880	90,240	93,120
Maksimum	97,160	100,000	99,760

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan PTV_{IFRT} için 30Gy'de elde edilen $V_{\%95}$ (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $V_{\%95}$ (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En düşük medyan, minimum değeri 3B-KRT, en yüksek maksimum değeri HT için elde edilmiştir. $V_{\%95}$ (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 88'de gösterilmiştir.

Tablo 88: PTV_{IFRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	0,001
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile tomoterapi, 3B-KRT ile VMAT, tomoterapi ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.2.1.2 PTV_{IFRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 89: PTV_{IFRT}'nin $D_{\%2}$ (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	32,900	31,370	30,668
Minimum	31,200	30,260	29,737
Maksimum	33,000	32,700	31,259

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan PTV_{IFRT} için 30Gy'de elde edilen $D_{\%2}$ (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $D_{\%2}$ (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En düşük medyan, minimum ve maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir. $D_{\%2}$ (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 91'de gösterilmiştir.

Tablo 90: PTV_{IFRT}'nin $D_{\%2}$ (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.2.1.3 PTV_{IFRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 91: PTV_{IFRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	30,450	30,610	29,702
Minimum	28,830	29,568	29,056
Maksimum	30,850	31,830	30,160

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan PTV_{IFRT} için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En yüksek medyan ve minimum değeri HT, en düşük maksimum değeri VMAT tekniği için elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 92'de gösterilmiştir.

Tablo 92: PTV_{IFRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	0,034
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.2.2 PTV_{INRT} İçin Elde Edilen Veriler

4.2.2.1 PTV_{INRT}' nin $V_{\%95}$ (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 93: PTV_{INRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	96,100	100,000	99,110
Minimum	92,250	99,770	94,490
Maksimum	100,000	100,000	100,000

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan PTV_{INRT} için 30Gy'de elde edilen $V_{\%95}$ (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $V_{\%95}$ (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En yüksek medyan ve minimum değeri HT için elde edilmiştir. $V_{\%95}$ (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 94'de gösterilmiştir.

Tablo 94: PTV_{INRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	0,123
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken, 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.2.2.2 PTV_{INRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo.95: PTV_{INRT}'nin $D_{\%2}$ (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	32,400	31,200	30,554
Minimum	31,000	30,690	30,043
Maksimum	33,000	32,330	31,918

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan PTV_{INRT} için 30Gy'de elde edilen $D_{\%2}$ (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan $D_{\%2}$ (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En yüksek medyan ve minimum değeri 3B-KRT, en düşük maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir. $D_{\%2}$ (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 96'de gösterilmiştir.

Tablo 96: PTV_{INRT}'nin $D_{\%2}$ (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.2.2.3 PTV_{INRT}' nin D_{ort} (Gy) İstatiksel Verileri

Tablo 97: PTV_{INRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT	HT	VMAT
Medyan	30,460	30,640	29,936
Minimum	29,630	30,270	20,454
Maksimum	31,000	31,740	30,496

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan PTV_{INRT} için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En yüksek medyan, minimum değeri HT, en düşük maksimum değeri VMAT tekniği için elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 98'de gösterilmiştir.

Tablo 98: PTV_{INRT}'nin D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri
3B-KRT ile HT	0,002
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT i ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.2.3 Sağ Akciğer İçin Elde Edilen Veriler

4.2.3.1 Sağ Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ akciğer için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,272$). En düşük medyan değeri HT, minimum ve maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 99).

Tablo 99: Sağ akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	13,500	11,920	13,027
Minimum	2,140	2,330	2,449
Maksimum	16,810	21,180	19,591

Aynı şekilde INRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,915$). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 100).

Tablo 100: Sağ akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	8,954	8,961	9,522
Standart sapma	±5,149	±4,477	±4,595

4.2.3.2 Sağ Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 101: Sağ akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	INRT	IFRT	INRT	IFRT	INRT
Medyan	52,830	38,480	63,000	58,000	61,270	53,180
Minimum	8,670	0,680	9,000	0,000	10,030	0,000
Maksimum	65,430	64,580	95,000	78,000	90,330	83,610

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ akciğer için 30 Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p=0,003$, $p=0,043$'dir. En düşük medyan değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, minimum değerleri HT ve VMAT tekniklerinde INRT, maksimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir. V_{5Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 102'de gösterilmiştir.

Tablo 102: Sağ akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Karşılaştırılan Teknikler	p-değeri	
	IFRT	INRT
3B-KRT ile HT	0,001	0,022
3B-KRT ile VMAT	0,006	0,057
HT ile VMAT	0,840	0,488

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT teknikleri arasında IFRT ve INRT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında INRT ve HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.2.3.3 Sağ Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,307). En düşük medyan HT, minimum değeri VMAT, maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 103).

Tablo 103: Sağ akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	45,610	43,000	47,160
Minimum	6,930	6,000	5,230
Maksimum	58,330	88,000	75,010

Aynı şekilde INRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,811). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 104).

Tablo 104: Sağ akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	30,065	31,068	33,815
Standart sapma	±18,008	±18,818	±18,571

4.2.3.4 Sağ Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,112$). En düşük medyan HT, minimum değeri tomoterapi ve VMAT için, maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 105).

Tablo 105: Sağ akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	41,190	34,000	38,510
Minimum	5,830	4,000	3,890
Maksimum	51,990	67,000	63,230

Aynı şekilde INRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan sağ akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,715$). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 106).

Tablo 106: Sağ akciğerin V_{15} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	26,421	23,108	27,106
Standart sapma	±16,399	±16,105	±15,660

4.2.4 Sol Akciğer İçin Elde Edilen Veriler

4.2.4.1 Sol Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 107: Sol akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Mean	13,380	9,954	13,169	9,451	12,810	9,959
Standart sapma	±5,184	±7,076	±5,105	±6,202	±4,768	±5,974

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol akciğer için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla p=0,939, p=0,962'dir. En düşük mean değeri HT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.2.4.2 Sol Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 108 Sol akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Mean	52,383	38,860	66,157	49,788	61,407	47,337
Standart sapma	±19,811	±25,141	±20,656	±26,542	±19,684	±25,179

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla p=0,109, p=0,393'dir. En düşük mean değeri 3B-KRT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.2.4.3 Sol Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 109: Sol akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Mean	45,776	33,583	48,842	31,971	48,863	36,124
Standart sapma	±18,322	±24,246	±21,523	±26,341	±20,624	±23,590

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla p=0,864, p=0,873'dir. En düşük mean değeri HT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.2.4.4 Sol Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,997). 3B-KRT, tomoterapi ve VMAT'de birbirlerine oldukça yakın mean değerleri elde edilmiştir (Tablo 110).

Tablo 110: Sol akciğerin V_{15} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	40,890	40,473	40,960
Standart sapma	±17,257	±22,524	±20,377

INRT alanında ise V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,492). En düşük medyan HT, maksimum değeri tomoterapi ve VMAT için elde edilmiştir (Tablo 111).

Tablo 111: Sol akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	25,830	21,000	27,260
Minimum	0,370	0,160	0,140
Maksimum	95,280	93,000	93,470

4.2.5 Total Akciğer İçin Elde Edilen Veriler

4.2.5.1 Total Akciğerin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,209$). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 112).

Tablo 112: Total akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT alanında 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	12,230	10,870	11,534
Minimum	2,350	2,620	2,901
Maksimum	15,510	16,810	13,597

Aynı şekilde INRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,847$). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 113).

Tablo 113: Total akciğerin D_{ort} (Gy)'ne ait INRT alanında 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	8,929	8,195	8,542
Standart sapma	±4,454	±3,751	±3,478

4.2.5.2 Total Akciğerin V_{5Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{5Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p<0,001). En düşük medyan, minimum ve maksimum değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 114).

Tablo 114: Total akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	49,970	67,000	60,230
Minimum	9,660	10,000	12,280
Maksimum	64,100	78,000	73,170

V_{5Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 115'de gösterilmiştir

Tablo 115: Total akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	IFRT
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	0,001
HT ile VMAT	0,172

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Aynı şekilde INRT alanında V_{5Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{5Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{5Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,129). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 116).

Tablo 116: Total akciğerin V_{5Gy} (%)'ne ait INRT alanında 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	35,753	47,473	44,250
Standart sapma	±17,393	±19,348	±17,453

4.2.5.3 Total Akciğerin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,452). En düşük medyan değeri HT ve maksimum değeri 3B-KRT ve VMAT için elde edilmiştir (Tablo 117).

Tablo 118: Total akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	42,640	38,000	45,750
Minimum	7,720	7,000	7,220
Maksimum	53,770	67,000	53,300

Aynı şekilde INRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,841). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 119).

Tablo 119: Total akciğerin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	30,357	28,528	31,404
Standart sapma	±15,633	±16,072	±13,795

4.2.5.4 Total Akciğerin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,243). En düşük medyan değeri HT, minimum değeri 3B-KRT, maksimum değeri 3B-KRT ve VMAT için elde edilmiştir (Tablo 120).

Tablo 120: Total akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	36,690	28,000	34,850
Minimum	4,120	5,000	5,510
Maksimum	47,070	60,000	47,960

Aynı şekilde INRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan total akciğer için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,391). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 121).

Tablo 121: Total akciğerin V_{15Gy} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	26,325	20,473	24,006
Standart sapma	±14,173	±13,574	±11,530

4.2.6 Kalp İçin Elde Edilen Veriler

4.2.6.1 Kalbin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 122: Kalbin D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	25,090	16,930	24,610	13,100	23,265	15,525
Minimum	0,220	0,030	0,950	0,070	0,633	0,550
Maksimum	29,300	29,300	29,470	29,360	28,297	27,942

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan kalbin için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p=0,759$, $p=0,847$'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri bütün tekniklerde INRT, maksimum değeri ise VMAT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.2.6.2 Kalbin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 123: Kalbin V_{10Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	87,510	61,170	89,000	50,000	83,640	54,520
Minimum	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	99,900	99,900	98,000	98,000	97,350	97,350

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan kalbin için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p=0,771$, $p=0,754$'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir.

4.2.6.3 Kalbin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 124: Kalbin V_{15Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	84,740	56,090	82,000	40,000	79,760	50,210
Minimum	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	99,400	99,400	97,000	97,000	95,180	95,020

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan kalbin için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,647, p=0,657'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri HT tekniğinde IFRT, VMAT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir.

4.2.6.4 Kalbin V_{20Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 125: Kalbin V_{20Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	82,170	51,620	75,000	22,000	71,310	40,870
Minimum	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	98,58	98,580	95,000	95,000	93,210	92,650

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan kalbin için 30Gy'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{20Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{20Gy} (%) değerleri için p-değeleri sırasıyla p=0,450, p=0,494'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniklerinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir.

4.2.7 Sağ Karotis İçin Elde Edilen Veriler

4.2.7.1 Sağ Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ karotis için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,005$). En düşük medyan, minimum ve maksimum değerleri VMAT tekniği için elde edilmiştir (Tablo 126).

Tablo 126: Sağ karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

IFRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	31,040	30,620	29,742
Minimum	20,680	20,090	19,348
Maksimum	31,970	31,630	30,514

D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 127'de gösterilmiştir.

Tablo 127: Sağ Karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,154
3B-KRT ile VMAT	0,004
HT ile VMAT	0,011

IFRT'de elde edilen sağ karotisin 30Gy'de ki D_{ort} (Gy) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

Aynı şekilde INRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sağ karotis için 30Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,530). En düşük mean değeri VMAT tekniği için elde edilmiştir (Tablo 128).

Tablo 128: Sağ karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	17,402	15,982	13,600
Standart sapma	±10,140	±10,669	±10,534

4.2.7.2 Sağ Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 129: Sağ Karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	32,540	31,660	31,360	31,060	31,021	30,630
Minimum	31,450	0,960	30,580	1,150	29,981	2,142
Maksimum	33,380	32,540	32,580	31,840	33,318	31,381

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ karotis için 30Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla p<0,001, p=0,006'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde IFRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. D_{maks} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 130'de gösterilmiştir.

