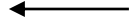


Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**AKCİĞER KANSERİ TEDAVİSİNDE STEREOTAKTİK
VÜCUT RADYOTERAPİ TEKNİKLERİNİN DOZ
OPTİMİZASYONUNUN ARAŞTIRILMASI**

AYLİN FRANKO

**DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ MURAT OKUTAN**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2018

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



BEYAN

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

Aylin Franko



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübesiyle beni destekleyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Dr. Öğr. Üyesi Murat Okutan'a

Yüksek lisans eğitimimin ders aşamasında kendilerinden çok şey öğrendiğim İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü öğretim üyeleri, değerli hocalarım Prof. Dr. Hatice Bilge Becerir ve Dr. Nazmiye Dönmez Kesen'e

Tez çalışmamda yardımlarını benden esirgemeyen, Doç. Dr. Nergiz Dağoğlu ve hastaların konturlanmasında yardımcı olan Arş. Gör. Yunus Emre Akpınar'a

Tez çalışmam boyunca yardımlarını hiçbir zaman benden esirgemeyen Araş. Gör. Canan Köksal, Araş. Gör. Uğur Akbaş, Uzm. Fiz. Leyla Süncak'a

Tez çalışmam sırasında desteklerini esirgemeyen Acıbadem Altunizade Hastanesi çalışanları Uzm. Fiz. Ali Can Yılmaz, Öğr. Gör. Dr. Tıbbi Radyofizik Uzm. Öznur Şenkesen ve Öğr. Gör. Dr. Medikal Fizik Uzmanı Evren Ozan Göksel'e

Dönem arkadaşlarım Gülçin Doğru, Burak Şengül, Özgür Boran, Şeyda Uyanık Bayram, Serdar Alay, Berat Tuğrul Uğurlu ve Gülnara Kemelbekova'ya

Her zaman beni destekleyen ve yanımda olan canım aileme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİİ
BEYAN.....	İV
İTHAF.....	V
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER	Vİİ
TABLolar LİSTESİ.....	Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	XV
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVİİ
ÖZET	XİX
ABSTRACT.....	XX
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Akciğer Anatomisi	3
2.2. Akciğer Kanseri	4
2.3. Epidemiyoloji.....	5
2.4. Etiyoloji.....	6
2.5. Patolojik Sınıflandırma	7
2.6. Evreleme	7
2.7. Akciğer Kanseri Tedavi Yaklaşımı	9
2.8. Radyoterapi Tedavi Hacimleri	11
2.9. Akciğer Kanseri Tedavisinde Radyoterapi Teknikleri	13
2.9.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)	13
2.9.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	14
2.9.3. Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi Tekniği (YAAT).....	16
2.9.4. Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT).....	16
2.9.4.1. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Stereotaktik Radyocerrahi	17
2.9.4.2. Robotik Kollu Radyocerrahi Sistemi (CyberKnife).....	18
2.9.4.3. Helikal Tabanlı Radyocerrahi Sistemi (Tomoterapi).....	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1. Araç ve Gereçler	21

3.1.1. Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	21
3.1.2. CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı	22
3.1.3. MultiPlan 4.5.3 Tedavi Planlama Sistemi.....	26
3.1.4. Varian DHX Lineer Hızlandırıcı (RapidArc)	27
3.1.5. Varian Eclipse 15.1 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	28
3.1.6. Helikal Tomoterapi Cihazı.....	29
3.1.7. Tomoterapi Accuray “Versiyon 2.1.2” Tedavi Planlama Sistemi	33
3.1.8. IBM SPSS İstatistik Programı 23. Sürümü	34
3.2. Yöntem.....	34
3.2.1. CyberKnife Planlarının Hazırlanması	36
3.2.2. YART Planlarının Hazırlanması	37
3.2.3. YAAT Planlarının Hazırlanması.....	38
3.2.4. Tomoterapi Planlarının Hazırlanması	39
3.2.5. Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi ve Kullanılan Parametreler	43
4. BULGULAR.....	44
4.1. Planlanan Hedef Hacim (PTV)	44
4.1.1. PTV’ye Ait D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları	44
4.1.2. PTV’ye Ait D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	45
4.1.3. PTV’ye Ait D_{min} (Gy) Verilerinin Sonuçları	46
4.1.4. PTV’ye Ait $CI_{\%95}$ Verilerinin Sonuçları	47
4.1.5. PTV’ye Ait $CI_{\%80}$ Verilerinin Sonuçları	48
4.1.6. PTV’ye Ait $HI_{5/95}$ Verilerinin Sonuçları	49
4.1.7. PTV’ye Ait $R_{50\%}$ (Gy/cm ³) Verilerinin Sonuçları.....	50
4.1.8. PTV’ye Ait D_{2cm} (%) Verilerinin Sonuçları.....	51
4.2. Akciğere Ait Verilerin Sonuçları	52
4.2.1. Akciğer-PTV’ye Ait Verilerinin Sonuçları.....	52
4.2.1.1. Akciğer-PTV’ye Ait V_{20Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	52
4.2.1.2. Akciğer-PTV’ye Ait V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	54
4.2.1.3. Akciğer-PTV’ye Ait D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	54
4.2.1.4. Akciğer-PTV’nin 1000cc’sinin Aldığı Doz Verilerinin Sonuçları	55
4.2.1.5. Akciğer- PTV’nin 1500cc’sinin Aldığı Doz Verilerinin Sonuçları	55
4.2.2. Tüm Akciğere Ait Verilerin Sonuçları.....	57

4.2.2.1. Tüm Akciğere Ait Ortalama Akciğer Dozu (OAD) Verilerinin Sonuçları..	57
4.2.2.2. Tüm Akciğere Ait V_{30Gy} (%) Verilerinin Sonuçları.....	57
4.2.2.3. Tüm Akciğere Ait V_{20Gy} (%) Verilerinin Sonuçları.....	58
4.2.2.4. Tüm Akciğere Ait V_{10Gy} (%) Verilerinin Sonuçları.....	58
4.2.2.5. Tüm Akciğere Ait V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	59
4.2.3. Karşı Akciğere Ait Verilerin Sonuçları	60
4.2.3.1. Karşı Akciğere Ait Ortalama Akciğer Dozu (OAD) Verilerinin Sonuçları.	60
4.2.3.2. Karşı Akciğere Ait V_{10Gy} (%) Verilerinin Sonuçları.....	61
4.2.3.3. Karşı Akciğere Ait V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	61
4.2.4. İpsilateral Akciğere Ait Verilerin Sonuçları	63
4.2.4.1. İpsilateral Akciğere Ait Ortalama Akciğer Dozu (OAD) Verilerinin Sonuçları	63
4.2.4.2. İpsilateral Akciğere Ait V_{30Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	63
4.2.4.3. İpsilateral Akciğere Ait V_{20Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	64
4.2.4.4. İpsilateral Akciğere Ait V_{10Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	64
4.2.4.5. İpsilateral Akciğere Ait V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları.....	65
4.3. Kritik Organlara Ait Verilerin Sonuçları	66
4.3.1. Kalbe Ait Verilerin Sonuçları	66
4.3.1.1. Kalpte Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları	66
4.3.1.2. Kalpte Oluşan D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	66
4.3.1.3. Kalpte Oluşan V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları	67
4.3.2. Spinal Korda Ait Verilerin Sonuçları.....	68
4.3.2.1. Spinal Kordda Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	68
4.3.2.2. Spinal Kordda Oluşan $D_{0,25cc}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları	69
4.3.2.3. Spinal Kordda Oluşan $D_{1,2cc}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	70
4.3.3. Özofagusa Ait Verilerin Sonuçları.....	71
4.3.3.1. Özofagusta Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	71
4.3.3.2. Özofagusta Oluşan D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları	71
4.3.4. Bronşlarda Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları	72
4.3.5. Trakeada Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	73
4.3.6. Aortta Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları	74
4.3.7. Sol Ön İnen Artere (Left Anterior Descending, LAD) Ait Verilerin Sonuçları	74

4.3.7.1. LAD’da Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları	74
4.3.7.2. LAD’da Oluşan D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları	75
4.3.7.3. LAD’da Oluşan $D_{\%2}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	76
4.3.7.4. LAD’da Oluşan $D_{\%5}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	76
4.4. Monitor Unit (MU) Verilerinin Sonuçları	77
5. TARTIŞMA	79
5.1. PTV'ye Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	79
5.2. Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi.....	81
5.2.1. Akciğer – PTV’ye Ait Sonuçların Değerlendirilmesi.....	81
5.2.2. Tüm Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	82
5.2.3. Karşı Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	83
5.2.4. İpsilateral Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi.....	84
5.3. Kritik Organlara Ait Sonuçların Değerlendirilmesi.....	85
5.3.1. Kalbe Ait Sonuçların Değerlendirilmesi.....	85
5.3.2. Spinal Korda Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	85
5.3.3. Özofagusa Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	86
5.3.4. Bronşlara Ait Sonuçların Değerlendirilmesi.....	87
5.3.5. Trakeaya Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	87
5.3.6. Aorta Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	87
5.3.7. LAD’a Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	87
5.4. Monitor Unit (MU) Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	88
KAYNAKLAR	91
ETİK KURUL KARARI	96
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	98
ÖZGEÇMİŞ	99

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Akciğer kanserinin histolojik tipleri ve radyolojik-klinik bulguları [16]	7
Tablo 2-2: TNM değerlendirmesi	8
Tablo 2-3: Evre gruplandırılması [17]	9
Tablo 3-1: Hastaların PTV hacmi ve tümörlerin yarıçap değerleri.	35
Tablo 3-2: Kritik organ doz limitleri (RTOG 0915).....	36
Tablo 4-1: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	44
Tablo 4-2: PTV'ye ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	44
Tablo 4-3: PTV'ye ait D_{maks} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	45
Tablo 4-4: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	45
Tablo 4-5: PTV'ye ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	45
Tablo 4-6: PTV'ye ait D_{ort} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	46
Tablo 4-7: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	46
Tablo 4-8: PTV'ye ait D_{min} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	46
Tablo 4-9: PTV'ye ait D_{min} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	47
Tablo 4-10: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	47
Tablo 4-11: PTV'ye ait CI_{95} değerlerinin istatistiksel sonuçları	47
Tablo 4-12: PTV'ye ait CI_{95} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	48
Tablo 4-13: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	48
Tablo 4-14: PTV'ye ait CI_{80} değerlerinin istatistiksel sonuçları	48
Tablo 4-15: PTV'ye ait CI_{80} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	49
Tablo 4-16: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	49
Tablo 4-17: PTV'ye ait $HI_{5/95}$ değerlerinin istatistiksel sonuçları	49
Tablo 4-18: PTV'ye ait $HI_{5/95}$ değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	50
Tablo 4-19: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	50
Tablo 4-20: PTV'ye ait $R_{50\%}$ (Gy/cm ³) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	50
Tablo 4-21: PTV'ye ait $R_{50\%}$ (Gy/cm ³) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	51
Tablo 4-22: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	51
Tablo 4-23: PTV'ye ait D_{2cm} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	51
Tablo 4-24: PTV'ye ait D_{2cm} (%) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	52
Tablo 4-25: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	52

Tablo 4-26: Akciğer-PTV'ye ait V_{20Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	53
Tablo 4-27: Akciğer-PTV'ye ait V_{20Gy} (%) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları ...	53
Tablo 4-28: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	54
Tablo 4-29: Akciğer-PTV'ye ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	54
Tablo 4-30: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	54
Tablo 4-31: Akciğer-PTV'ye ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	54
Tablo 4-32: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	55
Tablo 4-33: Akciğer-PTV'nin 1000cc'sinin aldığı doz değerlerinin istatistiksel sonuçları	55
Tablo 4-34: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	55
Tablo 4-35: Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı doz değerlerinin istatistiksel sonuçları	56
Tablo 4-36: Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı doz değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	56
Tablo 4-37: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	57
Tablo 4-38: Tüm akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	57
Tablo 4-39: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	57
Tablo 4-40: Tüm akciğere ait V_{30Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	57
Tablo 4-41: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	58
Tablo 4-42: Tüm akciğere ait V_{20Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	58
Tablo 4-43: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	58
Tablo 4-44: Tüm akciğere ait V_{10Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	59
Tablo 4-45: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	59
Tablo 4-46: Tüm akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	59
Tablo 4-47: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	60
Tablo 4-48: Karşı akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	60
Tablo 4-49: Karşı akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	60
Tablo 4-50: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	61
Tablo 4-51: Karşı akciğere ait V_{10Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	61
Tablo 4-52: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	61
Tablo 4-53: Karşı akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	62
Tablo 4-54: Karşı akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	62
Tablo 4-55: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	63