Tablo 130: Sağ Karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	0,037
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	0,004
HT ile VMAT	0,005	0,091

Sağ karotisin 30Gy'de ki D_{maks} (Gy) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken HT ile VMAT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.2.7.3 Sağ Karotisin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 131: Sağ Karotisin V_{30Gy} (%)'ne ait 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	90,880	32,940	100,000	37,000	35,310	15,556
Minimum	50,530	0,000	47,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	100,000	98,470	100,000	99,000	99,320	99,320

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ karotis için 30 Gy'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{30Gy} (%) değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p<0,001, p=0,229'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT, HT tekniklerinde INRT, VMAT tekniğinde ise IFRT ve INRT maksimum değeri 3B-KRT ve HT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. V_{30Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 132'de gösterilmiştir.

Tablo 132: Sağ Karotisin V_{30Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,311
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001

IFRT'de elde edilen sağ karotisin 30 Gy'de ki V_{30Gy} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır.

4.2.8 Sol Karotis İçin Elde Edilen Veriler

4.2.8.1 Sol Karotisin D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol karotis için 30 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p=0,005). En düşük medyan, minimum ve maksimum değerleri VMAT tekniği için elde edilmiştir (Tablo 133).

Tablo. 133: Sol karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	30,920	30,440	29,607
Minimum	23,000	22,840	20,870
Maksimum	31,980	31,580	30,395

D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 134'de gösterilmiştir.

Tablo 134: Sol Karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,130
3B-KRT ile VMAT	0,004
HT ile VMAT	0,014

IFRT'de elde edilen sol karotisin 30 Gy'de ki D_{ort} (Gy) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

Aynı şekilde INRT alanında D_{ort} (Gy)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol karotis için 30 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,646). En düşük mean değeri VMAT tekniği için elde edilmiştir (Tablo 135)

Tablo 135: Sol karotisin D_{ort} (Gy)'ne ait INRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	16,389	15,988	14,106
Standart sapma	±7,677	±8,500	±7,810

4.2.8.2 Sol Karotisin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 136: Sol Karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	32,400	30,960	31,290	31,260	30,867	30,519
Minimum	31,500	0,500	30,650	8,310	30,007	3,121
Maksimum	33,330	32,930	32,690	32,170	31,698	31,203

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol karotis için 30Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla p<0,001, p=0,004'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde INRT için elde edilmiştir. D_{maks} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 137'de gösterilmiştir.

Tablo 137: Sol Karotisin D_{maks} (Gy)'ne ait 30 Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	0,817
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	0,012
HT ile VMAT	0,008	0,001

IFRT'de elde edilen sol karotisin 30 Gy'de ki D_{maks} (Gy) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT tekniğinde IFRT, 3B-KRT ile VMAT ve HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile HT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.2.8.3 Sol Karotisin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 138: Sol Karotisin V_{30Gy} (%)'ne ait 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	80,600	33,980	94,000	25,000	25,100	10,820
Minimum	54,380	0,000	58,000	0,000	0,010	0,000
Maksimum	100,000	95,210	100,000	94,000	86,490	79,280

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol karotis için 30 Gy'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{30Gy} (%)

değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p<0,001, p=0,067'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT, HT tekniklerinde INRT, VMAT tekniğinde ise IFRT ve INRT maksimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT, VMAT tekniğinde INRT için elde edilmiştir. V_{20Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 139'de gösterilmiştir.

Tablo 139: Sol Karotisin V_{30Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,370
3B-KRT ile VMAT	p<0,001
HT ile VMAT	0,001

IFRT'de elde edilen sol karotisin 30 Gy'de ki V_{30Gy} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile tomoterapi teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT ve tomoterapi ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır.

4.2.9 Sağ Meme İçin Elde Edilen Veriler

4.2.9.1 Sağ Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 140: Sağ memenin D_{maks} (Gy)'ne ait 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	31,755	31,870	30,945	28,725	30,791	29,615
Minimum	30,240	0,700	24,620	1,850	28,800	4,113
Maksimum	32,770	33,050	33,360	33,360	32,625	33,867

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ meme için 30 Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,193, p=0,216'dir. En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde INRT için elde edilmiştir.

4.2.9.2 Sağ Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sağ meme için 30 Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p=0,041). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 141).

Tablo 141: Sağ memenin V_{4Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	21,276	34,833	28,971
Standart sapma	±8,870	±12,283	±15,529

V_{4Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 142'de gösterilmiştir.

Tablo 142: Sağ memenin V_{4Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

INRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,037
3B-KRT ile VMAT	0,426
HT ile VMAT	0,780

IFRT'de elde edilen sağ memenin 30 Gy'de ki V_4 (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Bonferonni testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile VMAT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunuştur.

INRT alanında ise V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ meme için 30 Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,386$). En düşük medyan değeri 3B-KRT, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 143).

Tablo 143: Sağ memenin V_{4Gy} (%)'ne ait INRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

INRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	13,710	26,500	15,295
Minimum	0,000	0,000	0,000
Maksimum	76,780	74,000	65,490

4.2.9.3 Sağ Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan sağ meme için 30 Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,268$). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 144).

Tablo 144: Sağ memenin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	15,539	21,250	16,65
Standart sapma	±6,615	±10,972	±8,740

INRT alanında ise V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ meme için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,894). En düşük medyan değeri 3B-KRT ve VMAT, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 144).

Tablo 145: Sağ memenin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	9,9850	12,0000	9,8150
Minimum	0,00	0,00	0,00
Maksimum	64,09	47,00	38,64

4.2.9.4 Sağ Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sağ meme için 30 Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,494). En düşük mean değeri 3B-KRT ve VMAT teknikleri için elde edilmiştir (Tablo 146).

Tablo 146: Sağ memenin V_{15Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	12,444	15,583	12,330
Standart sapma	±5,298	±9,662	±6,971

INRT alanında ise V_{15Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sağ meme için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,952). En düşük medyan değeri tomoterapi, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 147).

Tablo 147: Sağ memenin V_{15Gy} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

INRT			
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	8,100	6,500	7,620
Minimum	0,000	0,000	0,000
Maksimum	55,520	33,000	27,850

4.2.9.5 Sağ Memenin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 148: Sağ memenin V_{30Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		**HT**		**VMAT**	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	2,055	1,170	0,200	0,000	0,010	0,000
Minimum	0,030	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	4,850	15,910	9,000	5,000	1,980	2,490

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağ meme için 30Gy'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{30Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,011, p=0,018'dir. En düşük medyan değeri HT ve VMAT tekniklerinde IFRT ve INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. V_{30Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 149'de gösterilmiştir.

Tablo 149: Sağ memenin V_{30Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	0,101	0,219
3B-KRT ile VMAT	0,001	0,012
HT ile VMAT	0,378	0,242

Sağ memenin 30Gy'de ki V_{30Gy} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

4.2.10 Sol Meme İçin Elde Edilen Veriler

4.2.10.1 Sol Memenin D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 150: Sol memenin D_{maks} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	31,945	31,945	31,105	28,546	31,072	29,574
Minimum	29,540	22,590	26,790	12,040	28,163	18,923
Maksimum	33,180	33,680	33,410	33,360	32,161	33,261

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sol meme için 30Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p=0,129$, $p=0,216$'dir. En düşük medyan ve minimum değeri HT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir.

4.2.10.2 Sol Memenin V_{4Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu $p>0,05$ olduğundan sol meme için 30Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,688$). En düşük mean değeri 3B-KRT için elde edilmiştir (Tablo 151).

Tablo 151: Sol memenin V_{4Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	29,913	35,380	33,613
Standart sapma	±15,175	±14,906	±16,948

INRT alanında ise V_{4Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol meme için 30Gy'de elde edilen V_{4Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{4Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,444). En düşük medyan ve minimum değeri 3B-KRT, maksimum değeri VMAT için elde edilmiştir (Tablo 152).

Tablo 152 Sol memenin V_{4Gy} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	13,975	27,000	15,765
Minimum	0,200	1,080	0,370
Maksimum	80,240	73,000	60,910

4.2.10.3 Sol Memenin V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

IFRT alanında V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan sol meme için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden dolayı One-Way Anova testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,973). En düşük mean değeri HT için elde edilmiştir (Tablo 153).

Tablo.153: Sol memenin V_{10Gy} (%)'ne ait IFRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	IFRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Mean	22,870	21,810	22,799
Standart sapma	±12,954	±11,544	±12,306

INRT alanında ise V_{10Gy} (%)'nın elde edilen değerleri için yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol meme için 30Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{10Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,942). En düşük medyan değeri VMAT, minimum değeri 3B-KRT, maksimum değeri tomoterapi ve VMAT için elde edilmiştir (Tablo 154).

Tablo 154: Sol memenin V_{10Gy} (%)'ne ait INRT'de 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	INRT		
	3B-KRT	**HT**	**VMAT**
Medyan	10,530	10,105	8,500
Minimum	0,090	0,150	0,150
Maksimum	72,260	45,000	45,340

4.2.10.4 Sol Memenin V_{15Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 155: Sol memenin V_{15Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	18,140	7,180	11,000	6,100	15,705	5,645
Minimum	5,910	0,040	4,000	0,000	4,710	0,040
Maksimum	42,370	64,740	33,000	37,000	29,580	38,820

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p<0,05 olduğundan sol meme için 30Gy'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{15Gy} (%) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{15Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla p=0,797, p=0,788'dir. En düşük medyan değeri VMAT tekniğinde INRT, minimum değeri 3 teknikte de INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir.

4.2.10.5 Sol Memenin V_{30Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 156: Sol memenin V_{30Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	2,275	2,095	0,055	0,000	0,050	0,000
Minimum	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Maksimum	12,150	18,610	6,000	12,000	1,800	6,080

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sol meme için 30Gy'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan V_{30Gy} (%) değerlerinde IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. IFRT ve INRT'de elde edilen V_{30Gy} (%) değerleri için p-değerleri sırasıyla $p=0,035$, $p=0,134$'dir. En düşük medyan değeri tomoterapi ve VMAT tekniklerinde IFRT ve INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. V_{30Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 157'da gösterilmiştir.

Tablo 157: Sol memenin V_{30Gy} (%)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,198
3B-KRT ile VMAT	0,004
HT ile VMAT	0,590

IFRT'de elde edilen sol memenin 30Gy'de ki V_{30Gy} (%) değerleri için ikili karşılaştırma tekniği olan Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

4.2.11 Spinal Kord İçin Elde Edilen Veriler

4.2.11.1 Spinal Kordun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 158: Spinal kord D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Mean	18,933	11,432	13,116	7,182	17,078	10,152
Standart Sapma	±5,318	±5,935	±4,340	±4,445	±4,422	±4,896

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu p>0,05 olduğundan spinal kord için 30 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için One-Way ANOVA testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{ort} (Gy) değerlerinin grup varyansları homojendir. Üç farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen p-değerleri sırasıyla p=0,001, p=0,040'dir. En düşük mean değeri tomoterapi tekniğinde INRT için elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 159'da gösterilmiştir.

Tablo 159: Spinal kord D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	0,001	0,041
3B-KRT ile VMAT	0,691	1,000
HT ile VMAT	0,037	0,240

İkili karşılaştırma tekniği için Bonferonni testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile tomoterapi teknikleri arasında IFRT ve INRT, tomoterapi ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT, teknikleri arasında IFRT ve INRT, HT ile VMAT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmamıştır.

4.2.11.2 Spinal Kordun D_{maks} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 160: Spinal kord D_{maks} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	32,570	31,870	31,030	23,960	30,759	30,306
Minimum	30,940	0,660	22,810	5,210	29,629	3,632
Maksimum	33,640	32,990	32,500	32,750	32,970	32,330

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan spinal kord için 30 Gy'de elde edilen D_{maks} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan D_{maks} (Gy) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri HT tekniğinde INRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde INRT için elde edilmiştir. D_{maks} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 161'de gösterilmiştir.

Tablo 161: Spinal kord D_{maks} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	p<0,001
HT ile VMAT	0,908	0,010

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT, HT ile VMAT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

4.2.12 Konformalite ve Homojenite İndeksi Verileri

4.2.12.1 Konformalite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler

Tablo 162: CI'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	0,930	0,970	1,050	1,050	0,980	1,030
Minimum	0,850	0,900	0,850	0,900	0,920	0,940
Maksimum	0,990	1,050	1,050	1,050	1,050	1,050

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan 30 Gy'de elde edilen CI değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan CI değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT, minimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT, HT tekniğinde IFRT ve maksimum değeri 3B-KRT tekniğinde IFRT için elde edilmiştir. CI değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 163'de gösterilmiştir.