Tablo 4-56: İpsilateral akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	63
Tablo 4-57: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	63
Tablo 4-58: İpsilateral akciğere ait V_{30Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	63
Tablo 4-59: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	64
Tablo 4-60: İpsilateral akciğere ait V_{20Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	64
Tablo 4-61: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	64
Tablo 4-62: İpsilateral akciğere ait V_{10Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	65
Tablo 4-63: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	65
Tablo 4-64: İpsilateral akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	65
Tablo 4-65: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	66
Tablo 4-66: Kalbe ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	66
Tablo 4-67: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	66
Tablo 4-68: Kalbe ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	67
Tablo 4-69: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	67
Tablo 4-70: Kalbe ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları	67
Tablo 4-71: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	68
Tablo 4-72: Spinal korda ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	68
Tablo 4-73: Spinal korda ait D_{maks} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	68
Tablo 4-74: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	69
Tablo 4-75: Spinal korda ait $D_{0,25cc}$ (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	69
Tablo 4-76: Spinal korda ait $D_{0,25cc}$ (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	69
Tablo 4-77: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	70
Tablo 4-78: Spinal korda ait $D_{1,2cc}$ (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	70
Tablo 4-79: Spinal korda ait $D_{1,2cc}$ (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	70
Tablo 4-80: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	71
Tablo 4-81: Özofagusa ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	71
Tablo 4-82: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	71
Tablo 4-83: Özofagusa ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	72
Tablo 4-84: Özofagusa ait D_{ort} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	72
Tablo 4-85: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	72
Tablo 4-86: Bronşlara ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	73
Tablo 4-87: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	73
Tablo 4-88: Trakeaya ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	73

Tablo 4-89: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	74
Tablo 4-90: Aorta ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	74
Tablo 4-91: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	74
Tablo 4-92: LAD'a ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	75
Tablo 4-93: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	75
Tablo 4-94: LAD'a ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları	75
Tablo 4-95: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	76
Tablo 4-96: LAD'a ait $D_{\%2}$ (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	76
Tablo 4-97: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	76
Tablo 4-98: LAD'a ait $D_{\%5}$ (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları.....	77
Tablo 4-99: Normalizasyon sonucu p değerleri.....	77
Tablo 4-100: MU değerlerinin istatistiksel sonuçları	77
Tablo 4-101: MU değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	78

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Akciğer anatomisi	4
Şekil 2-2: Erkeklerde en sık görülen kanserlerin toplam sayısı ve yüzde dağılımları [15]	5
Şekil 2-3: Kadınlarda en sık görülen kanserlerin toplam sayısı ve yüzde dağılımları [15]	6
Şekil 2-4: Radyoterapide Hedef Hacim Tanımları	13
Şekil 2-5: Konformal ve YART tedavi tekniklerinin karşılaştırılması	15
Şekil 2-6: Tomoterapi sistemi.....	19
Şekil 3-1: Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	22
Şekil 3-2: CyberKnife Cihazı	25
Şekil 3-3: CyberKnife X-ışını görüntüleme sistemi	25
Şekil 3-4: Bir hastanın MultiPlan Tedavi planlamasında plan örneği	26
Şekil 3-5: Varian DHX Lineer Hızlandırıcı (RapidArc) cihazı	28
Şekil 3-6: Bir hastanın Varian Eclipse Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği ..	29
Şekil 3-7: Tomoterapi cihazının iç yapısı	30
Şekil 3-8: Helikal tarama	31
Şekil 3-9: Tomoterapi cihazında kullanılan eşmerkezler (1- Cihaz eşmerkezi, 2-Sanal eşmerkez)	32
Şekil 3-10: Tomoterapi cihazı.....	32
Şekil 3-11: Bir hastanın Tomoterapi Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği	34
Şekil 3-12: Bir hastanın Cyberknife Multiplan Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği	37
Şekil 3-13: Bir hastanın Varian Eclipse Tedavi planlama bilgisayarındaki YART plan örneği	38
Şekil 3-14: Bir hastanın Varian Eclipse Tedavi planlama bilgisayarındaki YAAT plan örneği	39
Şekil 3-15: Bir hastanın Tomoterapi Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği	40
Şekil 3-16: Aynı hastaya ait A) YART B) YAAT C) CK D) HT planlarının aksiyel kesitlerin görüntüsü.....	41

Şekil 3-17: Aynı hastaya ait A) YART B) YAAT C) CK D) HT planlarının DVH görüntüsü	42
--	----



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

KHDAK:	Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri
KHAK:	Küçük Hücreli Akciğer Kanseri
RT:	Radyoterapi
KT:	Kemoterapi
SBRT:	Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (Stereotactic Body Radiation Therapy)
DVH:	Doz Volüm Histogramı
CTV:	Klinik Hedef Hacmi
GTV:	Tanımlanabilir Tümör Hacmi
ITV:	İnternal Hedef Hacim
PTV:	Planlanan Hedef Hacim
TV:	Tedavi Hacmi
IV:	Işınlanan Hacim
OAR:	Riskli Organlar
PRV:	Planlanan Riskli Organ Hacimleri
IM:	Internal Margin
SM:	Set-up Margin
PET:	Pozitron Emisyon Tomografisi
ÇYK:	Çok Yapraklı Kolimatör
ICRU:	Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu
RTOG:	Radyoterapi Onkoloji Grubu (Radiation Therapy Oncology Group)
3B-KRT:	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
YART:	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
YAAT:	Volümetrik Ayarlı Ark Radyoterpi
CK:	CyberKnife
HT:	Helikal Tomoterapi
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
IGRT:	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
SSD:	Kaynak cilt mesafesi

SAD: Kaynak eksen uzaklığı
MU: Monitör Unit
MV: Megavolt
CI: Konformite İndeks
HI: Homojenite İndeks
TPS: Tedavi Planlama Sistemi
CBCT: Cone Beam Computed Tomografi
DRR: Digitally reconstructed radiographs
P: Pitch değeri
MF: Modülasyon Faktörü
AAA: Analitic Anisotropic Algorithm
CW: Clockwise (saat yönünde)
CCW: Counterclockwise (saat yönünün tersi)
BED: Biyolojik Etki Dozu
 D_{max} : Hedef Hacimdeki Maksimum Doz
 D_{min} : Hedef Hacimdeki Minimum Doz
 D_{ort} : Hedef Hacimdeki Ortalama Doz
Gy: Gray
cm: Santimetre
cc: Kübik Santimetre
OAD: Ortalama Akciğer Dozu

ÖZET

Franko, A. (2018). Akciğer Kanseri Tedavisinde Stereotaktik Vücut Radyoterapi Tekniklerinin Doz Optimizasyonunun Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Bu çalışmada akciğer kanseri tedavisinde stereotaktik vücut radyoterapi (SBRT) tekniklerinin doz optimizasyonu karşılaştırılmıştır. 15 hastanın tedavi planları Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART), Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (YAAT), Helikal Tomoterpi (HT) ve CyberKnife Radyocerrahi (CK) teknikleri ile oluşturulmuştur. Yapılan bütün tedavi planlarında hedef hacme fraksiyon başına 18 Gy doz ile toplam 54 Gy verildi. Her teknik için yapılan planlarda planlanan hedef hacmin (PTV) %95'inin en az reçetelendirilen dozu yani 54 Gy alacak şekilde normalize edildi. İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Onkoloji Enstitüsü'nde daha önce SBRT ile tedavi edilen akciğer kanserli 15 hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılarak 4 farklı tedavi teknikleri ile planlar yapıldı.

Yapılan planlarda konformite indeks (CI), homojenite indeks (HI), monitor unit (MU) değerleri ve kritik organların aldığı dozlar değerlendirildi. Ortalama CI_{%95} değerleri, YART, YAAT, HT ve CK için sırasıyla 1,89(±0,36), 1,39(±0,08), 1,51(±0,18) ve 1,43(±0,11) olarak bulunmuştur. En iyi üniform doz dağılımını sağlayan teknik YAAT tekniği olduğu tespit edilmiştir. Ortalama HI_{5/95} değerleri YART, YAAT, HT ve CK için sırasıyla 1,05(±0,03), 1,06(±0,03), 1,10(±0,02) ve 1,16(±0,05) olarak bulunmuştur. En iyi homojen doz dağılımını sağlayan teknik YART tekniği olduğu tespit edilmiştir. Doz düşüşünün parametresi olan PTV'nin 2 cm uzağındaki maksimum yüzde doz değerleri, D_{2cm} YART, YAAT, HT ve CK için sırasıyla %85(±9,05), %66,6(±9,5), %57,9(±6,5) ve %55(±8) olarak bulunmuştur. MU değerinin en düşük olduğu teknik YART tekniği olduğu bulunmuştur, bu da YART tekniğinin daha kısa tedavi süresi sağladığını belirtmektedir.

Bütün teknikler değerlendirildiğinde, PTV'ye ve kritik organlara ait bütün parametrelerin ortalama değerleri bütün teknikler için istenilen kriterlere uymaktadır.

Anahtar Kelimeler: SBRT, akciğer kanseri, lineer hızlandırıcı, HT, CK

ABSTRACT

Franko, A. (2018). Investigation of Dose Optimization of Stereotactic Body Radiotherapy Techniques in Lung Cancer Treatment. İstanbul University, Institute of Health Science, Medical Physics. Master's Thesis. İstanbul.

In this study, the dose optimization of stereotactic body radiotherapy (SBRT) techniques were compared in the treatment of lung cancer. Treatment plans of 15 patients prepared using Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT), Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT), Helical Tomotherapy (HT) and CyberKnife Radiosurgery (CK) techniques. For all treatment plans, 18 Gy dose per fraction with a total of three fractions, 54 Gy was given to the target volume. For each technique, the planned target volume (PTV) was normalized to 95% with a minimum prescribed dose of 54 Gy. The treatment plans of four different treatment techniques were prepared using computerized tomography (CT) images of 15 patients with lung cancer treated with radiotherapy before at İstanbul University, Institute of Health Science.

Conformity index (CI), homogeneity index (HI), monitor unit (MU) values and doses of critical organs were evaluated. Mean $CI_{95\%}$ values were found $1.89(\pm 0.36)$, $1.39(\pm 0.08)$, $1.51(\pm 0.18)$ and $1.43(\pm 0.11)$ for IMRT, VMAT, HT and CK, respectively. It has been determined the VMAT technique provides the best uniform dose distribution. The mean $HI_{5/95}$ values were found $1.05(\pm 0.03)$, $1.06(\pm 0.03)$, $1.10(\pm 0.02)$ and $1.16(\pm 0.05)$ for IMRT, VMAT, HT and CK respectively. It has been determined that the IMRT technique provides the best homogeneous dose distribution. The maximum percent dose values at 2 cm above the PTV, D_{2cm} , which is the parameter of the dose reduction, were found $85\%(\pm 9.05)$, $66.6\%(\pm 9.5)$, $57.9\%(\pm 6.5)$ and $55\%(\pm 8)$ for IMRT, VMAT, HT and CK respectively. It was found that the IMRT technique had the lowest value of MU, which means IMRT technique provides shorter treatment time.

When all the techniques were evaluated, the mean values of all parameters of PTV and critical organs met the desired criteria for all techniques.