Tablo 163: CI'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	0,007
3B-KRT ile VMAT	0,002	0,023
HT ile VMAT	0,001	0,123

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık var iken tomoterapi ile VMAT teknikleri arasında INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

4.2.12.2 Homojenite İndeksi İçin İstatistiksel Veriler

Tablo 164: HI'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	0,170	0,150	0,040	0,040	0,080	0,050
Minimum	0,140	0,060	0,010	0,020	0,050	0,030
Maksimum	0,300	0,300	0,060	0,070	0,140	0,130

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan 30 Gy'de elde edilen HI değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Üç farklı teknik için karşılaştırılan HI değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). En düşük medyan değeri tomoterapi tekniğinde IFRT ve INRT, minimum değeri HT tekniğinde IFRT ve INRT, 3B-KRT tekniğinde IFRT ve HT tekniğinde IFRT ve INRT, maksimum değeri VMAT tekniğinde IFRT ve INRT için elde edilmiştir. HI değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 165'de gösterilmiştir.

Tablo 165: HI'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

	p-değeri	
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	p<0,001	p<0,001
3B-KRT ile VMAT	p<0,001	p<0,001
HT ile VMAT	p<0,001	0,006

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT, 3B-KRT ile VMAT, HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur.

4.2.13 Sağlıklı Doku İçin Elde Edilen Veriler

4.2.13.1 Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy) İstatistiksel Verileri

Tablo 166: Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	6,020	3,000	8,490	4,420	5,658	2,990
Minimum	2,740	1,170	4,130	1,670	2,830	0,920
Maksimum	6,191	3,515	8,287	5,236	5,766	3,370

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağlıklı dokunun 30 Gy'de elde edilen D_{ort} (Gy) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal Wallis testi yapılmıştır. IFRT ve INRT alanında sağlıklı dokunun D_{ort} (Gy) değerleri için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. IFRT ve INRT'de elde edilen p-değerleri sırasıyla $p=0,010$, $p=0,030$'dur. En düşük medyan değeri 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde INRT için elde edilmiştir. D_{ort} (Gy) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 167'de gösterilmiştir.

Tablo 167: Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy)'ne ait 30Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

p-değeri		
Karşılaştırılan Teknikler	**IFRT**	**INRT**
3B-KRT ile HT	0,020	0,034
3B-KRT ile VMAT	0,665	0,795
HT ile VMAT	0,003	0,014

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve HT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT'de istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında IFRT ve INRT'de istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.2.13.2 Sağlıklı Dokunun V_{10Gy} (%) İstatistiksel Verileri

Tablo 168: Sağlıklı Dokunun V_{10Gy} (%)'ne ait 30 Gy'de elde edilen değerlerin istatistiksel sonuçları

	3B-KRT		HT		VMAT	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
Medyan	21,31	10,24	30,29	15,69	20,39	9,27
Minimum	9,31	4,02	15,07	3,63	9,99	3,01
Maksimum	21,93	12,19	30,46	18,42	21,73	11,80

SPSS'de yapılan normalizasyon testi sonucu $p<0,05$ olduğundan sağlıklı dokunun 30 Gy'de elde edilen V_{10Gy} (%) değerleri normal dağılıma uygunluk göstermediği için Kruskal Wallis testi yapılmıştır. INRT alanında sağlıklı dokunun V_{10Gy} (%) değerleri için üç teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken, IFRT alanında üç teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır. IFRT ve INRT'de elde edilen p-değerleri sırasıyla $p=0,015$, $p=0,072$'dır. En düşük medyan değeri 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde INRT alanında elde edilmiştir. V_{10Gy} (%) değerleri için 3 teknik arasında yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 169'de gösterilmiştir.

Tablo 169: Sağlıklı Dokunun D_{ort} (Gy)'ne ait 30 Gy'de elde edilen değerlerin ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

IFRT	
Karşılaştırılan Teknikler	**p-değeri**
3B-KRT ile HT	0,011
3B-KRT ile VMAT	0,931
HT ile VMAT	0,013

İkili karşılaştırma tekniği için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ile HT ve HT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken 3B-KRT ile VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

4.3 Riskli Organlar İçin Elde Edilen p-değerlerinin Tablosu

	20 Gy		30 Gy	
	IFRT	**INRT**	**IFRT**	**INRT**
TOTAL AKCİĞER				
D_{ort}(Gy)	p=0,619	p=0,961	p=0,209	p=0,847
V_{5Gy} (%)	p=0,011	p=0,961	p<0,001	p=0,129
V_{10Gy} (%)	p=0,007	p=0,205	p=0,452	p=0,841
V_{15Gy} (%)	p<0,001	p=0,007	p=0,243	p=0,391
SAĞ AKCİĞER				
D_{ort}(Gy)	p=0,215	p=0,934	p=0,272	p=0,915
V_{5Gy} (%)	p=0,049	p=0,497	p=0,003	p=0,043
V_{10Gy} (%)	p=0,004	p=0,337	p=0,307	p=0,811
V_{15Gy} (%)	p<0,001	p=0,055	p=0,112	p=0,715
SOL AKCİĞER				
D_{ort}(Gy)	p=0,994	p=0,980	p=0,939	p=0,962
V_{5Gy} (%)	p=0,371	p=0,711	p=0,109	p=0,393
V_{10Gy} (%)	p=0,760	p=0,396	p=0,864	p=0,873
V_{15Gy} (%)	p=0,083	p=0,153	p=0,997	p=0,492
KALP				
D_{ort}(Gy)	p=0,666	p=0,923	p=0,759	p=0,847
V_{10Gy} (%)	p=0,671	p=0,775	p=0,771	p=0,754
V_{15Gy} (%)	p=0,405	p=0,532	p=0,647	p=0,657
V_{20Gy} (%)	p=0,119	p=0,677	p=0,450	p=0,494
SAĞ KAROTİS				
D_{ort}(Gy)	p=0,006	p=0,402	p=0,005	p=0,530
D_{maks} (Gy)	p<0,001	p=0,057	p<0,001	p=0,006
V_{20Gy} (%)	p<0,001	p=0,402	p<0,001	p=0,229
SOL KAROTİS				
D_{ort}(Gy)	p=0,004	p=0,612	p=0,005	p=0,646
D_{maks} (Gy)	p<0,001	p=0,134	p<0,001	p=0,004
V_{20Gy} (%)	p<0,001	p=0,066	p<0,001	p=0,067
SAĞ MEME				
D_{maks} (Gy)	p=0,058	p=0,370	p=0,193	p=0,216
V_{4Gy} (%)	p=0,185	p=0,536	p=0,041	p=0,386
V_{10Gy} (%)	p=0,916	p=0,824	p=0,268	p=0,894
V_{15Gy} (%)	p=0,031	p=0,279	p=0,494	p=0,952
V_{20Gy} (%)	p=0,003	p=0,043	p=0,011	p=0,018
SOL MEME				
D_{maks} (Gy)	p=0,367	p=0,291	p=0,129	p=0,216
V_{4Gy} (%)	p=0,927	p=0,832	p=0,688	p=0,444
V_{10Gy} (%)	p=0,597	p=0,803	p=0,973	p=0,942
V_{15Gy} (%)	p=1,000	p=0,262	p=0,797	p=0,788
V_{20Gy} (%)	p=0,138	p=0,331	p=0,035	p=0,134
SPİNAL KORD				
D_{ort}(Gy)	p=0,002	p=0,011	p=0,001	p=0,040
D_{maks} (Gy)	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
SAĞLIKLI DOKU				
D_{ort}(Gy)	p=0,004	p=0,016	p=0,010	p=0,030
V_{10Gy} (%)	p=0,051	p=0,488	p=0,015	p=0,072

4.4 PTV_{IFRT} ve PTV_{INRT} İçin Elde Edilen p-değerlerinin Tablosu

	20 Gy	**30 Gy**
PTV_{IFRT}		
$V_{\%95}$ (%)	p<0,001	p<0,001
$D_{\%2}$ (Gy)	p<0,001	p<0,001
D_{mean} (Gy)	p<0,001	p<0,001
CI	p<0,001	p<0,001
HI	p<0,001	p<0,001
PTV_{INRT}		
$V_{\%95}$ (%)	p<0,001	p<0,001
$D_{\%2}$ (Gy)	p<0,001	p<0,001
D_{mean} (Gy)	p<0,001	p<0,001
CI	p<0,001	p<0,001
HI	p<0,001	p<0,001

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Radyoterapi hedef hacme istenilen dozu verirken, çevredeki sağlıklı dokuların minimum düzeyde doz almasını amaçlamaktadır. Fakat Hodgkin Lenfoma'da olduğu gibi yerleşimi geniş alanı kapsayan malign tümörlerde bu amacı sağlamak zorlaşmaktadır. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda kombine tedavilerin başarılı sonuçları sayesinde bu büyük alanlardan vazgeçilmeye çalışılmakta ve böylece radyoterapiden kaynaklanabilecek geç yan etkileri ve ikincil kanser risklerini azaltabilmek hedeflenmektedir.

Çalışmamızda, Hodgkin Lenfoma tanılı hastaların mediyasten, aksilla, supraklavikiler tutulum ve boyun bölgelerini içeren IFRT ve INRT alanlarına 20 Gy ile 30 Gy radyasyon dozu verilerek, bu bölgelerin çevresindeki riskli organların almış olduğu dozlar 3B-KRT, HT ve VMAT tedavi teknikleriyle dozimetrik olarak incelenmiş, hangisinin daha uygun olabileceği farklı durumlar için araştırılmıştır.

5.1 PTV_{IFRT} ve PTV_{INRT} Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken PTV_{IFRT}'nin $V_{\%95}$ (%)'i ve D_{ort} (Gy)'i için yapılan istatistiksel analiz sonucunda 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT tekniğini istenilen dozu hedef hacme daha kabul edilebilir şekilde verdiği görülmüştür.

PTV_{IFRT}' nin $D_{\%2}$ (Gy)'i için yapılan istatistiksel analiz sonucunda ise yine 3 teknik arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Bu analiz sonucunda VMAT tekniğinin oluşabilecek maksimum dozu minimumda tuttuğu görülmüştür.

PTV_{IFRT}' nin CI değerleri için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT'nin diğer tekniklere göre daha üstün olduğu böylece daha konformal plan oluşturduğu görülmüştür. PTV_{IFRT}' nin HI değerleri için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda VMAT tekniğinde daha homojen doz dağılımı elde edildiği görülmüştür.

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken PTV_{INRT}' nin $V_{\%95}$ (%)'i ve D_{ort} (Gy)'i için yapılan istatistiksel analiz sonucunda 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT tekniğini istenilen dozu hedef hacme daha kabul edilebilir şekilde verdiği görülmüştür.

PTV_{INRT}'nin $D_{\%2}$ (Gy)'i için yapılan istatistiksel analiz sonucunda ise yine 3 teknik arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Bu analiz sonucunda VMAT tekniğinin oluşabilecek maksimum dozu minimumda tuttuğu görülmüştür.

PTV_{INRT}'nin CI değerleri için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda VMAT'ın, diğer tekniklere göre daha üstün olduğu böylece daha konformal plan oluşturduğu görülmüştür. PTV_{INRT}'nin HI değerleri için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT tekniğinde daha homojen doz dağılımı elde edildiği görülmüştür.

Fiandra ve ark., (2012) 10 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada 3B-KRT, VMAT, HT ve TomoDirect tekniklerini INRT alanlarına uygulamışlardır. ICRU 50 tanımlamalarını dikkate alarak yaptıkları karşılaştırmalarda, hedef hacmin en iyi $V_{\%95}$ (%) değerini HT ve TomoDirect'in sağladığı bildirilmiştir. CI ve HI'nın ideal değerlerine ulaştığı en iyi teknikler, VMAT ve HT teknikleri olarak belirtmişlerdir.

Cella ve ark., (2013) yaptıkları çalışmada AP-PA tekniği, HT, 7 alan YART ve proton tedavi tekniklerinde toplamda 30 Gy verdikleri üç farklı PTV hacmi üzerinde dozimetrik olarak karşılaştırma yapmışlardır. PTV'nin boyutuna bağlı olmaksızın, her teknikte istenilen dozun hedef hacmi sardığını fakat HT ve proton tedavisinin en uygun sonucu verdiği bildirilmiştir.