Key Words: SBRT, lung cancer, lineer accelerator, HT, CK

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapinin temel amacı tümörün çevresindeki sağlam dokuların doz toleransının altında tutarken hedef tümör hacmine maksimum radyasyonu vermektir. Günümüzde akciğer kanseri en yaygın olarak görülen kanser türüdür. Akciğer kanserlerinin tedavisinde cerrahi, radyoterapi ve kemoterapi yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler akciğer kanserinin evresine göre değişmektedir [1].

Radyoterapi akciğer kanserleri tedavisinde çok önemli rol oynamaktadır. Radyoterapide akciğer tümörleri için kritik organlar spinal kord, özofagus, kalp, bronşlar, trakea, aort ve sağlam akciğerdir. Akciğer kanserinin tedavisinde kemoterapi (KT), cerrahi, radyoterapi (RT) ve destek tedaviler tek veya kombine olarak uygulanmaktadır. Tedavinin başarısını kanserin evresi, hastanın performans durumu, yaş, kilo kaybı gibi prognostik faktörler etkilemektedir. Ameliyat edilemeyen akciğer kanserli hastalara uygulanan tedavinin önemli bölümünü radyoterapi oluşturur [2]. Akciğer kanserinde radyoterapi üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), yoğunluk ayarlı ark tedavi (YAAT) ve stereotaktik vücut radyoterapi (SBRT) teknikleriyle yapılabilir. Ameliyat edilemeyen ya da cerrahi müdahale istemeyen erken evre akciğer kanserleri hastalar için de “SBRT” tercih edilmektedir. Stereotaktik vücut radyoterapi tedavi volümlerini azaltmak, sağlam dokulara verilen dozları minimize etmek ve fraksiyon başına daha yüksek tümör dozlarının verilmesiyle hipofraksiyasyonu kolaylaştırılmak amacıyla ortaya çıkmıştır ve böylece SBRT tekniği tümörün lokal kontrol oranını yükseltmektedir [3,4]. Günümüzde, SBRT lineer hızlandırıcı tabanlı, robotic kollu ve tomoterapi cihazlarıyla yapılabilmektedir. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ile tedavilerde, tümöre yeterli doz ve normal dokuya minimum olası doz açısından hedef hacme olabildiğince yakın olan doz dağılımlarını kullanır. Konformal doz dağılımı kavramı da, tümör kontrol olasılığını maksimize etmek ve normal doku komplikasyon olasılığını en aza indirmek gibi klinik hedefleri kapsamasıdır. Konformal ışınlamada çoklu alanlar kullanılır [5]. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), normal dokulara istenmeyen radyasyon dozunu en aza indirgeyen, hedef tümör volümüne verilen dozu maksimize etmek için farklı yoğunluklara sahip çoklu alanlar kullanarak üç boyutlu konformal tedavinin gelişmiş bir yöntemidir. YART, radyasyonun daha hassas bir şekilde tümöre

iletilmesini sağlar ve tümörün çevresindeki sağlam dokuları optimum şekilde korur [6,7,8]. Yoğunluk ayarlı ark tedavisi (YAAT), konvansiyonel radyoterapi tekniklerine kıyasla geliştirilmiş hedef hacim kapsamı ve normal dokuların korunmasıyla başarılı konformal doz dağılımları elde edebilen yeni bir radyasyon tekniğidir. YAAT, değişken gantry hızı, çok yapraklı kolimatör (ÇYK) pozisyonu ve doz oranı ile birlikte 360 dereceye kadar tek bir gantry dönüşünde radyasyon iletimine izin veren radyoterapi tekniğidir [7]. CyberKnife çerçevesiz görüntü eşliğinde robotik radyocerrahi sistemidir. Bu cihazda 6 MV'li lineer hızlandırıcı 6 eklemli robotik kol üzerine monte edilmiştir. Bu robotik kol sayesinde lineer hızlandırıcı hasta etrafında rahatça konum değiştirebilmektedir [9,10]. Helikal tomoterapide, fan şeklindeki ışın dönerken hasta masası durmadan gantryye doğru hareket eder. Lineer hızlandırıcı sistemi, halka şeklinde durmadan dönmektedir ve bir bilgisayarlı tomografi (BT) üzerine monte edilmiştir. Bu sistem de 6 MV foton enerjisine sahiptir [6].

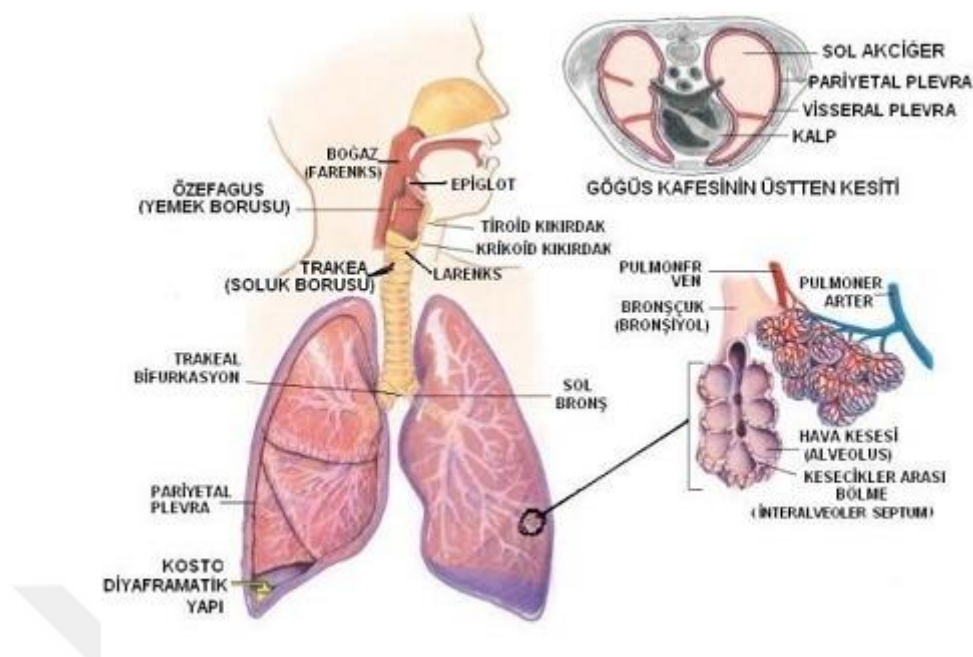
Bu tez çalışmasında amacımız, kliniğimizde önceden SBRT ile tedavi edilmiş 15 akciğer kanseri hastasının stereotaktik vücut radyoterapi yöntemleri ile fraksiyon başına 18 Gy doz verilerek toplamda 3 fraksiyon ile 54 Gy'e reçetelendirilmiş planlar hazırlamak ve bu planların hedef hacim ve kritik organ dozları açısından karşılaştırmasını yapmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Akciğer Anatomisi

Alt solunum sistemi, trakea, bronşlar, akciğerler ve plevradan oluşmaktadır. Koni şeklindeki akciğerler göğüs boşluğunda bulunmaktadır. Şekil 2-1’de de görüldüğü gibi sağ ve sol akciğerler kalp ve mediastinum ile ortadan ayrılmaktadır ve diyafram ve göğüs kafesi tarafından çevrelenmektedir. İki akciğer arasında kalp, özofagus, trakea, timüs, büyük damarlar ve bronşların bulunduğu mediastinum bölgesi bulunmaktadır. Her iki koni şeklindeki akciğer, plevrayla başka bir deyişle akciğer zarıyla çevrelenmektedir ve mediastinuma bronşiyal ve vasküler bağlantılarla bağlanmaktadır. Anterior, lateral ve posterior akciğer yüzeyleri kaburgalarla yakın temas halinde bulunur ve devamlı olarak kıvrılan kostal yüzeyi oluşturur. Akciğerin geniş olan kısmına akciğer tabanı (basic pulmonis), uç kısmına ise akciğer tepesi (apex pulmonis) adı verilir. Her bir akciğerin mediastinal yüzeyinde bir girinti olan hilum, pulmoner ve sistemik kan damarları, bronşlar, lenfatik damarlar ve sinirlerin akciğerlere girip çıkmaktadır. Her ana bronş hiluma girer ve neredeyse hemen dallanmaya başlar. İki akciğer, şekil ve boyutta biraz farklılık göstermektedir, çünkü kalbin apeksi, median düzlemin hafifçe solundadır.

Akciğerlerin büyüklüğü, göğüs kafesinin büyüklüğüne bağlıdır. Sağ akciğer, sol akciğerden daha büyüktür ve fissürlerle üst, orta ve alt loblar olarak adlandırılan üç parçaya bölünür. Sol akciğer benzer şekilde bölünür ve iki bölümden, bir üst ve bir alt lobdan oluşur. Sağ akciğer yaklaşık 625 gr. sol akciğer ise 567 gr. ağırlığındadır. Bronşiyal ağacın bir lobar bronşu her lobu tedarik etmektedir. Lob ayrıca kan ve lenf damarlarına da bağlanır ve bağ dokuları tarafından çevrelenmektedir. Bağ dokusu ayrıca lobları lobüllere ayırır, bunların her biri alveoler kanallar, alveolar keseler, alveoller, sinirler ve ilişkili kan ve lenfatik damarlar ile birlikte terminal bronşiyoller içermektedir [11].



Şekil 2-1: Akciğer anatomisi

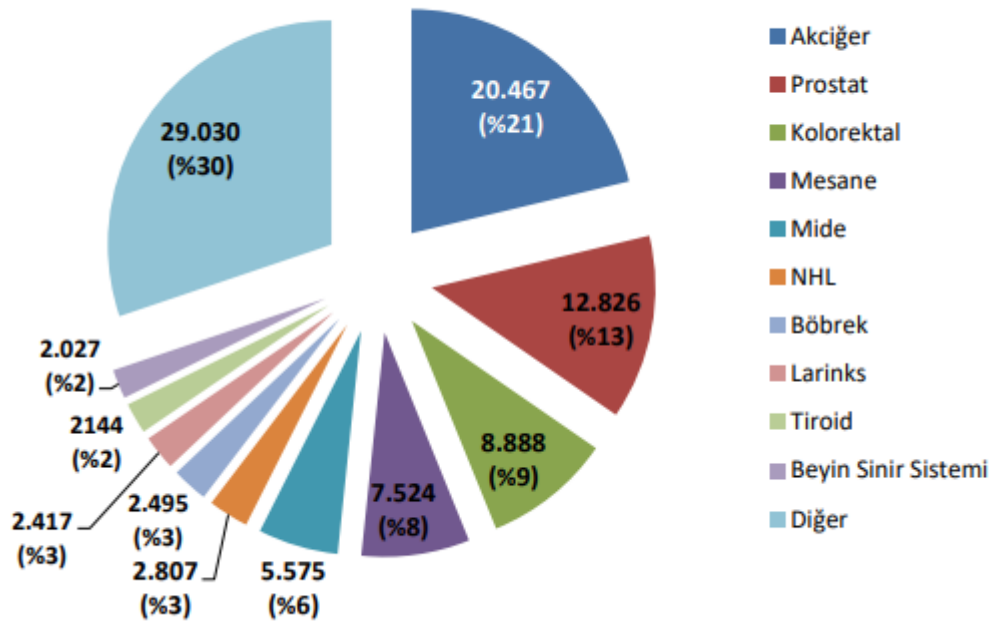
2.2. Akciğer Kanseri

Günümüzde en sık görülen ve ölüme neden olan kanser türü akciğer kanseridir. Akciğer kanseri, insidansı ve mortalitesi en yüksek kanser olma özelliğine sahiptir. Akciğer kanseri, kadınlarda meme kanserinden sonra erkeklerde ise prostat kanserinden sonra en çok rastlanan kanser türüdür. Akciğer kanseri, tedavi ve prognoz bakımından küçük hücreli (KHAK) ve küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) olarak ikiye ayrılır. Küçük hücreli akciğer kanseri primer olarak kemoterapi ve/veya radyoterapi ile tedavi edilirken, küçük hücreli dışı akciğer kanserinin öne çıkan tedavi yöntemi cerrahidir. Küçük hücreli dışı akciğer kanseri için birçok sayıda prognostik faktör bulunmaktadır. Tümör evresi ve histolojisi, cinsiyet, yaş, performans durumu, ek hastalık varlığı, tedavi yöntemi prognozu etkileyen faktörler arasında bulunmaktadır. Her geçen gün artan akciğer kanserinin insidansı erkeklerde 75.87/100 000 iken kadınlarda ise 9.58/100 000. 75 yaşından sonra akciğer kanserinin insidans hızı tepe noktasına ulaşmaktadır. 2010 senesindeki verilere göre tüm dünyada 1,5 milyon kişi akciğer kanserinden ölmüştür. Bu da kanser ölümlerinin %19'unun sebebi akciğer kanseri olduğunu göstermektedir. Ülkemizde ise akciğer kanserinin %90'ı erkeklerde görülmektedir ve etiyolojide %90 sigaranın etkisi olduğu gözlenmiştir. Sigara tüketimi ile mortalite doğru orantılı olarak değişmektedir. Sigara tüketiminde artış görülen