Higby ve ark., (2016) yaptıkları çalışmada, IFRT alanında 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde dozimetrik karşılaştırma yapmışlardır. PTV'de homojen doz dağılımının elde edildiğini, PTV'nin %100'nün dozun en az %95'ini aldığını belirtmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada literatürlerle benzer şekilde sonuçlar elde edilmiş, $V_{\%95}$ (%) ve D_{ort} (Gy) değerlerine bakıldığında üç teknik için de bu değerler kabul edilebilir düzeyde olmasına rağmen, HT tekniğinin PTV'lerin en uygun şekilde reçete edilen dozu almasını sağladığı görülmüştür. Diğer tekniklerle karşılaştırıldığında, maksimum doz en az VMAT tekniğinde ede edilmiştir. CI ve HI değerlerine bakıldığında HT ve VMAT gibi gelişmiş YART tekniklerinin daha konformal ve homojen doz dağılımı sağladığı görülmüştür.

5.2 Sağ Akciğer Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında sağ akciğerin D_{ort} (Gy) için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik içinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. 20 Gy' de IFRT ve INRT, 30 Gy' de IFRT ve INRT için p değerleri sırasıyla 0,215, 0,934, 0,272 ve 0,915'dir.

Sağ akciğerin V_{5Gy} (%) değerleri için 20 Gy' lik radyasyon dozunda IFRT, 30 Gy'lik radyasyon dozunda IFRT ve INRT için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir. p-değerleri sırasıyla 0,049, 0,003 ve 0,043'dir. 3B-KRT tekniği, HT ve VMAT' a göre üstün gelmiş, V_{5Gy} (%) değerlerinin en az elde edildiği teknik olmuştur.

V_{10Gy} (%) değeri için IFRT alanına 20 Gy verildiğinde 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p=0,004). HT tekniği diğer tekniklere göre üstün bulunmuştur.

V_{15Gy} (%) değeri için 20 Gy'lik radyasyon dozunda IFRT alanı için üç teknik arasında anlamlı bir farklılık elde edilmiştir (p<0,001). HT tekniğinde diğer tekniklere göre daha kabul edilebilir değerler elde edilmiştir. INRT alanında ise 20 Gy ve 30 Gy'de elde edilen veriler için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p=0,055, p=0,715).

5.3 Sol akciğer Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında sol akciğerin D_{ort} (Gy) için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik içinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. 20 Gy' de IFRT ve INRT, 30 Gy' de IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla 0,994, 0,980, 0,939 ve 0,962'dir.

Sol akciğerin V_{5Gy} (%) değerleri için 20 Gy 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir. p-değerleri sırasıyla 0,371, 0,711, 0,109 ve 0,393'dür. istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilememesine rağmen, oluşabilecek ikincil akciğer kanser riskini azaltabilmesi amacıyla ortalama değerleri bakımından en iyi sonucu 3B-KRT tekniği sağlamıştır. 20 Gy ile 30 Gy' de IFRT ve INRT alanında 3B-KRT tekniğinde V_{5Gy} (%) değerlerinin ortalama değerleri sırasıyla 48,99, 35,99, 52,38, 38,862'dir.

Sol akciğerin V_{10Gy} (%) değerleri için 20 Gy 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir. p-değerleri sırasıyla 0,760, 0,396, 0,864 ve 0,873'dir.

Sol akciğerin V_{15Gy} (%) değerleri için 20 Gy 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir. p-değerleri sırasıyla 0,083, 0,153, 0,997 ve 0,492'dir.

5.4 Total akciğer Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Radyasyonla ilişkili akciğer hasarı, klinik onkolojide görülen en yaygın yan etkilerden biridir. Akciğerde radyasyon hasarı semptomatik pnömoni ve fibroza neden olabilir. Radyasyon pnömonisi riski, $V_{5Gy,}$ ortalama akciğer dozu ve model tabanlı parametrelerle ilişkili olduğu gösterilmiştir. Travis ve ark., (2002) HL tedavisi görmüş hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada, tütün kullanımı, alkile edici ajanlarla kemoterapi ve 5 Gy veya daha fazla radyasyon dozu alımının sırasıyla olguların % 96,% 63 ve % 53'ünde, kontrol hastalarında ise sırasıyla % 70,% 52 ve% 41'inde olduğunu rapor etmişlerdir. Hodgkin hastalığının tek başına radyoterapi (doz <5 Gy) veya alkile edici ajanlarla kemoterapi ile tedavisinin, sigara içen referans gruba kıyasla istatistiksel olarak anlamlı akciğer kanseri riskini arttırdığını belirtmişlerdir. Mayo Clinic çalışmasında, V_{10Gy} ve V_{13Gy} değerlerinin radyasyondan kaynaklı pnömoniyi öngören önemli göstergeler olduğunu bildirmektedir. V_{10Gy} değerinin % 32 ila % 43, V_{13Gy} değerinin % 29 ila % 39, V_{15Gy} değerinin % 27 ila % 34 arasında olduğunu ve bunun %10 ila % 20 pnömoni riski ile sonuçlandığını vurgulamışlardır (Halperin, 2013). Bu yüzden çalışmamızda da akciğerin $V_{5Gy,}$ $V_{10Gy,}$ V_{15Gy} ve akciğerin ortalama doz değerleri karşılaştırılmıştır.

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında total akciğerin D_{ort} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. 20 Gy 'de IFRT ve INRT, 30 Gy 'de IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla 0,619, 0,961, 0,209 ve 0,847'dir.

V_{5Gy} (%) değeri için tanımlanan iki radyasyon dozunda da INRT alanında total akciğer için teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yokken, IFRT alanında V_{5Gy} (%) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilmiş, 3B-KRT tekniğinin diğer tekniklere göre üstünlük sağladığı görülmüştür. V_{5Gy} (%) değerinin20 Gy 'de IFRT ve INRT, 30 Gy 'de IFRT ve INRT için p değerleri sırasıyla 0,011, 0,96, $p<0,001$ ve 0,129'dir.

V_{10Gy} (%) değeri için IFRT alanına 20 Gy verildiğinde 3 teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık çıktığı görülmüştür ($p=0,007$). HT tekniğinin 3B-KRT ve VMAT' a göre 10 Gy'lik izodoz saçılımını minimumda tuttuğu görülmüştür.

Total akciğerin V_{15Gy} (%) değeri için 20 Gy'lik radyasyon dozu verildiğinde IFRT ve INRT alanında 3 teknik için anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p<0,001$) ($p=0,007$). HT tekniğinin diğer tekniklere göre üstün olduğu görülmüştür. Aynı şekilde 30 Gy radyasyon dozu verildiğinde istatistiksel total akciğerin V_{15Gy} (%) değeri için anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir.

Fiandra ve ark., (2012) 3B-KRT, VMAT, HT ve TomoDirect teknikleri arasında INRT alanında yaptıkları karşılaştırmalarda V_{5Gy} (%) değeri 3B-KRT tekniğinde daha düşük bulunmuştur. HT tekniğinin ise yüksek dozları akciğerlerin daha az hacmine verdiği bulunmuştur. D_{ort} (Gy) değerlerinin tüm tekniklerde hemen hemen aynı değere sahip olduğu belirtilmiştir.

Higby ve ark., (2016) yaptıkları çalışmada IFRT alanında 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde dozimetrik karşılaştırma yapmışlardır. Ortalama akciğer dozunun VMAT tekniğinde daha düşük değerlere sahip oluğu gösterilmiştir. V_{5Gy} (%) değeri 3B-KRT tekniğinde VMAT'a göre üstün çıkmıştır. Bunun nedenini VMAT gibi rotasyonel tedavi tekniklerinin yüksek konformallikte tedavi planı sağlamaya çalışmasına bağlanmıştır. Bizim çalışmamızda bu çalışmalarla uyumluluk göstermektedir. Akciğerler için D_{ort} (Gy) değerleri tüm tekniklerde benzer çıkmıştır. 10 Gy ve 15 Gy gibi yüksek dozların HT tekniğinde düşürüldüğü görülmüştür. Bunun karşılığında da 5 Gy gibi küçük dozların 3B-KRT'de diğer tekniklere oranla %11 ile %26 arasında azaldığı görülmüştür.

Fox ve ark., (2012) radyasyona bağlı pnömoni geçiren hastaların geriye dönük verilerini incelemişlerdir. Pnömoni görülen 7 hastanın ortalama akciğer dozunun medyan değerini 14.1 Gy (9.4 – 15.2 Gy), V_{5Gy} (%)'in medyan değerini %53 (%34.7 – 68.1), pnömoni görülmemiş 68 hastanın da ortalama akciğer dozunun medyan değerini 11.6 Gy (4.0 – 19.7 Gy), V_{5Gy} (%)'in medyan değerini %42.7 (%26.7 – 79.8) olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise ortalama akciğer dozunun medyan değeri en düşük VMAT tekniğinde 7,79 Gy (1,84 – 10,27 Gy), en fazla 3B-KRT tekniğinde 12,23 Gy (2,53 – 15,51 Gy)'dir. V_{5Gy} (%)'e bakıldığında en düşük 3B-KRT tekniğinde 46,27 Gy (8,53 – 58,71 Gy) iken en fazla HT tekniğinde 67,00 Gy (10,00 – 78,00 Gy) olarak bulunmuştur. Fox ve ark. (2012)'nın yaptıkları çalışmayla yaklaşık aynı değerler bulduğumuz görülmektedir.

Çalışmamızda, ışınlanacak alan sabit tutulup verilen doz 30 Gy'den 20 Gy'e düşürüldüğünde, beklenildiği gibi akciğerin V_{5Gy} (%) değerinde azalma gözlenmiştir. Bu azalma 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %7, %13 ve %12 oranındadır. Aynı şekilde D_{ort} (Gy) değerinde %32, %25 ve %32 oranında bir azalma mevcuttur. Hedef hacme tanımlanan doz sabit tutulup ışınlanacak alan küçüldüğünde akciğerin V_{5Gy} (%) değerlerinde, 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %30, %32 ve %28; D_{ort} (Gy) değerinde ise %28, %30 ve %25 oranında düşüş görülmüştür.

5.5 Kalp Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Klinik perikardit ve uzun vadeli kalp ölüm oranı, en önemli iki kardiyak toksisitedir. Bu yüzden kalbin ortalama aldığı doz değerini düşük tutmak, oluşabilecek kardiyak toksisitesini aza indirgeyebilmek için önemlidir.

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında kalbin D_{ort} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. 20 Gy' de IFRT ve INRT, 30 Gy' de IFRT ve INRT için p-değerleri sırasıyla 0,666, 0,923, 0,759 ve 0,847'dir. Klinik açıdan değerlendirildiğinde VMAT tekniğinde medyan ve ortalama değeri 3B-KRT ve HT'ye göre birazda daha düşüktür.

Kalbin V_{10Gy} (%) değerleri için 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir. p-değerleri sırasıyla 0,671, 0,775, 0,771 ve 0,754'dir. Her iki doz tanımında da INRT alanında HT tekniğinde daha düşük değerler elde edilirken, IFRT alanında VMAT'ta daha düşük medyan değerleri elde edilmiştir.

Kalbin V_{15Gy} (%) değerleri için 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir. p-değerleri sırasıyla 0,405, 0,532, 0,647 ve 0,657'dir. Medyan değerleri bakımından en iyi sonucu HT tekniği sağlamıştır.

Kalbin V_{20Gy} (%) değerleri için 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir. p-değerleri sırasıyla 0,119, 0,677, 0,450 ve 0,494'dir. Anlamlı bir farklılık olmamasına rağmen en düşük medyan değerleri VMAT tekniğinde elde edilmiştir.

Pernin ve Zefkili, (2014) yaptıkları çalışmada 10 kadın hastanın tedavisinde 3B-KRT ve HT tekniklerini IFRT alanlarında kullanmışlardır. Kalbin HT tekniği ile daha etkin bir şekilde koruduğunu buna rağmen D_{ort} (Gy) değerinin 3B-KRT ile karşılaştırılabilir olduğunu belirtmişlerdir. HT'nin V_{20Gy} (%) değerini %27 azalttığını bildirmişlerdir. V_{10Gy} (%) ve V_{15Gy} (%) için en iyi sonuçları HT tekniğinde elde etmişlerdir.