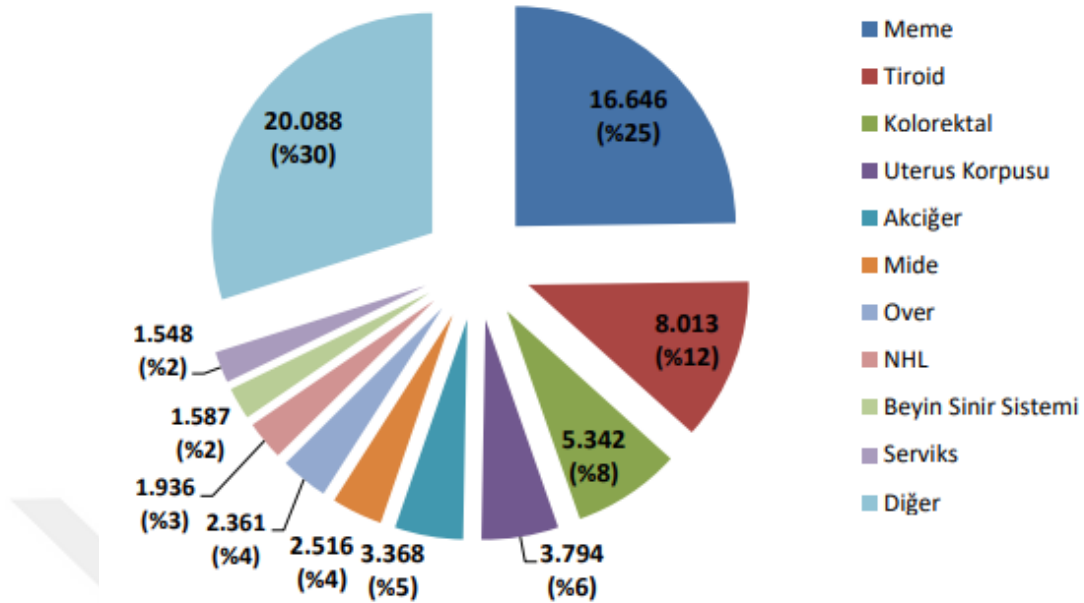
ülkelerde mortalite oranları da artmaktadır. Akciğer kanseri tanısı konulmuş hastaların yaklaşık %15'i tanı konulduktan sonra beş yıl ve daha fazla yaşayabilmektedir [1].

2.3. Epidemiyoloji

1950'li yıllardan sonra akciğer kanserinin görülme sıklığı önemli derecede artmıştır [12]. Amerikan Kanser Topluluğu'nun 2018 yılında yayınladığı araştırmada 2005'ten 2014'e kadar, akciğer kanseri insidansı oranları erkeklerde yılda %2,5 ve kadınlarda %1,2 azaldığı rapor edilmiştir. Bu araştırmaya göre, akciğer kanseri tanısı konulan yeni vaka sayısı 234,030 ve ölen hasta sayısı 154,050 olarak belirlenmiştir [13]. Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı'nın 2012 yılında yayınladığı araştırmaya göre tüm dünyada yaklaşık 1.824.700 yeni akciğer kanser vakası tespit edilmiştir ve bu tüm dünyada tespit edilen kanserlerin %12,9'unu kapsamaktadır [14]. Ülkemizde ise akciğer ve prostat kanseri erkeklerde, meme kanseri de kadınlarda en çok rastlanan kanser türleridir (Şekil 2-2). Şekil 2-3'de görüldüğü gibi kadınlarda akciğer kanseri beşinci sırada yer almaktadır [15].



Şekil 2-2: Erkeklerde en sık görülen kanserlerin toplam sayısı ve yüzde dağılımları [15]



Şekil 2-3: Kadınlarda en sık görülen kanserlerin toplam sayısı ve yüzde dağılımları [15]

2.4. Etiyoloji

Akciğer kanserinin etiyolojisinde birçok risk faktörü yer almaktadır. Sigara, tüberküloz, asbest, radon, radyasyon, çevresel faktörler, yaş, cinsiyet, ırk, genetik faktörler ve diyet akciğer kanserinin etiyolojik faktörleri arasında yer almaktadır. Sigara kullanımı akciğer kanserinin etiyolojisindeki en önemli faktördür. Sigara kullanan kişilerin akciğer kanserine yakalanma riski kullanmayan kişilerden 30 kat daha fazladır. Bir diğer risk faktörü de asbesttir. Asbest, magnezyum silikatın çeşitli lifli mineral yapılarından herhangi biridir ve küçük lifler akciğerlere yerleştiğinde kansere neden olabilmektedir. Radyoaktif bir gaz olan radon da akciğer kanserinin risk faktörlerinden biridir. Uranyumun bozunma ürünü olan radon kimyasal soy gazdır. Radon toprakta doğal olarak bulunmaktadır ve o toprakların üzerindeki iyi havalandırılmamış binalardan ortama sızarak solunum yoluyla kansere neden olabilmektedir. Ayrıca, akciğer kanseri radyasyona maruz kalan kişilerde daha çok görülmektedir [2].

2.5. Patolojik Sınıflandırma

Akciğer kanseri, histolojik açıdan temelde küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) ve küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Küçük hücreli dışı akciğer kanserleri ise skuamoz hücreli karsinom, adenokarsinom ve büyük hücreli karsinom olarak üç gruba ayrılmaktadır (Tablo 2-1) [16].

Tablo 2-1: Akciğer kanserinin histolojik tipleri ve radyolojik-klinik bulguları [16]

Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri
Adenokarsinom
En sık görülen tür
Genellikle sigara içmeyen kadın hastalarda görülür
Sıklıkla periferik yerleşimli
Radyolojik olarak hava bronkogramları şeklinde prezente olabilir
Skuamoz Hücreli Kanser
İkinci en sık rastlanılan tür
Sigara ile yakın ilişkili
Sıklıkla santral yerleşimli
Kaviteleşme gösterebilir
Büyük Hücreli Kanser
En nadir görülen tür
Sıklıkla periferik yerleşimli
Küçük Hücreli Akciğer Kanseri
Sigara ile yakın ilişkili
Sıklıkla santral yerleşimli
Mediastinal lenfadenopati birlikteliği sıktır
En kötü prognozlu tür

2.6. Evreleme

Akciğer tümörünün evrelemesinde primer tümörün yaygınlığının, bölgesel lenf nodunun metastatik tutulumunun ve toraks içi veya uzak metastazın varlığının belirlenmesi için uluslararası tümör-nod-metastaz (TNM) evreleme sistemi kullanılmaktadır (Tablo 2-2). Bu evreleme sisteminin amacı; prognoz, hastalığın evresinin, tedavi planlamasının ve en iyi tedavi seçeneğinin belirlenmesidir [16]. Evrelerin gruplandırılması da Tablo 2-3'te gösterilmiştir.

Tablo 2-2: TNM değerlendirmesi

Primer Tümör (T)	
Tx	Primer tümörün belirlenememesi veya balgam ya da bronş lavajındaki malign hücreler ile tümör saptanırken, görüntüleme teknikleri ya da bronkoskopi ile tümörün gösterilememesi
T0	Primer tümör belirtisi yok
Tis	Karsinoma in situ
T1	En geniş çapı ≤ 3 cm, akciğer veya viseral plevra ile çevrili, bronkoskopik olarak lob bronşundan daha proksimale invazyon göstermeyen tümör T1a: < 2 cm T1b: 2-3 cm
T2	Tümörün aşağıdaki özelliklerinden en az birine sahip olması. 3-7 cm T2a: 3-5 cm T2b: 5-7 cm Ana bronş tutulmuş, ancak ana karinaya uzaklık ≥ 2 cm Viseral plevra invazyonu Hiler bölgeye ulaşan ancak tüm akciğeri kapsamayan atelektazi ya da obstrüktif pnömoni
T3	Tümör > 7 cm veya tümörün herhangi bir büyüklükte olup aşağıdaki durumlardan birine sahip olması: Göğüs duvarı (Süperior sulkus tümörleri dahil), diafram, medyastinal plevra, paryetal perikard gibi yapılardan herhangi birine doğrudan invazyon göstermesi; Karinaya 2 cm' den daha yakın ancak ana karinayı tutmayan tümörler Bütün bir akciğeri kapsayan atelektazi veya obstrüktif pnömoni ile birlikte olan tümör; Tümörle aynı lobda ayrı tümöral nodül veya nodüllerin olması
T4	Tümörün herhangi bir büyüklükte olup medyasten, kalp, büyük damarlar, trakea, özefagus, vertebral kolon, karina gibi yapılardan herhangi birini invaze etmesi veya tümörle aynı tarafta ancak farklı lobdaki tümöral nodüllerin var olması
Bölgesel Lenf Nodları (N)	
Nx	Bölgesel lenf nodlarının değerlendirilememesi
N0	Bölgesel lenf nodu metastazı yok
N1	Aynı taraf peribronşiyal ve/veya aynı taraf hiler lenf bezlerine metastaz ve primer tümörün doğrudan yayılması ile intrapulmoner lenf bezlerinin tutulması
N2	Aynı taraf medyastinal ve/veya subkarinal lenf bezlerine metastaz
N3	Karşı taraf medyastinal, hiler, aynı veya karşı taraf supraklavikuler veya skalen lenf bezi metastazı
Uzak metastaz (M)	
Mx	Metastaz varlığının değerlendirilememesi
M0	Metastaz yok
M1	Metastaz var
M1a	Malign plevral veya perikardiyal sıvı veya nodul ile birlikte olan tümör veya karşı akciğerde tümöral nodüllerin olması
M1b	Toraks dışı (akciğer, plevra, perikard) veya uzak organ metastaz varlığı

Tablo 2-3: Evre gruplandırılması [17]

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

2.7. Akciğer Kanserinde Tedavi Yaklaşımı

Akciğer kanserinin tedavisinde kemoterapi (KT), cerrahi, radyoterapi (RT) ve destek tedaviler tek veya kombine olarak uygulanmaktadır. Tedavinin başarısını kanserin evresi, hastanın performans durumu, yaş, kilo kaybı gibi prognostik faktörler etkilemektedir. Akciğer kanserleri tedavilerinde 5 yıllık sağkalım tüm evreler birlikte değerlendirildiğinde %15 oranındadır.

Hangi tedavi yolunun seçileceği ise histolojik olarak küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) ve küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) gruplandırmasına göre belirlenir. Histopatolojik tiplere ve evrelere göre tedavi seçeneği değişebilse de, üç ana tedavi (cerrahi, RT ve/veya KT) şekli halen geçerliliğini korumaktadır.

Akciğer kanserli hastaların çok az bir kısmı tanıdan sonra ameliyat edilebilmekte iken çoğu (%20-25) ameliyat edilemez durumdadır. Cerrahi tedavi, erken dönem akciğer kanserlerinde ve ameliyat edilebilir hastalarda ana tedavi yöntemidir. Palyatif ve tanısal amaçlı da cerrahi tedavi uygulanabilir. Ayrıca tümör yükünü düşürerek kemoterapi ve radyoterapinin etkinliği artırılabilir.

Akciğer kanserlerinde kemoterapi yöntemi adjuvant (primer tedaviden sonra) ya da neoadjuvant (primer tedaviden önce) uygulanabilir. Medikal tedavide yanıt oranları düşük olup, yaşam süresinde çok etkili değildir. Küçük hücreli akciğer kanserlerinde medikal tedavi önerilirken, küçük hücreli olmayan ileri evrelerdeki hastalarda da uygulanabilmektedir. Kemoterapiler sisplatinle kombine ilaç tedavileri ile uygulanmaktadır. Kemoterapinin etkisi radyoterapi ile birleştirilerek artırılmaktadır [2].

Ameliyat edilemeyen küçük hücreli dışı akciğer kanserli hastalar arasında uzak metastazı bulunmayanlara, uygulanan tedavinin önemli bölümünü radyoterapi oluşturur. Küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK), tüm akciğer kanserli hastaların %75-80'ini kapsamaktadır. KHDAK hastalarının yaklaşık %15-20'si lokalize ve erken evredir. Genellikle bu hastalarda cerrahi tedavi uygulandığında 5 yıllık sağkalım oranları %60-70 civarı bir başarı elde edilir. Her KHDAK hasta cerrahi için uygun değildir (kalp-damar fonksiyon bozuklukları, düşük akciğer kapasitesi, diyabets mellitus, vs). Bu tür erken evre hastalar için konvansiyonel radyoterapi sonuçları yeterince iyi değildir. Bunun nedeni doz artırımı için imkanlar sınırlıdır. Konvansiyonel radyoterapide, tümör kontrol olasılığı %51 iken, 5 yıllık sağ kalımı %15'dir. Erken evre KHDAK hastalar için stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) alternatif bir tedavi yöntemidir [18].

Akciğer dahil ekstrasaniyal bölgelere başarılı bir şekilde SBRT uygulaması ilk kez Blomgren ve ekip arkadaşları tarafından 1995 yılında uygulandığı raporlanmıştır [19]. Bu SBRT uygulaması hem hassas doz hedeflemeyi hem de kesin doz şekillendirmesini gerektirir ve tek veya az sayıda fraksiyonda hedefe yüksek oranda doz verilerek tümörün etrafındaki kritik organların korunmasına olanak vermektedir. Akciğer kanseri kanserinde SBRT uygulandığında genellikle 3 ile 6 arasında fraksiyonda toplam 48-60 Gy verilmektedir.

Hastaya verilen toplam doz, konvansiyonel radyoterapiyle eşit olarak görülse de, SBRT'nin fraksiyon başına yüksek dozu (örneğin, 2 Gy yerine fraksiyon başına 20 Gy) biyolojik olarak daha güçlüdür. Dolayısıyla, biyolojik etkili doz (BED), SBRT'de geleneksel radyoterapiye göre daha fazladır (BED> 100 Gy'ye karşı 60 Gy)

Akciğer kanseri tedavisinde, SBRT uygulamaları için akciğerde tümör hareketi sorun yaratmaktadır. Bu solunum hareketinden kaynaklanan sorunu önlemek adına bazı yöntemler kullanılmaktadır.

- Tümör hareketini hesaba katmak için hastaya özgü tümöre marjlar verilmesi

- Nefesin tutulması
- Abdominal kompresyon
- Solunum yolu takibi
- Gerçek zamanlı tümörün takip edilmesi

Nefes tutma ve abdominal kompresyon tümör hareketini azaltmayı amaçlanmaktadır. Solunum yolu takibi sırasında radyasyona maruz kalma, solunum döngüsünün bir kısmı ile sınırlı olmaktadır. Gerçek zamanlı tümör takibi sırasında ise radyasyon ışını tümörün hareketini takip eder ve tümörü solunum döngüsü boyunca ışınlar [18]. SBRT, erken evre akciğer kanseri için etkili bir tedavi olduğunu birçok çalışmalarda rapor edilmiştir [20].

2.8. Radyoterapi Tedavi Hacimleri

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) yayınladığı ICRU50, ICRU62 ve ICRU83 raporlarından faydalanarak tedavi hacimleri uygun bir şekilde belirlenir. Hacimler, raporlara göre aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır (Şekil 2-4).

- GTV: Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)
- CTV: Klinik Hedef Hacmi (Clinical Target Volume)
- ITV: Internal Hedef Hacmi (Internal Target Volume)
- PTV: Planlanan Hedef Hacmi (Planning Target Volume)
- TV: Tedavi Hacmi (Treated Volume)
- IV: Işınlanan Hacim (Irradiated Volume)
- OAR: Riskli Organlar (Organs at Risk)
- PRV: Planlanan Riskli Organ Hacimleri (Planning Organs at Risk Volume)
- RVR: Kalan Riskli Hacim (Remaining Volume at Risk – ICRU 83)

Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Target Volume, GTV): GTV, tümörün görülebilen veya dokunabilir hacmidir. GTV, BT, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi görüntüleme yöntemleri, patoloji sonucu ve klinik kontroller ile teşhis edilir.

Klinik Hedef Hacmi (Clinical Target Volume, CTV): CTV, GTV'yi ve GTV'nin çevresindeki subklinik malign hastalığı içeren doku hacmidir. CTV belirlenirken GTV'ye sabit ya da değişken marjlar verilir. Bu hacim yeterli şekilde tedavi edilmelidir.

$$CTV = GTV + \text{marj}$$

Planlanan Hedef Hacmi (Planning Target Volume, PTV): CTV için plan yapıldığında, engellenemeyen iç organ hareketleri (internal margins, IM) ve günlük hasta ve ışının pozisyonunu (Set-up margins, SM) dikkate alınmamaktadır. IM, solunum, kalp atışı, yutkunma, mesane-rektum doluluğu ve bağırsak hareketleri gibi fizyolojik hareketlerdir. SM ise hasta pozisyon değişikliğini, cihazların mekanik farklılıklarını (masa, gantri, kolimatör), dozimetrik belirsizlikleri, set-up hatalarını (BT simülatör/tedavi cihaz-koordinat aktarım problemleri), insan faktörü gibi günlük değişiklikleri dikkate alınması için belirlenmektedir. Bu nedenle, CTV'ye gereken mesafeler ilave edilir.

$$PTV = CTV + \text{marj}$$

$$PTV = CTV + SM + IM$$

Internal Hedef Hacmi (Internal Target Volume, ITV): CTV'nin şekli, boyutu ve fizyolojik hareketleri gibi özelliklerinin dikkate alındığı hacimdir. ITV'de set-up hataları dikkate alınmaz.

$$ITV = CTV + IM$$

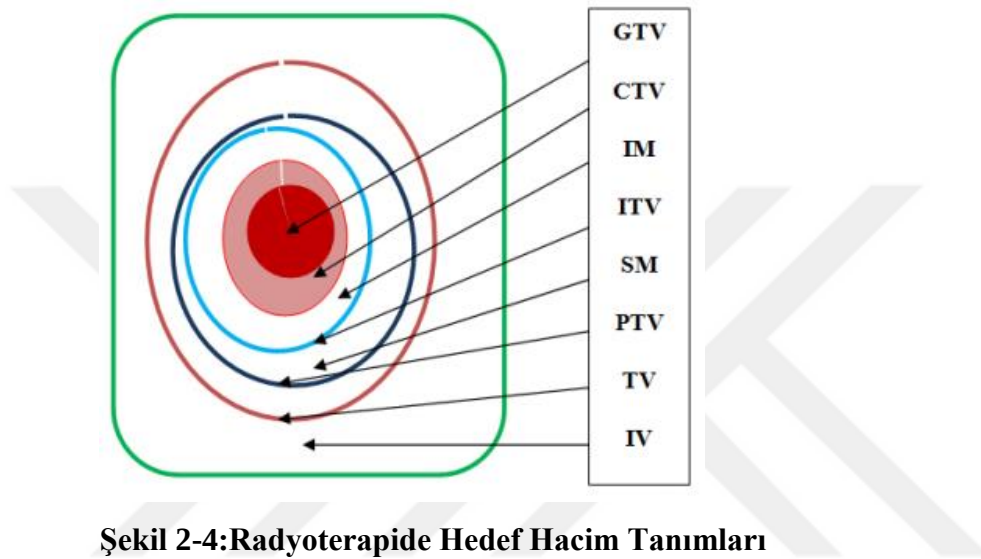
Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV): Tanımlanan tedavi dozunu alan hacimdir. Tedavi tekniklerinin kısıtlı olması nedeniyle tanımlanan absorbe doz, yalnız hedef hacme veya planlanan hacme verilemez. Bu sebeple, her planda PTV'den daha büyük bir bölüm verilmek istenen dozu alır. PTV, tedavi edilmek istenen hacimdir ve ideal olan PTV ile TV'nin aynı almasıdır.

Işınlanan Volüm (Irradiated Volume, IV): IV, normal doku toleransına göre anlamlı doz alan ve tedavi hacminden daha büyük bir hacimdir. IV, tanımlanan absorbe dozun %50'si olarak ifade edilir.

Riskli Organlar (Organs at Risk, OAR): Planlanan tedavi alanı içinde kalan, radyasyon duyarlılığı nedeniyle tedavi planında, doz değişikliğine neden olacak sağlıklı yapılardır (omurilik, beyin sapı, optik sinir, akciğer, böbrek vb).

Planlanan Riskli Organ Hacmi (Planning Organs at Risk Volume, PRV): Tedavi esnasında, hasta hareketiyle riskli organlar da hareket etmektedir. PTV ile beraber, tedavi süresince riskli organların hareketleri ve set-up belirsizlikleri dikkate alınmalıdır. Bu sebeple, riskli organ hacmine bu parametreleri içeren bir marj ilave edilir. Bu marjlarla PRV belirlenir.

Kalan Riskli Hacim (Remaining Volume at Risk, RVR): RVR, hastanın dış çevresindeki kontur ve CTV ve OAR'ların görüldüğü kesitlerdeki hacim arasındaki fark ile tanımlanır. RVR, beklenmedik yüksek doz bölgelerini engellemek için önemlidir (örneğin ense) [21,22].



2.9. Akciğer Kanseri Tedavisinde Radyoterapi Teknikleri

2.9.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)

Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT) ile tedavilerde, tümöre yeterli doz ve normal dokuya minimum olası doz açısından hedef hacme olabildiğince yakın olan doz dağılımlarını kullanır. Konformal doz dağılımı kavramı da, tümör kontrol olasılığını maksimize etmek ve normal doku komplikasyon olasılığını en aza indirmek gibi klinik hedefleri kapsamaktadır. Böylece, 3B-KRT tekniği, istenen klinik sonuçlara ulaşmada hem fiziksel hem de biyolojik rasyonelleri kapsamaktadır. Gelişmiş bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları ile hasta anatomisinin ve tümörün üç boyutlu görüntülenmesini sağlamıştır. Bu tedavi tekniğinde, konformal ışınlama çoklu alanlar kullanılarak yapılır. Bilgisayar kontrollü ve cihazın kafa kısmında bulunan çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) ile veya kurşun bloklarla koruma sağlanır [5].

2.9.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), 3B-KRT'nin gelişmiş bir formudur. YART, istenmeyen doku radyasyon dozunu normal yapılara en aza indirirken, hedeflenen dozu hedefte maksimuma çıkarmak için çoklu dalgalanan radyasyon ışın yoğunlukları kullanarak üç boyutlu tedaviyi sağlamak için gelişmiş bir yöntemdir. YART, Dinamik YART (Sliding Window) ve Statik YART (Step and Shoot) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Gelişmiş bilgisayar teknolojisi, YART'ın tedavi planlaması ve gerçekleştirilebilmesi için yazılım geliştirilmesini kolaylaştırır. Sonuç olarak, tümöre ve lokal yayılma riski olan bölgelere konformal bir doz sağlanabilirken, dik bir doz düşüşü gerçekleşir, böylece yakınlardaki sağlam dokular önemli derecede radyasyon dozundan kurtulur [8].