Filippi ve ark., (2015) INRT alanında yaptıkları çalışmada 38 hastanın 3B-KRT ve VMAT verilerini karşılaştırarak oluşabilecek ikincil kanser risklerini ve kalp

hastalıklarını değerlendirmişlerdir. Kalbin D_{ort} (Gy) değerini 3B-KRT ve VMAT için sırasıyla 6.57±6.46 ve 4.86±4.32 bulmuşlardır. V_{10Gy} (%) ve V_{15Gy} (%) değerlerini de VMAT tekniğinde daha düşük bulmuşlardır. VMAT tekniğinin radyasyona bağlı kalp hastalıklarının ortalama riskini azaltabileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamasına rağmen VMAT ve HT teknikleri 3B-KRT'ye göre kalbi korumada daha başarılı olmuşlardır. Bu tekniklerde kalbin tüm değerlerinde yaklaşık olarak %18 ile %28 arasında düşüş elde edilmiştir.

Çalışmamızda ışınlanacak alan sabit tutulup verilen doz 30 Gy'den 20 Gy'e azaltıldığında, kalbin D_{ort} (Gy) değerinde 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri için sırasıyla %33, %33 ve %35 oranında düşüş olmuştur. Hedef hacme tanımlanan doz sabit tutulup ışınlanacak alan küçültüldüğünde ise kalbin D_{ort} (Gy) değeri için 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %32, %33 ve %37 oranında azalma olmuştur. 30 Gy IFRT tanımından 20 Gy INRT tanımına geçiş yapıldığında kalbin D_{ort} (Gy) değerinde 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri için sırasıyla %55, %33 ve %35 oranında azalma olmuştur. Aynı şekilde kalbin V_{20Gy} (%) değerleri için %76, %35 ve %72 oranında azalma olmuştur.

5.6 Sağ karotis Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT alanında sağ karotisin D_{ort} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur (p=0,006 ve p=0,005). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT alanında VMAT tekniğinin daha üstün geldiği görülmüştür. 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda INRT alanında sağ karotisin D_{ort} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu teknikler arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p=0,402 ve p=0,530).

Sağ karotisin D_{maks} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında 20 Gy'de INRT alanı hariç diğer alanlarda anlamlı farklılık bulunmuştur. 20 Gy ve 30 Gy'de IFRT ve INRT alanı için p-değerleri sırasıyla p<0,001, 0,057, p<0,001 ve 0,006'dir. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda VMAT tekniği diğer tekniklere göre daha üstün bulunmuştur.

Sağ karotisin reçete ettiğimiz dozun ne kadarını aldığını görebilmek için 20 Gy radyasyon dozu tanımlanan planlarda V_{20Gy} (%)' ye, 30 Gy radyasyon dozu tanımlanan

planlarda ise V_{30Gy} (%)'ine bakılmıştır. IFRT alanında V_{20Gy} (%) ve V_{30Gy} (%) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken (p<0,001, p<0,001), INRT alanında V_{20Gy} (%) ve V_{30Gy} (%) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p=0,402, p=0,229). IFRT'de sağ karotisin tanımlanan dozu en az aldığı teknik VMAT tekniği olarak belirlenmiştir.

5.7 Sol Karotis Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT alanında sol karotisin D_{ort} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur (p=0,004 ve p=0,005). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda her iki alanda da VMAT tekniğinde en düşük D_{ort} (Gy) değeri elde edilmiştir. 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda INRT alanında sol karotisin D_{ort} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu teknikler arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p=0,612 ve p=0,646).

Sol karotisin D_{maks} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında 20 Gy'de INRT alanı hariç diğer alanlarda anlamlı farklılık bulunmuştur. 20 Gy ve 30 Gy'de IFRT ve INRT alanı için p-değerleri sırasıyla p<0,001, 0,134, p<0,001 ve 0,004'tür. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda VMAT tekniği diğer tekniklere göre daha üstün bulunmuştur.

Sol karotiste olduğu gibi sol karotisin reçete ettiğimiz dozun ne kadarını aldığını görebilmek için 20 Gy radyasyon dozu tanımlanan planlarda V_{20Gy} (%)' ye, 30 Gy radyasyon dozu tanımlanan planlarda ise V_{30Gy} (%)'ine bakılmıştır. IFRT alanında V_{20Gy} (%) ve V_{30Gy} (%) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık varken INRT alanında V_{20Gy} (%) ve V_{30Gy} (%) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. IFRT'de sol karotisin tanımlanan dozu en az aldığı teknik VMAT tekniği olarak belirlenmiştir.

Maraldo ve ark., (2013) 3B-KRT, VMAT ve proton tedavi teknikleri ile INRT ve manto bölgesi alanında karotis arterin aldığı dozları karşılaştırarak oluşabilecek karotis arter hastalığını ve felç riskini araştırmışlardır. Sağ ve sol karotis arter için medyan ortalama dozunu 3B-KRT, VMAT, proton tedavi ve manto bölgesi için sırasıyla 20.3 Gy, 23.2 Gy, 21.1 Gy ve 37.6 Gy (p<0,001), 19.2 Gy, 21.6 Gy, 19.4 Gy ve 37.4 Gy (p<0,001) olarak bulmuşlardır. 20, 25 ve 30 yıl sonrasında tahmini felç

riski, 3D-CRT için % 0.6, % 0.86 ve % 1.3; VMAT için % 0.67, % 0.96 ve % 1.47 ve manto bölgesi için % 1,3, % 1,72 ve % 2,61 olduğunu bildirmişlerdir.

Hull (2003) yaptığı çalışmada Hodgkin lenfoma tanısı olan 415 hastanın verileri inceleyerek karotis arter hastalığına yakalanma oranını incelemiştir. 42 hastada (% 10.4) tedavi sonrası medyan 9 yıllık koroner arter hastalığı geliştiğini; 30 hasta (% 7.4) tedavi sonrası ortalama 17 yılda karotis ve / veya subklavian arter hastalığının geliştiğini bildirmiştir. Mediyasten ışınlamasında karotis arter hastalığının ortaya çıkmasını aza indirgeyebilmek için, karotis artere gelen radyasyon dozunu minimize etmenin öneminden bahsetmiştir.

Çalışmamızda VMAT tekniğinin diğer tekniklere oranla karotis arterin ortalama değerini %3 - %23 oranında azalttığı görülmüştür. Karotis arterlerin verdiğimiz dozun ne kadarını aldığını incelediğimizde, VMAT tekniğinin %50 - %60 gibi büyük bir oranla dozda düşüş elde ettiğini gördük. Doz sabit tutulup ışınlanacak alan küçültüldüğünde karotis arterin ortalama değerinde 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri için sırasıyla %53, %45 ve %53 oranında düşüş elde edilmiştir.

5.8 Sağ Meme Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Kadınlar, % 13'lük bir meme kanseri insidansıyla erkeklere kıyasla önemli derecede yüksek sekonder malignitelere sahiptirler. Büyük meme hacminin düşük doz radyasyonuna maruz kalmasının ikinci bir kanser geliştirme riski üzerindeki etkisi şu an bilinmemektedir; daha düşük dozlar ve daha düşük hacimler ile bir risk azalmasını gösteren bazı açık veriler vardır (Hodgson ve ark., 2007). Travis ve ark., (2003) HL tedavisi görmüş hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada daha düşük doz alan ve alkilleyici ajanlar bulunmayan hastalardaki riske kıyasla memeye verilen 4 Gy veya daha fazla radyasyon dozunu 3.2 kat artan bir risk ile ilişkilendirmişlerdir. Bu yüzden V_{4Gy} (%) ve V_{10Gy} (%) gibi düşük ve orta doz değerlerini sınırlandırmak önemlidir. Ancak memeye verilen hangi doz dağılımının en uygun olduğu konusunda hala belirsizlikler mevcuttur (Weber ve ark., 2011).

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında sağ memenin D_{maks} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. P-değerleri sırasıyla 0,058, 0,370, 0,193 ve 0,216'dır. 20 Gy

doz verilirken IFRT alanında anlamlılığa yakın bir farklılık vardır. HT'de diğer tekniklere oranla az da olsa daha düşük medyan değerlerinin elde edildiği görülmüştür.

Sağ memenin V_{4Gy} (%) değerleri için 20 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir (p=0,185 ve p=0,536). 30 Gy radyasyon dozunda ise INRT alanında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamışken (p=0,386), IFRT alanında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p=0,041). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT tekniği üstün bulunmuştur.

Sağ memenin V_{10Gy} (%) değerleri için 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir (p=0,916, p=0,824, p=0,268 ve p=0,894). Tüm planlarda en düşük ortalama değeri 3B-KRT tekniği için elde edilmiştir.

Sağ memenin V_{15Gy} (%) değerleri için 20 Gy radyasyon dozunda IFRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında anlamlı bir farklılık elde edilmiştir (p=0,031). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT tekniğinin üstün geldiği görülmüştür. 20 Gy'de INRT ve 30 Gy'de IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucun da teknikler arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Sağ memenin reçete ettiğimiz dozun ne kadarını aldığını görebilmek için 20 Gy radyasyon dozu tanımlanan planlarda V_{20Gy} (%)' ye, 30 Gy radyasyon dozu tanımlanan planlarda ise V_{30Gy} (%)'ine bakılmıştır. Her iki doz tanımlandığında IFRT ve INRT alanlarında sağ memenin V_{20Gy} (%)'i için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunmuştur. P-değerleri sırasıyla p=0,003 ve p=0,043'tür. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT ve VMAT tekniğinin aynı düzeyde koruma sağladığı görülmüştür. V_{30Gy} (%) değerleri için yapılan istatistiksel analiz sonucunda da anlamlı bir farklılık elde edilmiştir (p=0,011 ve p=0,018). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT ve VMAT tekniğinin aynı düzeyde koruma sağladığı görülmüştür.

5.9 Sol Meme Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında sol memenin D_{maks} (Gy) değeri için yapılan istatistiksel analiz sonucu üç teknik arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. P-değerleri sırasıyla 0,367, 0,291, 0,129 ve 0,216'dır. HT tekniğinde en düşük medyan değerlerinin elde edildiği görülmüştür.

Sol memenin V_{4Gy} (%) değerleri için 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir (p=0,927, p=0,832, p=0,688 ve p=0,444). 3B-KRT tekniğinde en düşük ortalama değerleri elde edilmiştir.

Sol memenin V_{10Gy} (%) değerleri için 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir (p=0,597, p=0,803, p=0,973 ve p=0,942). Tüm planlarda en düşük ortalama değeri HT tekniği için elde edilmiştir.

Sol memenin V_{15Gy} (%) değerleri için 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ve INRT alanında yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı bir farklılık elde edilememiştir (p=1,000, p=0,262, p=0,797 ve p=0,788). Tüm planlarda en düşük medyan değeri HT tekniği için elde edilmiştir.

Sağ memede olduğu gibi sol memenin de reçete ettiğimiz dozun ne kadarını aldığını görebilmek için 20 Gy radyasyon dozu tanımlanan planlarda V_{20Gy} (%)' ye, 30 Gy radyasyon dozu tanımlanan planlarda ise V_{30Gy} (%)'ine bakılmıştır. Her iki doz tanımlandığında IFRT ve INRT alanlarında sol memenin V_{20Gy} (%)'si için yapılan istati istatistiksel ksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,138, p=0,331). V_{30Gy} (%) değerleri için IFRT alanında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir (p=0,035). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT ve VMAT tekniklerinin 3B-KRT tekniğine göre sol memeyi aynı düzeyde korudukları görülmüştür.

Fiandra ve ark.,(2012) 10 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada 3B-KRT, VMAT, HT ve TomoDirect tekniklerini INRT alanlarına uygulamışlardır. Memenin V_{4Gy} (%) değerini 3B-KRT, VMAT ve HT'de sırasıyla 4.5±2.3, 6.2 ±4.7 ve 5.4±5.5 olarak bulmuşlardır. V_{10Gy} (%) değerini 3B-KRT, VMAT ve HT'de sırasıyla 22.6±9.4, 25.6±13.3 ve 20.6±11.0 olarak, V_{15Gy} (%) değerini ise 18.6±7.6, 15.0±10.6 ve 12.8±7.5 olarak bulmuşlardır.

Pernin ve Zefkili, (2014) yaptıkları çalışmada, V_{4Gy} (%) değerini 3B-KRT tekniğine göre HT tekniğinde daha yüksek bulmuşlardır. HT tekniğinin maksimum dozunu ve V_{15Gy} (%) değerini düşürdüğünü belirtmişlerdir.

Weber ve ark., (2009) 10 kadın hastanın IFRT ve INRT alanlarına, IMRT ve RapidArc tekniklerinde tedavi planları oluşturmuşlardır. IFRT alanı ışınlandığında, D_{ort} (Gy) değerini RapidArc ve IMRT için sırasıyla 2,6 ± 1,7 ve 2,9 ± 1,9 olarak bulmuşlardır (p=0,001). İki teknik arasında yüksek ve orta doz seviyelerinde önemli bir fark elde etmişlerdir. V_{10Gy} (%) değeri RapidArc ve IMRT için sırasıyla 6,7±6;8 ve 9,4±9,8'dir (p=0,001). Aynı şekilde INRT'de yapılan karşılaştırmalarda, IMRT ile Gy birim seviyesinde meme ışınlamasında belirgin bir azalma gözlendiğini, RapidArc planlamasında ise memenin düşük ila orta doz seviyesinde önemli bir azalmaya izin verdiğini belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda bu çalışmalarla uyumlu bulunmuş 3B-KRT'nin V_{4Gy} (%) değerini düşürdüğü, V_{15Gy} (%) değerinde de HT ve VMAT tekniklerinin üstün geldiği görülmüştür. Genel olarak bakıldığında, hedef hacme tanımlanan dozu sabit tutup alan küçüldüğünde sağ memenin V_{4Gy} (%) değerleri, 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %30, %23 ve %48 oranında azalmıştır. Aynı şekilde sol memeye bakıldığında 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %55, %34 ve %58 oranında azalmıştır. Tümörlerin yerleşiminin genel olarak sol memeye yakın olması sol memenin sağ memeye göre daha fazla doz almasına neden olmuştur.

5.10 Spinal Kord Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında spinal kordun D_{maks} (Gy) ve D_{ort} (Gy) değerleri için 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı farklılık elde edilmiştir. 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ne INRT için p-değerleri sırasıyla 0,002, 0,011, 0,001 ve 0,040'dır. D_{maks} (Gy) ve D_{ort} (Gy) değerlerinde yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda HT tekniğinin diğer tekniklere göre üstün olduğu görülmüştür.

Pernin ve Zefkili, (2014) yaptıkları çalışmada spinal kordun maksimum değerini HT tekniğinde 3B-KRT'ye göre daha düşük bulmuşlardır (21.3 Gy, 31.2 Gy). Spinal korda verilen dozun düşürülmesinin sonraki ışınlamalarda gerekli olabileceği vurgulanmıştır. Çalışmamız bu verilerle uyumlu sonuçlar vermiştir.

Spinal kordun maksimum değerlerinde, doz sabit tutulup alan küçüldüğünde 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %39, %45 ve %41 oranında düşüş görülmüştür. En büyük değişimin HT tekniğinde olduğu görülmektedir. Aynı şekilde ortalama değerine bakıldığında alan sabit tutulup 30 Gy'den 20 Gy' e azaltıldığında %33, %34 ve %36 oranında düşüş görülmüştür.

5.11 Sağlıklı Doku Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Reçete edilen doz 20 Gy ve 30 Gy iken, IFRT ve INRT alanında sağlıklı dokunun D_{ort} (Gy) değerleri için 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı farklılık elde edilmiştir. 20 Gy ve 30 Gy radyasyon dozunda IFRT ne INRT için p-değerleri sırasıyla 0,004, 0,016 0,010 ve 0,030'dur. D_{ort} (Gy) değerlerinde yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde az da olsa bir üstünlük sağlandığı saptanmıştır.

Reçete edilen doz 20 Gy iken, IFRT ve INRT alanında sağlıklı dokunun V_{10Gy} (%) değerleri için 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,051 ve p=0,488).

Reçete edilen doz 30 Gy iken, IFRT alanında sağlıklı dokunun V_{10Gy} (%) değerleri için 3B-KRT, HT ve VMAT teknikleri arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık varken, INRT alanında üç teknik arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p=0,015 ve p=0,072). IFRT alanında yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 3B-KRT ve VMAT tekniklerinde az da bir üstünlük sağlamışlardır.

Fiandra ve ark., (2012) yaptıkları çalışmada 10 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada 3B-KRT, VMAT, HT ve TomoDirect tekniklerini INRT alanlarına uygulamışlardır. Hedef olmayan dokuya verilen dozun tüm farklı teknikler arasında önemli derecede farklılık göstermediğini belirtmişlerdir.

Weber ve ark., (2009) 10 kadın hastanın IFRT ve INRT alanlarına, IMRT ve RapidArc tekniklerinde tedavi planları oluşturmuşlardır. IFRT alanında RapidArc ve IMRT için D_{ort} (Gy) değerini sırasıyla 6,7 ±1,9 ve 7,1 ± 1,8 olarak bulmuşlardır. INRT alanında ise RapidArc ve IMRT için V_{10Gy} (%) değerleri sırasıyla 23,1±7,2 ve 26,3±7,5 olarak elde etmişlerdir.

Çalışmamızda alan sabit tutulup doz 30 Gy'den 20 Gy'e düşürüldüğünde sağlıklı dokunun D_{ort} (Gy) değerlerinde 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %33,

%28 ve %34 düşüş elde edilmiştir. Aynı şekilde V_{10Gy} (%) için sırasıyla %13, %19 ve %41 düşüş elde edilmiştir. Reçete edilen doz sabit tutulup ışınlanacak alan küçültüldüğünde ise sağlıklı dokunun D_{ort} (Gy) değerlerinde 3B-KRT, HT ve VMAT tekniklerinde sırasıyla %50, %49 ve %47 düşüş elde edilmiştir. V_{10Gy} (%) değerleri için ise sırasıyla %50, %51 ve %46 düşüş elde edilmiştir.

Hodgkin lenfoma tanılı hastaların radyasyon tedavilerinde geniş tümör yerleşimleri, riskli organların korumasında dezavantaj olmaktadır. Geliştirilen INRT kavramı, radyasyon kaynaklı akut etkileri, ikincil maligniteleri de içeren uzun süreli komplikasyon oranını düşürerek terapötik oranının daha da geliştirilmesi amacını taşımaktadır. Bu hedefe yönelik olarak çalışmamamızda da IFRT'den INRT volümüne geçiş yapıldığında, riskli organlar açısından başarılı bir şekilde düşüşler elde edilmiştir. Fakat bu başarı tümör yerleşimine ve bu yerleşimi konumlandırmadaki hassasiyete de bağlı olarak değişmektedir.

EORTC/GELA grubunun H9F çalışmasında ve GHSG grubunun HD10 çalışmasında, HL'de kombine tedavi yönteminin bir parçası olarak kullandıkları 20 Gy IFRT dozunun, hedef hacimde daha yüksek radyoterapi dozlarına benzer sonuçlar verdiğini, riskli organlara da daha iyi koruma sağladını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da radyasyon dozunun 30 Gy'den 20 Gy'e geçişinde riskli organların biraz daha iyi korunabildiğini gözlemledik. Kombine tedavi kullanımında, oluşabilecek yan etkileri azaltabilmek amacıyla, tedavide 20 Gy'lik düşük radyasyon dozunun ve tutulmuş nodal volümün ışınlanmasının uygulanabilir olduğu görüldü.

Teknikler arasında değerlendirme yapıldığında, tüm tekniklerde hedef hacim istenilen dozu almış fakat HT ve VMAT tekniklerinde daha homojen ve konformal doz dağılımı elde edilmiştir. Bu gelişmiş teknikler riskli organları korumada daha başarılı olmuştur. Fakat akciğer için V_{5Gy} (%) ve meme için V_{4Gy} (%) gibi küçük-orta doz değerleri kabul edilebilir düzeylerde olmasına rağmen 3B-KRT tekniği daha üstün gelmiştir. İkincil kanser riskleri göz önüne alındığında 3B-KRT tekniği seçilebilecekken, kardiyak etkileri bakımından da HT ve VMAT gibi gelişmiş rotasyonel tedavi teknikleri seçilebilir. Genel olarak HL tedavisinde tümörün büyüklüğü ve yerleşimi önemlidir. Tedavi tekniği seçiminde de bu ölçütler önemliyken klinik deneyimlerde göz önünde bulundurulmalıdır.

6. **KAYNAKLAR**

Agostinelli, C., and Pileri, S. (2014). Pathobiology of Hodgkin lymphoma. Mediterranean journal of hematology and infectious diseases, 6(1).

Aisenberg, A. C. (2000). Historical review of lymphomas. British journal of haematology, 109(3), 466-476.

Aleman, B. M., and van Leeuwen, F. E. (2007). Are we improving the long-term burden of Hodgkin's lymphoma patients with modern treatment?. Hematology/oncology clinics of North America, 21(5), 961-975.

Aleman, B. M., Raemaekers, J. M., Tirelli, U., Bortolus, R., van't Veer, M. B., Lybeert, M. L., and Tomšič, R. (2003). Involved-field radiotherapy for advanced Hodgkin's lymphoma. New England Journal of Medicine, 348(24), 2396-2406.

Bak, K., Dobrow, M. J., Hodgson, D., and Whitton, A. (2011). Factors affecting the implementation of complex and evolving technologies: multiple case study of intensity-modulated radiation therapy (IMRT) in Ontario, Canada. BMC health services research, 11(1), 178.

Bakiu, E., Telhaj, E., Kozma, E., Ruçi, F., and Malkaj, P. (2013). Comparison of 3D CRT and IMRT tratment plans. Acta Informatica Medica, 21(3), 211.

Beavis, A. W. (2004). Is tomotherapy the future of IMRT?. The British journal of radiology, 77(916), 285-295.

Bokrantz, R. (2013). Multicriteria optimization for managing tradeoffs in radiation therapy treatment planning (Doctoral dissertation, KTH Royal Institute of Technology).

Bortfeld, T. (2006). IMRT: a review and preview. Physics in medicine and biology, 51(13), R363.

Bostick, W. L. (1951). A Review of the Literature on the Etiology of Hodgkin's Disease. California medicine, 74(2), 111.

Bzdusek, K., Friberger, H., Eriksson, K., Hårdemark, B., Robinson, D., and Kaus, M. (2009). Development and evaluation of an efficient approach to volumetric arc therapy planning. Medical physics, 36(6), 2328-2339.

Carbone, P. P., Kaplan, H. S., Musshoff, K., Smithers, D. W., and Tubiana, M. (1971). Report of the committee on Hodgkin's disease staging classification. Cancer research, 31(11), 1860-1861.

Cella, L., Conson, M., Pressello, M. C., Molinelli, S., Schneider, U., Donato, V., and Pacelli, R. (2013). Hodgkin's lymphoma emerging radiation treatment techniques: trade-offs between late radio-induced toxicities and secondary malignant neoplasms. Radiation Oncology, 8(1), 22.

Childress, N. L., and Rosen, I. I. (2004). Effect of processing time delay on the dose response of Kodak EDR2 film. Medical physics, 31(8), 2284-2288.

Christensen, R. (1987). The Dosimetry of Ionizing Radiation, Volume 1 edited by Kenneth R. Kase, Bengt E. Bjärngard, and FH Attix. Medical Physics, 14(3), 426-427.

Clemente, S., Wu, B., Sanguineti, G., Fusco, V., Ricchetti, F., Wong, J., and McNutt, T. (2011). SmartArc-based volumetric modulated arc therapy for oropharyngeal cancer: a dosimetric comparison with both intensity-modulated radiation therapy and helical tomotherapy. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 80(4), 1248-1255.

Connell, P. P., and Hellman, S. (2009). Advances in radiotherapy and implications for the next century: a historical perspective. Cancer research, 69(2), 383-392.

Davis, B. J., Horwitz, E. M., Lee, W. R., Crook, J. M., Stock, R. G., Merrick, G. S., and Zietman, A. L. (2012). American Brachytherapy Society consensus guidelines for transrectal ultrasound-guided permanent prostate brachytherapy. Brachytherapy, 11(1), 6-19.