Radyoterapide, en önemli sınırlayıcı etken, normal doku radyasyon doz limitleridir ve optimal radyoterapinin amacı, dozun çevredeki sağlam dokuların toleransın altında tutulmasıyla, maksimum radyasyon dozunu tümöre iletmektir. Bugüne kadar bu amaç çoklu tedavi alanlarının kullanılması, ışın enerjilerinin seçimi ve modalitelerin seçilmesi, farklı ışınların ağırlıklandırılmasının yanı sıra kama (wedge) ve doku kompensatörlerinin kullanılması ile elde edilmektedir.

YART, 3B-KRT sunmak için iki gelişmiş kavramı birleştirir:

- Optimizasyonda ters planlama tekniği
- Tedavi sırasında radyasyon ışınının bilgisayar kontrollü yoğunluk modülasyonu

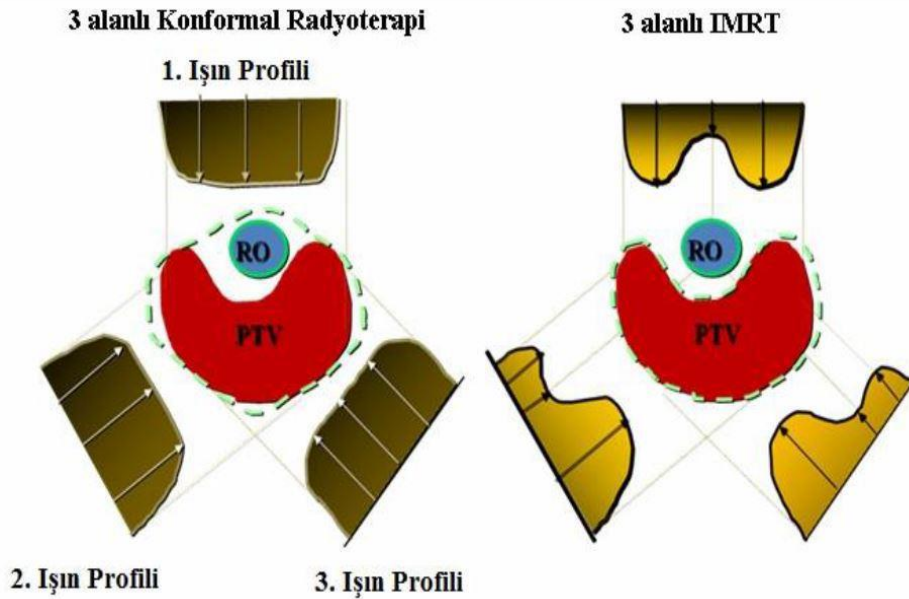
Ters planlama tekniğinde, konvansiyonel deneme-yanılma yaklaşımının aksine, tümörü ve tümör çevresinde istediği radyasyon doz kriterleri radyasyon onkoloğu tarafından tanımlanır. Tedavi planını yapan kişi radyasyonun çevredeki kritik organlarda birikmesini istemediği alanı da belirleyebilir.

YART, hastanın tümör konumuna ve anatomik yapılarına göre özelleştirilmiş veya bireyselleştirilmiş bir radyoterapidir, yani her hastaya benzersiz tedavi planı hazırlanır. YART'ta bloklar, kompensatörler ve kamalar ortadan kaldırılmıştır. Hızlı bir bilgisayarın kullanılabilirliği ile planlama süresi kısadır. Fotonların ve elektron ışınlarının farklı enerjilerine ihtiyaç duyulmadığı için tedavi iletimi de çok verimlidir. Hedefe nispeten üniform bir doz dağılımı yaratmak için hastaya non-üniform radyasyon vermek üzere, çok-yönlü yoğunluk modüle edici kolimatör olarak bilinen özel bir kolimasyon sistemi kullanılır.

Bir YART planı, ters planlamayla gerçekleştirilmektedir. BT simülasyon görüntülerinden hedef hacim belirlenmektedir. Tedavi planlanırken de istenen dozu tümöre ve aynı zamanda çevredeki normal yapıların sınırları belirlenir. Bilgisayarda optimize edilmiş bir algoritma kullanan ters tedavi planlama yazılımı, tedavi planlamasının başlangıcında belirlenen gereksinimleri karşılaması beklenen radyasyon ışını özelliklerine ulaşır. Birkaç hesaplama tekrarından sonra, normal yapılara dozu en aza indirirken en iyi hedef kapsama alanını sağlayan optimum tedavi planı seçilir.

YART planlaması için ters planlama teknikleri aşağıdaki gibi standart ileri planlama yaklaşımlarına göre çeşitli avantajlar sağlar:

- Hedef hacim içinde doz homojenliğinin gelişmişliği ve çevredeki hassas yapıların sınırlı ışınlama potansiyeli;
- Doz hacmi kısıtlamalarını ve biyolojik fonksiyonları niceliksel olarak tanıtımı;
- En uygun tedavi planlamasının gerçek doz verme tekniğine göre ayarlanması ve tüm pratik donanım kısıtlamalarının hesaplanması.



Şekil 2-5: Konformal ve YART tedavi tekniklerinin karşılaştırılması.

Şekil 2-5'te görüldüğü gibi 3 alanlı konformal planda kavisli bir PTV ışınlanınca sağlıklı organ da ışınlanmaktadır. YART tekniğinde ise sağlıklı organ korunmaktadır.

Dinamik veya Sliding window (SW) YART'ta, her radyasyon ışını, sürekli hareket eden çok yapraklı kolimatörlerle modüle edilir ve farklı yoğunluklarda ışınlama yapılmaktadır. Statik veya "step-and-shoot" YART'ta ise, ÇYK'ler her radyasyon ışınını küçük segmentlere böler ve radyasyon ışını segmentler arasında kapatılır. Tedavi alanlarındaki bütün segmentler bitene kadar bu işlem devam eder [5].

2.9.3. Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi Tekniği (YAAT)

Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi Tekniği (YAAT), yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinin yeni bir uzantısıdır ve dinamik ÇYK hareketi, değişken doz oranları ve gantri hız modülasyonu ile 360 dereceye kadar tek bir rotasyonda radyasyon iletimi sağlar. Hedef hacminin tek bir dinamik olarak ayarlanan ark ile ışınlanması, masa açısının ortadan kaldırılmasıyla konformal tedavinin üniform doz dağılımlarını ve tedavi süresinde azalma meydana getirebilir [23].

Tedavi sırasında gantri hastanın etrafında bir ya da birden fazla ark yaparak dönerken, ÇYK'ler alanı biçimlendirmek için hareket etmektedir ve hastaya ışın verilir. Hastaya iletilen doz hızı ve gantri açısı tedavi esnasında devamlı olarak değişmektedir.

Çok yapraklı kolimatörün alan şekli ve hareket hızı, doz hızı ve gantri dönme hızının tedavi esnasında değişken olan bu YAAT tekniği, tek bir 360 derece açıyla YART benzeri konformal tedavi planları elde etmek amaçlanmaktadır. Hedef hacmin büyüklüğüne göre bir veya birden çok ark kullanılarak tedavi planı oluşturulabilir [5].

2.9.4. Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT)

Stereotaktik radyocerrahi (SRC), beyin tümörleri tedavisinde çoklu yakınsak ışınları kullanan, stereotaktik bir koordinat sistemi aracılığıyla tümörün kesin lokalizasyonu sağlayan ve bir veya çok az sayıda fraksiyon içeren tedavi tekniğidir. Doz fraksiyonasyonu, fraksiyonlar arasında normal dokularda tamir yapılmasına neden olur, ancak hastanın ilk pozisyonlaması birçok kez tekrarlanması gerekmektedir, günlük set-up varyasyonlarını hesaba katmak üzere, tedavi alanında tümör çevresinde ekstra bir normal doku marjının dahil edilmesini gerektirir. SRC ile, bir stereotaktik immobilizasyon çerçevesi hastanın kafatasına sıkıca tutturulur ve bu da çevre dokusunun sıfır veya minimum marjla yapılan tedavinin kesinliğe izin verir. Işınlanan normal dokunun hacminde ortaya çıkan azalma, daha yüksek dozlar verme yeteneğine yol açar, böylece tümör kontrolünü geliştirir. Stereotaktik vücut radyasyon tedavisinin (SBRT) gelişimi 1990'ların başında Karolinska Enstitüsü'nde (Stockholm, İsveç) başladı

ve SRC'nin teknikleri ve prosedürlerinden geliştirildi. Araştırmacılar Karolinska Enstitüsü'nde Ingmar Lax ve Henric Blomgren, ektrakraniyal tedavi alanlarını hedeflemek için bir vücut çerçevesi oluşturdular. Japonya'da bu süre zarfında Minoru Uematsu, bilgisayarlı tomografi (BT) tarayıcı ve lineer hızlandırıcının (LINAC), akciğer uygulamalarında sentezlenmiş bir “FOCAL” (Fusion Of CT ve LINAC) ünitesine dönüştürülmesi üzerine çalışmaya başlamıştır. Amaç ise vücut çerçevesi olmadan SBRT gerçekleştirmektir [24].

SBRT, hastanın immobilizasyonu, hedef lokalizasyonu ve izleme yazılımı, normal dokuya yüksek doz radyasyon maruziyetini sınırlandırması, organ hareketini önler veya hesaba katması (örn. solunum hareketleri), stereotaksi kullanımı ve verilen dozun doğruluğu ile karakterize edilmiştir. SBRT'nin uygun bir yöntem olup olmadığını belirlemek için kullanılan faktörler ise, tümör şekli ve evre, hacim ($1-35 \text{ cm}^3$), yer, histoloji, invazivlik ve hastanın performans durumudur. Bir SBRT tedavisinin temel bileşenleri hedef tanımlama, bir simülasyon çalışması, tedavi planlaması ve tedavi sunumudur [25].

2.9.4.1. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Stereotaktik Radyocerrahi

Konvansiyonel radyoterapide radyocerrahi, lineer hızlandırıcı tabanlı SRC cihazları ile yapılır. Radyocerrahi uygulaması için özel araçlar ve yazılımlar geliştirilmiştir. Örneğin, hasta sabitlemesi için lineer hızlandırıcı tabanlı SRC'de stereotaktik çerçeve kullanılmaktadır. Bu uygulamada, lineer hızlandırıcının izomerkezi ve streotaktik çerçevenin koordinatları uygun olması çok önemlidir.

İzomerkezli lineer hızlandırıcılarda X-ışın demetleriyle üç radyocerrahi tekniği uygulanmaktadır: Çoklu non-koplanar ark, dinamik stereotaktik radyocerrahi ve koni şekilli rotasyondur.

Çoklu non-koplanar ark tekniğinde, tedavi masası gantri belirlenen açılarla dönerken sabittir ve hedef hacim dar X-ışın demetleriyle ışınlanır. Hedef, lineer hızlandırıcı izomerkezinde üç boyutlu olacak şekilde konumlandırılmaktadır. Bu prosedür, farklı masa açıları ile tekrarlanmaktadır. Dinamik stereotaktik radyocerrahi tekniğinde ise, ışınlama esnasında hem tedavi masası hem de gantri aynı anda dönüş yapar. Koni şekilli rotasyonda da ışınlama esnasında tedavi masası gantri dönerken sabittir [21,26].

2.9.4.2. Robotik Kollu Radyocerrahi Sistemi (CyberKnife)

CyberKnife (CK), 1990'lı yıllarda Dr. John Adler tarafından geliştirilen SRC/SRT uygulamalarının en gelişmiş robotik radyocerrahi sistemidir. CyberKnife, stereotaktik çerçeveye ve intrakranyal ve ekstrakranyal hedeflere invaziv bir immobilizasyona gerek duymaksızın uygulanan robotik radyocerrahi sistemidir. Bu cihazda 6 MV'li lineer hızlandırıcı 6 eklemli robotik kol üzerine monte edilmiştir. Bu robotik kol sayesinde lineer hızlandırıcı hasta etrafında rahatça konum değiştirebilmektedir ve kaynak eksen uzaklığı (SAD) 65-100 cm olan robotik kol, hedefe 1200 farklı açıdan ışınlama yapabilme özelliğine sahiptir. CK tedavi edilen lezyonu konumlandırmak veya sabit olarak hareketsiz kılmak için iskelet fiksasyonunu kullanma ihtiyacını ortadan kaldıran gerçek zamanlı görüntü yönlendirmesiyle birlikte robotik teknolojiyi kullanan tek radyocerrahi sistemidir [27].

Gerçek zamanlı tümör takibi, tedavi esnasında görüntü kayıt algoritmaları sayesinde gerçekleşmektedir. “6D-skull” (intrakraniyal lezyonlarda), “Xsight spine” (vertebraya yakın lezyonlarda), “Xsight lung” (akciğer lezyonlarında), “fiducial marker tracking” (altın işaretleyici) ve “Synchrony respiratory motion tracking” (eş zamanlı solunum takibi) bu algoritmalar arasında yer almaktadır [28].

2.9.4.3. Helikal Tabanlı Radyocerrahi Sistemi (Tomoterapi)

Tomoterapi, BT görüntüleme tekniği gibi hedefi yoğunluk ayarlı ışınlarla kesit-kesit ışınlayan bir YART tekniğidir. Gantri hastanın uzunlamasına eksen etrafında dönerken yoğunluk ayarlı ışınları oluşturmak için özel bir kolimatör kullanmaktadır [5]. Tomoterapi cihazı, helikal tomoterapi ve seri tomoterapi olarak ikiye ayrılmaktadır. Tomoterapi sistemi Şekil 2-6'da gösterilmiştir.

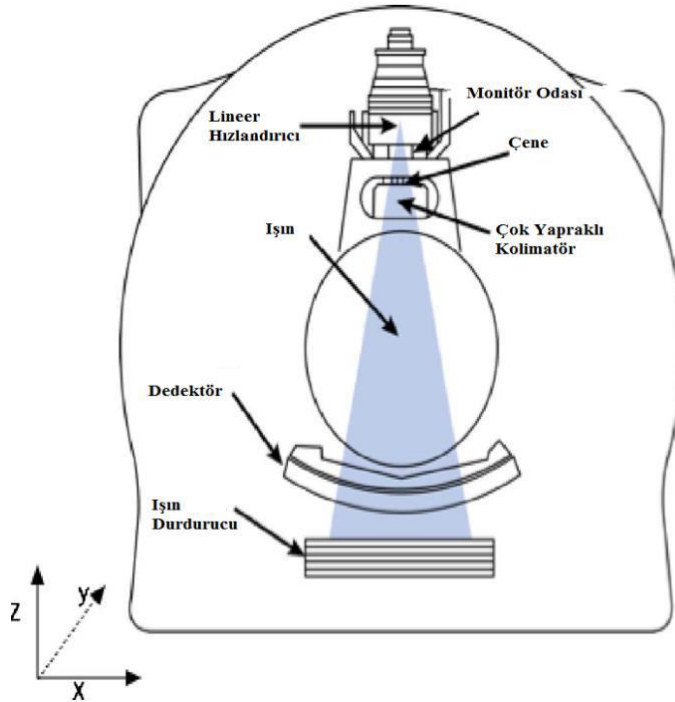
2.9.4.3.1. Seri Tomoterapi

Seri tomoterapide, hedef hacmi içeren her kesit tam veya kısmi bir gantri dönüşüyle ışınlanmaktadır. Binary kolimatör sayesinde iki kesit aynı anda ışınlanabilir. Seri tomoterapi, gantri dönüşü ile sürekli çeviri yapmak yerine, iki kesiti aynı anda ışınlamak için döner ve ışınlama esnasında tedavi masası hareketsizdir. Seri tomoterapide, tedavi masası doğrusal hızlandırıcının dönüşü sırasında sabit bir konumda olup, her ışınlamadan sonra masa hareket eder. Bu tedavi ünitesi konvansiyonel linak gantrisi üzerine eklenebilecek şekilde tasarlanmıştır [29].

2.9.4.3.2. Helikal Tomoterapi

Helikal tomoterapi tekniğinde, halka şeklinde sürekli dönen lineer hızlandırıcı sistemi bir BT üzerine monte edilmiştir ve 6 MV enerjiye sahiptir. Aynı zamanda tedavi masası açıklığa doğru yavaşça ötelenir, böylece hastaya göre ışının helikal hareketi oluşmuş olur. Yani, gantri dönüşü esnasında tedavi masasının boyuna ekseninde hareket etmesiyle helikal olarak ışınlama yapılır. Ayrıca bu sistem, hedef lokalizasyon ve tedavi planlaması için bir diyagnostik BT tarayıcı ile donatılmıştır. Fan ışınının yoğunluk modülasyonu, özel olarak tasarlanmış bir kolimatör tarafından oluşturulur: Dik açılı birçok yaprak kümesi ile uzun, dar bir yarıktan oluşan geçici olarak modüle edilmiş bir ÇYK. Yapraklar bilgisayar kontrolüyle hareket ettirilebilir.

Seri tomoterapi ve helikal tomoterapi arasındaki ana fark, seri tomoterapide her iki kesit ışınladığında gantri dönerken tedavi masasının sabit olması ve helikal tomoterapide gantri dönerken tedavi masasının da sürekli ötelenmesidir. Tedavi masası hareket ederken aynı anda gantri dönüşü esnasında ÇYK hareketi ile ışın yoğunluğu ayarlanmaktadır. Ayrıca, helikal tomoterapide görüntü eşliğinde radyoterapi yapabilmektedir. Işınlanan bölgenin önceden görüntüsü alınır ve böylece o bölgenin doğruluğu tespit edilmiş olur [5].



Şekil 2-6: Tomoterapi sistemi



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde tedaviye girmiş 15 akciğer kanseri hastanın BT kesitleri kullanılarak, planları enstitüde bulunan CyberKnife ve Varian DHX cihazlarının planlama sistemleri ile yapılmış olup, Tomoterapi planları için Acıbadem Altunizade Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde bulunan Tomoterapi cihazının planlama sistemi kullanılmıştır. Çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde "Radyasyon Onkolojisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Volümetrik Tedavilerde Tümör Kontrol Oranlarının Artırılması ve Yan Etkilerinin En Aza İndirilmesinin Sağlanması" projesi kapsamı altında güncellenmiş TPS (Eclipse 15.1) kullanılarak yapılmıştır. (Proje ID: 23057) Çalışmada kullanılan tüm cihazlar aşağıdaki gibidir.

- 1) Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- 2) CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı
- 3) MultiPlan 4.5.3 Tedavi Planlama Sistemi
- 4) Varian DHX Lineer Hızlandırıcı (RapidArc)
- 5) Varian Eclipse 15.5 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)
- 6) Helikal Tomoterapi Cihazı (Acıbadem Altunizade Hastanesi)
- 7) Tomoterapi HDA Versiyon 2.1.2 Tedavi Planlama Sistemi
- 8) IBM SPSS İstatistik Programı 23. Sürümü

3.1.1. Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Kliniğimizde bulunan Brilliance Bilgisayarlı Tomografi Cihazı, tümör hacminin görüntülenmesi, belirlenmesi ve tedavi sürecini azaltmak amacıyla onkoloji için özel olarak tasarlanmış BT cihazıdır (Şekil 3-1). Bu cihazın teknik özellikleri aşağıdaki gibidir:

- 24 Lp/cm çözünürlüğe sahip
- 60 kW jeneratör bulunmaktadır
- 16 adet dedektöre sahiptir.

- 0,44 sn rotasyon süresi
- 8.0 MHU MRC X-ışını tüpü bulunmaktadır
- Standart rekonstrüksiyonu 6 ips

Cihazın tarama alanı 60cm'dir. Gantri açıklığı ise 85cm'dir bu da hasta konumlandırmasını ve setup'ı kolaylaştırmaktadır. Solunum sırasında tümörün ve kritik organların hareketini değerlendirilmesi elde edilen görüntüler tarafından sağlanmaktadır.



Şekil 3-1: Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.1.2. CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı

CyberKnife (CK), 1990'lı yıllarda Dr. John Adler tarafından geliştirilen SRC/SRT uygulamalarının en gelişmiş robotik radyocerrahi sistemidir. CyberKnife, stereotaktik çerçeveye ve intrakranyal ve ekstrakranyal hedeflere invaziv bir immobilizasyona gerek duymaksızın uygulanan robotik radyocerrahi sistemidir. Bu cihazda 6 MV'li lineer hızlandırıcı 6 eklemlili robotik kol üzerine monte edilmiştir (Şekil 3-2). Bu robotik kol sayesinde lineer hızlandırıcı hasta etrafında rahatça konum değiştirebilmektedir ve kaynak eksen uzaklığı (SAD) 65-100 cm olan robotik kol, hedefe 1200 farklı açıdan ışınlama yapabilme özelliğine sahiptir. Bu robotik kol, 0,12

mm mekanik doğruluk sağlamaktadır ve 0,2 mm tekrarlanabilirlik özelliklerine sahiptir. X-bandında (9,5 GHz) çalışan lineer hızlandırıcının doz hızı 800 MU/dak'a kadar ulaşmaktadır.

Işın düzleştirici filtre de bulunmamaktadır. Ayrıca, CK tedavi edilen lezyonu konumlandırmak veya sabit olarak hareketsiz kılmak için iskelet fiksasyonunu kullanma ihtiyacını ortadan kaldıran gerçek zamanlı görüntü yönlendirmesiyle birlikte robotik teknolojiyi kullanan tek radyocerrahi sistemidir.

X-ışını kaynakları ile aydınlatılan ve hastaya göre ortogonal olarak ayarlanan iki sabit şekilsiz silikon detektör, görüntüleme donanımını içermektedir. Bu dedektörler, hastanın anatomisini bulmak için robot ve LINAC'ın referans çerçevesiyle ilişkin olan sabit bir referans çerçevesi sağlarlar. Bu görüntüleme sistemi, iskelet özelliklerinin dijital radyografilerini veya tedavi bölgesi ile ilişkili önceden implante edilmiş referansları edinir ve LINAC / manipülatöre göre hedefin koordinatlarını belirlemek için görüntü kayıt tekniklerini kullanır. Robot, LINAC ışınını hedeflemek için bu koordinatları kullanır. Bir hedef hareket ettiğinde, bu işlem değişikliği algılar ve gerçek zamanlı olarak işaret eden ışını düzeltir [27].

X-ışını görüntüleme sistemi, eşleşmiş ortogonal amorf silika (silisyum dioksit) düz panel detektörleri üzerine yüksek çözünürlüklü dijital görüntüler elde etmektedir. Bu görüntüler, konsoldaki monitörlere işlenir ve yansıtılır. Şekil 3-3'te görüldüğü gibi, X-ışını görüntüleme sisteminde; iki adet X-ışını tüpü 45⁰'lik açı ile tavana ve kare detektörden tabana monte edilmiştir. Görüntüler daha sonra X-ışını görüntüsü ve dijital radyografileri (DRR: Digital Reconstruction Radiograph) arasındaki üç dönüşümlü ve üç dönme eksenindeki farklılıkların ölçüldüğü DRR'lar tedavi planlamasına kaydedilir. Robotik manipülatör bu farklılıkları telafi eder ve ışını yeni pozisyona yeniden hedeflendirir, böylece mekansal hassasiyet korunmuş olur. Tedavi hacminin konumu, stereotaktik bir çerçeveden ziyade iskelet anatomisi veya implante edilmiş fidusiyal gibi radyografik özellikler açısından tanımlanır. Görüntü alımı, işleme, kayıt ve yeniden hedeflemenin tam süreci, işlem sırasında tekrar tekrar gerçekleştirilebilecek kadar otomatik ve hızlıdır

Gerçek zamanlı tümör takibi, tedavi esnasında görüntü kayıt algoritmaları sayesinde gerçekleşmektedir. “6D-skull” (intrakraniyal lezyonlarda), “Xsight spine” (vertebraya yakın lezyonlarda), “Xsight lung” (akciğer lezyonlarında), “fiducial marker

tracking” (altın işaretleyici) ve “Synchrony respiratory motion tracking” (eş zamanlı solunum takibi) bu algoritmalar arasında yer almaktadır.