Day, M. J. (1950). A note on the calculation of dose in x-ray fields. The British journal of radiology, 23(270), 368-369.

DeLuca, P. M. (2007). The international commission on radiation units and measurements.

Demir, A.M., Ferhanoğlu B. (2016), Lenfoma Tanı ve Tedavi Kılavuzu www.thd.org.tr (Mart 2016)

Eghbali, H., Brice, P., Creemers, G. Y., van Marwijk Kooij, M., Carde, P., Van't Veer, M. B., and Raemaekers, J. M. (2005). Comparison of Three Radiation Dose Levels after EBVP Regimen in Favorable Supradiaphragmatic Clinical Stages (CS) I-II Hodgkin's Lymphoma (HL): Preliminary Results of the EORTC-GELA H9-F Trial.

Engert, A., and Raemaekers, J. (2016, July). Treatment of early-stage Hodgkin lymphoma. In Seminars in hematology (Vol. 53, No. 3, pp. 165-170). WB Saunders.

Eich, H. T., Müller, R. P., Engenhart-Cabillic, R., Lukas, P., Schmidberger, H., Staar, S., and Willich, N. (2008). Involved-node radiotherapy in early-stage Hodgkin's lymphoma. Strahlentherapie und Onkologie, 184(8), 406-410.

Fiandra, C., Filippi, A. R., Catuzzo, P., Botticella, A., Ciammella, P., Franco, P., and Ricardi, U. (2012). Different IMRT solutions vs. 3D-conformal radiotherapy in early stage Hodgkin's Lymphoma: dosimetric comparison and clinical considerations. Radiation Oncology, 7(1), 186.

Filippi, A. R., Ragona, R., Piva, C., Scafa, D., Fiandra, C., Fusella, M., and Ricardi, U. (2015). Optimized volumetric modulated arc therapy versus 3D-CRT for early stage mediastinal Hodgkin lymphoma without axillary involvement: a comparison of second cancers and heart disease risk. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 92(1), 161-168.

Fox, A. M., Dosoretz, A. P., Mauch, P. M., Chen, Y. H., Fisher, D. C., LaCasce, A. S., and Ng, A. K. (2012). Predictive factors for radiation pneumonitis in Hodgkin lymphoma patients receiving combined-modality therapy. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 83(1), 277-283.

Fredriksson, A. (2013). Robust optimization of radiation therapy accounting for geometric uncertainty (Doctoral dissertation, KTH Royal Institute of Technology).

Fuks, Z., and Horwich, A. (1993). Clinical and technical aspects of conformal therapy. Radiotherapy and Oncology, 29(2), 219.

Girinsky, T., Specht, L., Ghalibafian, M., Edeline, V., Bonniaud, G., Van Der Maazen, R., and Noordijk, E. (2008). The conundrum of Hodgkin lymphoma nodes: to be or not to be included in the involved node radiation fields. The EORTC-GELA lymphoma group guidelines. Radiotherapy and Oncology, 88(2), 202-210.

Halperin, E. C., and Perez, C. A. (2013). Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology.

Harris, N. L., Jaffe, E. S., Diebold, J., Flandrin, G., Muller-Hermelink, H. K., Vardiman, J., and Bloomfield, C. D. (1999). World Health Organization classification of neoplastic diseases of the hematopoietic and lymphoid tissues: report of the Clinical Advisory Committee meeting—Airlie House, Virginia, November 1997. Journal of clinical oncology, 17(12), 3835-3849.

Harris, N. L., Jaffe, E. S., Stein, H., Banks, P. M., Chan, J. K., Cleary, M. L., and Grogan, T. M. (1994). A revised European-American classification of lymphoid neoplasms: a proposal from the International Lymphoma Study Group. Blood, 84(5), 1361-1392.

Hernández Masgrau, V. (2013). Optimization of field matching in external photon beam radiation therapy.

Higby, C., Khafaga, Y., Al-Shabanah, M., Mousa, A., Ilyas, M., Nazer, G., and Khalil, E. M. (2016). Volumetric-modulated arc therapy (VMAT) versus 3D-conformal radiation therapy in supra-diaphragmatic Hodgkin's Lymphoma with mediastinal involvement: A dosimetric comparison. Journal of the Egyptian National Cancer Institute, 28(3), 163-168.

Hodgkin, T. (1832). On some morbid appearances of the absorbent glands and spleen.

Hodgson, D. C., Koh, E. S., Tran, T. H., Heydarian, M., Tsang, R., Pintilie, M., and Brenner, D. J. (2007). Individualized estimates of second cancer risks after contemporary radiation therapy for Hodgkin lymphoma. Cancer, 110(11), 2576-2586.

Hull, M. C., Morris, C. G., Pepine, C. J., and Mendenhall, N. P. (2003). Valvular dysfunction and carotid, subclavian, and coronary artery disease in survivors of Hodgkin lymphoma treated with radiation therapy. Jama, 290(21), 2831-2837.

Jeraj, R., Mackie, T. R., Balog, J., Olivera, G., Pearson, D., Kapatoes, J., and Reckwerdt, P. (2004). Radiation characteristics of helical tomotherapy. Medical physics, 31(2), 396-404.

Keall, P. J., Lammering, G., Lin, P. S., Winter, D. S., Chung, T. D., Mohan, R., and Schmidt-Ullrich, R. K. (2003). Tumor control probability predictions for genetic radiotherapy. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 57(1), 255-263.

Khan, F. M. (Ed.). (2010). The physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins

Kissick, M. W., Fenwick, J., James, J. A., Jeraj, R., Kapatoes, J. M., Keller, H., and Soisson, E. T. (2005). The helical tomotherapy thread effect. Medical physics, 32(5), 1414-1423.

Lederman, M. (1981). The early history of radiotherapy: 1895–1939. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 7(5), 639-648.

Lee, P. C. (1997). Consistent collimator overlaps in field matching with computer-controlled x-ray collimators. Medical Dosimetry, 22(1), 59-61.

Leibel, S. A., Ling, C. C., Kutcher, G. J., Mohan, R., Cordon-Cordo, C., and Fuks, Z. (1991). The biological basis for conformal three-dimensional radiation therapy. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 21(3), 805-811.

Lichtman M.A., Beutler, E., Kipps, T. J., Seligsohn, U., Kaushansky, K., & Prchal, J. T. (2010). Williams hematology, 8th Edition, 954

Low, D. A., Mutic, S., Dempsey, J. F., Markman, J., Goddu, S. M., and Purdy, J. A. (1999). Abutment region dosimetry for serial tomotherapy. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 45(1), 193-203.

Löf, V. (2015). The Difference Between a Collapsed Cone Based and a Monte Carlo Based Dose Calculation Algorithm.

Lukes, R. J., and Butler, J. J. (1966). The pathology and nomenclature of Hodgkin's disease. *Cancer research*, *26*(6 Part 1), 1063-1081.

Mackie, T. R. (2006). History of tomotherapy. Physics in medicine and biology, 51(13), R427.

Mackie, T. R., Balog, J., Ruchala, K., Shepard, D., Aldridge, S., Fitchard, E., and Mehta, M. (1999, January). Tomotherapy. In Seminars in radiation oncology (Vol. 9, No. 1, pp. 108-117). WB Saunders.

Mackie, T. R., Holmes, T., Swerdloff, S., Reckwerdt, P., Deasy, J. O., Yang, J., and Kinsella, T. (1993). Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. Medical physics, 20(6), 1709-1719.

Mackie, T. R., Scrimger, J. W., and Battista, J. J. (1985). A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays. Medical physics, 12(2), 188-196.

Maraldo, M. V., Brodin, P., Aznar, M. C., Vogelius, I. R., af Rosenschöld, P. M., Petersen, P. M., and Specht, L. (2013). Doses to carotid arteries after modern radiation therapy for Hodgkin lymphoma: is stroke still a late effect of treatment?. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 87(2), 297-303.

Meinhold, C. B. (1996). One hundred years of x rays and radioactivity radiation protection: then and now. In Proceedings of the Ninth International Congress of the International Radiation Protection Association. Vienna: International Radiation Protection Association (pp. 1-25).

Noordijk, E. M., Carde, P., Dupouy, N., Hagenbeek, A., Krol, A. D., Kluin-Nelemans, J. C., and Aleman, B. M. (2006). Combined-modality therapy for clinical stage I or II Hodgkin's lymphoma: long-term results of the European Organisation for Research and Treatment of Cancer H7 randomized controlled trials. Journal of Clinical Oncology, 24(19), 3128-3135.

Olofsson, J. (2006). Developing and evaluating dose calculation models for verification of advanced radiotherapy (Doctoral dissertation, Umeå universitet).

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

Papanikolaou, N., Battista, J. J., Boyer, A. L., Kappas, C., Klein, E., Mackie, T. R., and Van Dyk, J. (2004). Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Task Group, 65, 1-142.

Pernin, V., Zefkili, S., Peurien, D., Fourquet, A., and Kirova, Y. M. (2015). Can we reduce the toxicity of the mediastinal irradiation using new highly conformal techniques?. Journal of Leukemia, 2014.

Podgoršak, E. B. (2006). Radiation physics for medical physicists (p. 437). Berlin: Springer.

Pommier, P., Dussart, S., Girinsky, T., Chabaud, S., Lagrange, J. L., Nguyen, T. D., and Carrie, C. (2011). Impact of 18F-fluoro-2-deoxyglucose positron emission tomography on treatment strategy and radiotherapy planning for stage I–II Hodgkin disease: a prospective multicenter study. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 79(3), 823-828.

Rao, M., Yang, W., Chen, F., Sheng, K., Ye, J., Mehta, V., and Cao, D. (2010). Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: plan quality, delivery efficiency and accuracy. Medical physics, 37(3), 1350-1359.

Roberts, K. B., Kara M. K., and Louis S. C.. (2016). Pediatric Hodgkin's Lymphoma. Clinical Radiation Oncology. Fourth Edition. 1464-1485

Rong, Y., Tang, G., Welsh, J. S., Mohiuddin, M. M., Paliwal, B., and Cedric, X. Y. (2011). Helical tomotherapy versus single-arc intensity-modulated arc therapy: a collaborative dosimetric comparison between two institutions. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 81(1), 284-296.

Rosenberg, I. (2008). Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. British journal of cancer, 98(5), 1020.

Sakarya, N., Demirkıran Ş., Turhal S. Ve Karadayı N, (2015), Dünya Lenfoma Farkındalık Günü https://www.tkhk.gov.tr/KBY/6/3576_dunya-lenfoma-farkin (15 Eylül 2015)

Santos, T. F. S. D. (2015). Optimizing Procedures in Stereotactic Radiosurgery (Master's thesis).

Schewe, K. L., Reavis, J., Kun, L. E., and Cox, J. D. (1988). Total dose, fraction size, and tumor volume in the local control of Hodgkin's disease. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 15(1), 25-28.

Schlegel, W., and Mahr, A. (2007). 3D conformal radiation therapy: Multimedia introduction to methods and techniques. Springer Publishing Company, Incorporated.

Sharyan, H.A.S., Allehyani S., and Radwan A. (2015). Dimensional Conformal Radiation Therapy (3D-CRT) and Dynamic RapidArc Therapy for Different Types of Malignant Tumors Introduction & Literature Review. Kingdome of Saudi Arabia Ministry of Education

Skliarenko, J., and Warde, P. (2011). Radiotherapy: practical applications and clinical aspects. Medicine, 39(12), 705-710.

Sountoulides, P., Koletsas, N., Kikidakis, D., Paschalidis, K., and Sofikitis, N. (2010). Secondary malignancies following radiotherapy for prostate cancer. Therapeutic advances in urology, 2(3), 119-125.

Specht, L., Yahalom, J., Illidge, T., Berthelsen, A. K., Constine, L. S., Eich, H. T., and Ng, A. (2014). Modern radiation therapy for Hodgkin lymphoma: field and dose guidelines from the international lymphoma radiation oncology group (ILROG). International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 89(4), 854-862.

Stone, M. J. (2005). Thomas Hodgkin: medical immortal and uncompromising idealist. Proceedings (Baylor University. Medical Center), 18(4), 368.

Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., and Nisbet, A. (2011). Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. The British journal of radiology, 84(1007), 967-996.

Travis, L. B., Gospodarowicz, M., Curtis, R. E., Aileen Clarke, E., Andersson, M., Glimelius, B., and Storm, H. (2002). Lung cancer following chemotherapy and radiotherapy for Hodgkin's disease. Journal of the National Cancer Institute, 94(3), 182-192.

Travis, L. B., Hill, D. A., Dores, G. M., Gospodarowicz, M., van Leeuwen, F. E., Holowaty, E., and Van't Veer, M. B. (2003). Breast cancer following radiotherapy and chemotherapy among young women with Hodgkin disease. Jama, 290(4), 465-475.

Van Dyk, J., Kron, T., Bauman, G., & Battista, J. J. (2002). Tomotherapy: a 'revolution'in radiation therapy. Physics in Canada, 58(2), 79-86.

Van't Riet, A., Mak, A. C., Moerland, M. A., Elders, L. H., & Van Der Zee, W. (1997). A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the prostate. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 37(3), 731-736.

Verhaegen, F., and Seuntjens, J. (2003). Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. Physics in medicine and biology, 48(21), R107.

Wang, C., Luan, S., Tang, G., Chen, D. Z., Earl, M. A., and Cedric, X. Y. (2008). Arc-modulated radiation therapy (AMRT): a single-arc form of intensity-modulated arc therapy. Physics in medicine and biology, 53(22), 6291.

Webb, S. (2006). IMRT delivery techniques. Image-guided IMRT, 73-90

Weber, D. C., Johanson, S., Peguret, N., Cozzi, L., and Olsen, D. R. (2011). Predicted risk of radiation-induced cancers after involved field and involved node radiotherapy with or without intensity modulation for early-stage hodgkin lymphoma in female patients. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 81(2), 490-497.

Weber, D. C., Peguret, N., Dipasquale, G., and Cozzi, L. (2009). Involved-node and involved-field volumetric modulated arc vs. fixed beam intensity-modulated radiotherapy for female patients with early-stage supra-diaphragmatic Hodgkin lymphoma: a comparative planning study. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 75(5), 1578-1586.

Yu, C. X. (1995). Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. Physics in medicine and biology, 40(9), 1435.

Zhen, W., Thompson, R. B., and Enke, C. A. (2002). Intensity-modulated radiation therapy (IMRT): the radiation oncologist's perspective. Medical Dosimetry, 27(2), 155-159.

https://www.plansee.com/en/materials/tungsten-heavy-metal.html

http://medphys365.blogspot.com.tr/2012/05/dose-volume-histogram-basics.html

http://www.sothebys.com/fr/auctions/ecatalogue/lot.112.html/2012/books-manuscripts-n08864

http://www.meded.virginia.edu/.../wcd/hodgclinic.cfm

7. SİMGELER ve KISALTMALAR

2B: 2 boyutlu
3B: 3 boyutlu
3B-KRT: 3 boyutlu konformal radyoterapi
B-VMAT: butterfly hacimsel ayarlı radyoterapi
BT: Bilgisayarlı tomografi
CI: Konformalite indeksi
CTV: Klinik hedef volüm
ÇYK: Çok yapraklı kolimatör
$D_{\%2}$: %2'lik hacmin aldığı doz
$D_{\%50}$: %50'lik hacmin aldığı doz
$D_{\%98}$: %98'lik hacmin aldığı doz
D_{maks}: Maksimum doz
D_{medyan}: Orta değer dozu
D_{ort}: Ortalama doz
DVH: Doz volüm histogramı
EORTC/ GELA:
GTV: Gros tümör hacmi
Gy: Gray
HI: Homojenite indeksi
HL: Hodgkin Lenfoma
HT: Helikal (sarmal) tomoterapi
ICRU:
IFRT: Tutulmuş alan radyoterapisi
INRT: Tutulu lenf nodu radyoterapisi
MC: Monte Carlo
MeV: Milyon elektron volt
MF: Modülasyon faktörü
MU: Monitör unit
MV: Milyon volt
OAR: Riskli organ
PF: Basamak faktörü
PTV: Planlanan hedef hacim
RT: Radyoterapi
RTOG: Radyasyon Tedavisi Onkolojisi Grubu
TPS: Tedavi planlama sistemi
TV: Hedef hacmi
TV_{RI}: Referans izodozu alan hedef hacmi
$V_{\%95}$: %95'lik dozun aldığı hacim
V_{4Gy}: 4gy alan hacim
V_{5Gy}: 5gy alan hacim
V_{10Gy}: 10 Gy alan hacim
V_{15Gy}: 15 Gy alan hacim

V_{20Gy}: 20 Gy alan hacim
V_{30Gy}: 30gy alan hacim
VMAT: Volümetrik ayarlı ark radyoterapi
V_{RI}: Referans izodoz hacmi
YART: Yoğunluk ayarlı radyoterapi

8. EKLER

8.1 EK 1

Sayın Doç.Dr.Meral KURT
Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyasyon Onkoloji AD Öğretim Üyesi

Kurulumuza başvurusunu yaptığınız ve sorumlu araştırmacısı olduğunuz "Hodgkin lenfoma tanılı hastalarda farklı doz ve volüm ışınlamalarında üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT), tomoterapi ve volümetrik ayarlı ark terapi (VMAT) planlama tekniklerinin dozimetrik karşılaştırılması" başlıklı araştırmanıza ilişkin Kurulumuzun 07 Şubat 2017 tarih ve 2017-1/34 nolu kararı ekte gönderilmektedir.

Gereği için bilgilerinize sunulur.

Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU
Kurul Başkanı

EK:
-Karar (1 adet)

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

8.2 Ek 2

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Hodgkin lenfoma tanılı hastalarda farklı doz ve volüm ışınlamalarında üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT), tomoterapi ve volümetrik ayarlı ark terapi (VMAT) planlama tekniklerinin dozimetrik karşılaştırılması**

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

BAŞVURU BİLGİLERİ	SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr.Merat Kurt			
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ UNVANI/ADI/SOYADI	Sağlık Fiziğe Uzmanı Sema Tunç, Sağlık Fiziği Tezli Yük.Lis.Öğr.Pınar Erdoğan			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Retrospektif araştırma			
	ARAŞTIRMANIN YAPILIŞ AMACI	Yüksek lisans tez çalışması			
	ARAŞTIRMANIN BAŞLAMA TARİHİ/ SÜRESİ	08.02.2017 / 8 ay			
	GÖNÜLLÜ/DOSYA SAYISI	20			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

	Belge Adı	**Tarihi**	**Dili**
DEĞRENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER	GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR İÇİN BAŞVURU FORMU	17.01.2017	Türkçe

	Belge Adı		**Açıklama**
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	ARAŞTIRMA BÜTÇE FORMU	☒	Tarih: 17.01.2017
	ARAŞTIRICILAR İÇİN TAAHHÜTNAME FORMU	☒	Tarih: 17.01.2017
	PROSPEKTİF ÖZELLİKLİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMA TAAHHÜTNAMESİ	☐	
	İKU klavuzunun okunduğuna dair taahhütname	☐	
	SONUÇ ÖZET RAPORU	☐	
	DİĞER:	☒	Araştırma ilk başvuru ön yazısı (18.01.2017), AD bilgilendirme yazısı, hasta listesi, sorumlu araştırmacı özgeçmişi, araştırıcılar tarafından imzalanmış Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi, literatür

8.3 Ek 3

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Hodgkin lenfoma tanılı hastalarda farklı doz ve volüm ışınlamalarında üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT), tomoterapi ve volümetrik ayarlı ark terapi (VMAT) planlama tekniklerinin dozimetrik karşılaştırılması**

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No : 2017-1/ 34** **Tarih : 07 Şubat 2017** Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler, uzman görüşü doğrultusunda araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak tekrar değerlendirildi. 1-Araştırmanın yapılmasının uygun olduğuna, 2-Araştırmanın başlama tarihinin bildirilmesi ve araştırma tamamlandığında özet bir sonuç raporunun hazırlanarak kurulumuza iletilmesine, 3-Araştırma protokolünde ve başvuru formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınması gerektiğinin sorumlu araştırıcılara iletilmesine oybirliği ile karar verildi.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

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

ÜYELER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Prof.Dr.Elif BAŞAĞAN MOĞOL Başkan Yardımcısı	Anesteziyoloji	U.Ü.T.F. Anesteziyoloji ve Reanimasyon AD.	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Prof.Dr.Mehmet CANSEV Üye	Farmakoloji	U.Ü.T.F. Tıbbi Farmakoloji AD.	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç.Dr.Alpaslan TÜRKKAN Üye	Halk Sağlığı	U.Ü.T.F. Halk Sağlığı AD.	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç.Dr.Pınar VURAL Üye	Psikiyatri	U.Ü.T.F. Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	Görevli
Doç.Dr.Hilal ÖZKAN Üye	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç.Dr.Hasan ARI Üye	Kardiyoloji	Bursa Yüksek İhtisas EAH Kardiyoloji Kliniği	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	Başka bir toplantıda
Yrd.Doç.Dr.Tuna GÜLTEN Üye	Tıbbi Genetik	U.Ü.T.F. Tıbbi Genetik AD.	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd.Doç.Dr.Çiğdem Mine YILMAZ Üye	Hukuk	U.Ü.Hukuk Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd.Doç.Dr.Engin SAĞDİLEK Üye	Biyofizik	U.Ü.T.F. Biyofizik AD.	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd.Doç.Dr.Sezer ERER KAFA Üye	Tıp Tarihi ve Etik	U.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik AD.	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Uz.Dr.Kağan HUYSAL Üye	Biyokimya	Bursa Yüksek İhtisas EAH Biyokimya	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Oğuzhan KUM Üye	Sağlık mesleği mensubu olmayan üye	Serbest Meslek	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	

*Toplantıda Bulunma

9. TEŞEKKÜR

Tezim ve öğrenciliğim sırasında bana her zaman yardımcı olan, bilgi ve deneyimini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Doç.Dr. Meral KURT başta olmak üzere, yüksek lisans eğitimim boyunca desteğini hissettiğim saygı değer hocalarım Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ'a, Doç. Dr Candan DEMİRÖZ ABAKAY'a ve Doç.Dr. Süreyya SARIHAN'a,

Tez çalışmalarımı yönlendiren ve destek veren değerli hocam Uzm. Fiz. Sema Gözcü TUNÇ'a,

Öğrenciliğimin her döneminde desteğini hissettiğim Uzm. Fiz. Ali ALTAY'a, Uzm. Fiz. Arda KAHRAMAN'a, ve Uzm. Fiz. Zenciye KIRAY'a

Tüm Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı teknikerlerine ve diğer tüm çalışanlarına,

Tezimin hazırlanması aşamasında manevi desteklerini ve bilgilerini benden esirgemeyen arkadaşlarım Gözde TOPGÜL, Merve CİNOĞLU, Uzm. Fiz. Ümmügül HASANOĞLU, İ.Hakkı KALYONCU ve Mustafa Özer'e,

Tezimin hazırlanması aşamasında ve öğrenciliğim döneminde yanımda olan dönem arkadaşlarım, Burcu İBİCİOĞLU, Oğuz AYDIN ve Habibe ALTAŞ'a

Üniversite hayatımın başlangıcından bu yana iyi kötü her günümde yanımda olan, beni eleştirip bana yol gösteren arkadaşlarım Aslı YALTIRAKLI, Damla POYRAZ, Semih DÖNMEZ, Sefa YURDAKUL ve Ahmet KARAASLAN'a ,

Hayatımın iyi, kötü her anında yanımda olan, aldığım her kararda bana destek verip beni cesaretlendiren hayat arkadaşım Onur ÇONA'ya,

Son olarak, varlığının her anında beni seven, bana destek veren anneme, beni bu günlere getiren, aldığım kararlarda desteklerini benden esirgemeyen babama, ablama, babaanneme ve dedeme teşekkür ederim.

10. ÖZGEÇMİŞ

Pınar Erdoğan 9 Mart 1989 yılında, Balıkesir'de doğmuştur. İlk, orta ve lise eğitimini Balıkesir'de tamamlamıştır. 2008 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünü kazanmış ve 2012 yılında mezun olmuştur. 2013 yılında dil eğitimi için 1 sene boyunca yurt dışında yaşamıştır. 2015 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği) yüksek lisans programına başlamıştır. Başladığı günden beri Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında gönüllü olarak çalışmaktadır.