Hastanın pozisyonunu bilgisayar kontrolüyle ayarlama RoboCouch konumlandırma sistemiyle gerçekleştirilmektedir. Bu sistemin tedavi masası 3 rotasyonel ve 3 doğrusal hareket yapabilme özelliğine sahiptir [28].

XSight Akciğer İzleme Yöntemi

Akciğerde bulunan tümörleri izlemek için implante edilmiş fidüsel işaretçileri kullanmadan bu yöntem kullanılır. Akciğer izleme yönteminin diğer izleme metotlarından farkı ise tümör izleme ve hasta izleme tek seferde değil de iki aşamada gerçekleştirilir. XSight akciğer izleme yönteminde, akciğer tümörüne en yakın omurga bölgesini kullanarak hem pozisyon hem de yönelim dahil olmak üzere genel hasta hizalaması ile başlar. Bu genel hizalama, tedavi başında sadece bir kere yapılır. Doğrudan tümör takibi, DRR'lerdeki tümör bölgesinin, X ışını görüntülerinde karşılık gelen bölgeye görüntü kaydı ile gerçekleştirilir. Özellikle, DRR'deki tümör bölgesinin görüntü yoğunluğu modeli, X-ışını görüntüsünde en benzer bölgeyle eşleştirilmiştir. Tümörün ayırt edilmesi için tedavi esnasında elde edilen X-ışını görüntülerinde tümör, omurga ve mediasten gibi radyopak yapılar üzerine gelmemelidir. Tümörün boyutu ve konumu görüntülerdeki kontrastı etkileyen faktörlerdir. Bu izleme algoritması, periferik ve apeks akciğer bölgelerinde bulunan çapı 1,5 mm'den büyük tümörler için en uygun yöntemdir.

Fidüsel İzleme Yöntemi

Fidüsel izleme yöntemi, akciğer hedeflerinde XSight Akciğer izleme tekniği uygun olmadığında akciğer tümörlerini, pankreas, karaciğer ve prostat gibi yumuşak doku hedeflerini izlemek için kullanılır. Bu izleme yönteminde hedefin içine veya yakınına radyopak işaretçiler yerleştirilir. Hedefin konumunu belirlemek için silindirik altın sidler kullanılır [28].

Eş Zamanlı Solunum Hareketi İzleme Sistemi

Bu izleme yöntemi, solunum ile hareket eden tümörleri izlemek için kullanılır. Nefes tutma tekniklerinin ihtiyacını ortadan kaldırarak ışının iletimi tümörün hareketi ile eş zamanlı olarak senkronize eder. Yani robotik kol ile tümör senkronize hareket eder. Böylece hasta tedavi sırasında normal olarak nefes alabilir. Bu sistem, hedefin konumu ile hasta üzerine implante edilen işaretçilerin konumunun korelasyonu ile

gerçekleşir. İşaretçilerin konumu tedavi sırasında bir stereo kamera sistemi ile sürekli olarak ölçülür [30].



Şekil 3-2: CyberKnife Cihazı



Şekil 3-3: CyberKnife X-ışını görüntüleme sistemi

3.1.3. MultiPlan 4.5.3 Tedavi Planlama Sistemi

Accuray CyberKnife cihazı için SRC/SBRT uygulamalarında MultiPlan tedavi planlama sistemi kullanılmaktadır. Kliniğimizde Windows tabanlı MultiPlan 4.5.3 tedavi planlama sistemi mevcuttur. İzosantrik ve nonizosantrik YART tedavi planlama da MultiPlan tedavi planlama sisteminin seçenekleri arasındadır ve YART gibi tersten planlama özelliği bulunmaktadır. Şekil 3-4'te bir hastanın MultiPlan tedavi planlama sisteminde plan örneği gösterilmiştir.

Konformal hedefleme MultiPlan TPS sisteminde gerçekleştirilmektedir. Hedefte konformal dağılımı sağlayan algoritmalar bulunmaktadır. MultiPlan, optimizasyonda Simplex, Iterative ve Sequential yöntemlerini ve doz hesaplama için de Monte Carlo ve Ray-Tracing algoritmalarını kullanmaktadır.

MultiPlan planlama sisteminde tedavi planı tomografi görüntüleri üstüne yapılabilir. Bu planlama sistemi, pozitron emisyon tomografisi (PET), manyetik rezonans (MR), PET-CT, 3 boyutlu anjiyografi gibi görüntülerini aynı zamanda görüntüleyebilmekte ve bu görüntüler ile tomografi görüntülerinin füzyonu yapılabilir.



Şekil 3-4: Bir hastanın MultiPlan Tedavi planlamasında plan örneği

3.1.4. Varian DHX Lineer Hızlandırıcı (RapidArc)

Varian DHX Lineer Hızlandırıcı (RapidArc) cihazı Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından üretilmiştir. Bu cihaz, foton için 6 ve 15 mega volt (MV) ve elektron için 6, 9, 12, 16 ve 20 milyon elektron volt (MeV) enerjilerine sahiptir. Cihazda üst ve alt hareketli kolimatörler bulunmaktadır ve bu kolimatörlerin kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm'de fotonlar için alan boyutları maksimum 40x40 cm² ve minimum 0,5x0,5 cm² ve elektronlar için de minimum 4x4 cm² ve maksimum 25x25 cm². Cihazın doz hızı 100-600 MU/dk aralığındadır. Cihaz, Millenium (120 lif) çok yapraklı kolimatör (ÇYK)'e sahiptir. ÇYK sisteminde yaprakların boyu 60 mm'dir. 40x40'lik alanın merkezinde ÇYK'lerin kalınlığı 0,5 iken, 20x20 cm²'den sonra 1cm kalınlığındadır. ÇYK'ler çenelerden (JAWS) bağımsız hareket etmektedir ve böylelikle alan boyutlarından bağımsız durumdadırlar. Bu sayede ÇYK'ler birbirleri içerisine girerek daha başarılı dinamik YART planlarının hazırlanmasına olanak sağlarlar.

Cihazda dinamik kama (wedge) özelliği bulunmaktadır. Ayrıca 15°, 30°, 45° ve 60° statik kamalar da mevcuttur.

Cihaz, kV görüntüleme ve MV portal (Elektronik Portal Görüntüleme) yöntemlerine sahiptir. Cihaz, tedavi gerçekleşmeden önce 2 ve 3 boyutlu setup doğruluğunu IGRT (Image Guided Radiotherapy) ile kontrolünü kV, MV, CBCT (Cone Beam Computurized Thomography) ile OBI (On Board Imaging) görüntüleme sistemi sayesinde gerçekleştirebilmektedir. Volümetrik görüntüleri, kV kollarıyla cone beam BT çekebilme özelliği sayesinde elde edilebilir. Ayrıca cihazın tedavi masası karbon fiberden yapılmıştır. Cihaz, 3B-KRT, YART, YAAT, SRC/SBRT tedavi tekniklerini uygulayabilmektedir. Tümör hareketini izlemek ve ayarlamak için RPM (Respiratory Managment) sistemini kullanır [31]. Cihaz Şekil 3-5'te gösterilmektedir.



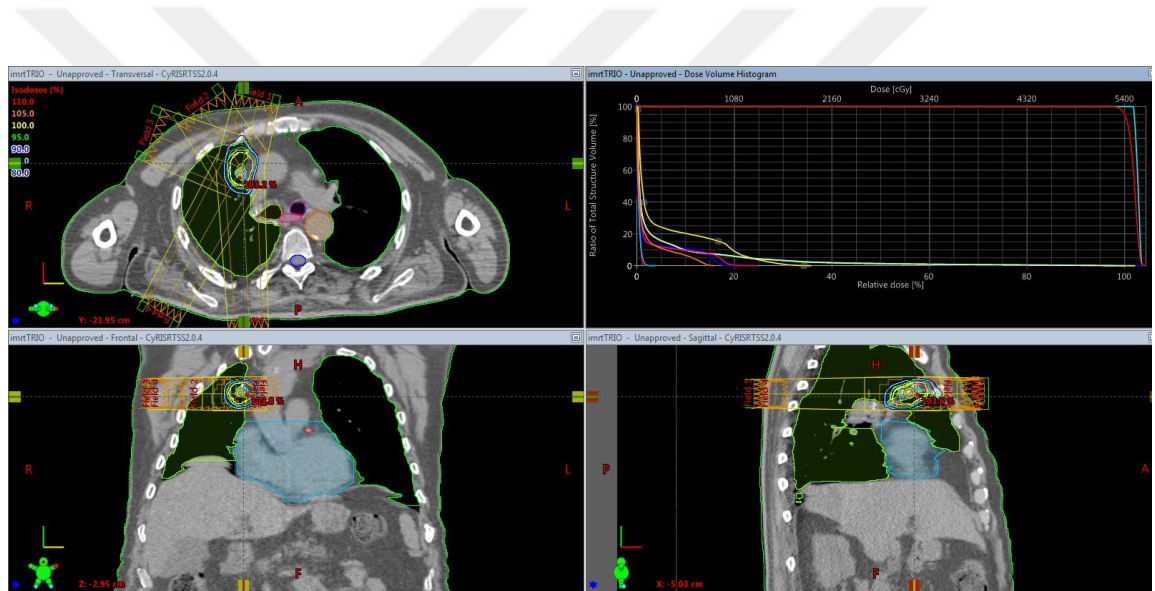
Şekil 3-5: Varian DHX Lineer Hızlandırıcı (RapidArc) cihazı

3.1.5. Varian Eclipse 15.1 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde kullanılan Eclipse 15.1 Tedavi Planlama Sistemi (TPS) “Radyasyon Onkolojisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Volümetrik Tedavilerde Tümör Kontrol Oranlarının Artırılması ve Yan Etkilerin En Aza İndirilmesinin Sağlanması” kapsamında güncellenmiştir (Proje ID: 23057) ve Varian Medical Systems tarafından geliştirilmiştir. Eclipse 15.1 TPS ile üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), yoğunluk ark terapi (YAAT) foton, elektron, brakiterapi, stereotaktik radyocerrahi ve stereotaktik vücut radyoterapi planlama tekniği gibi tüm tekniklerin tedavi planlaması yapılabilmektedir. YAAT ve YART tedavi planları oluşturulurken kullanıcı, ısınlanacak olan hedef volümü seçebilmektedir. Optimizasyon sayfasında ise, hedefe ve optimizasyona katmak istediği kritik organlara istediği önceliği ve doz değerlerini verebilmektedir. Bu sayede, hedef volümde ve kritik organlardaki doz dağılımı ve doz değerleri, bilgisayar tarafından kullanıcı tarafından belirlenen öncelik ve doz değerlerine göre yüksek hassasiyetle hesaplanmaktadır. YART ve 3B-KRT tekniklerinde ise tedavi

planları hazırlanırken kullanıcı, ışınlama alanlarının sayısını ve yerini belirleyebilmektedir. Kullanıcının belirlediği gantri ve kolimatör açılarına göre doz dağılımındaki homojenlik ve kritik organların aldığı dozlar değişebilmektedir.

Eclipse TPS, doz dağılımlarını, doku heterojenliğini ve mutlak dozları foton için Acuros XB ve Analitic Anisotropic Algorithm (AAA) algoritmalarıyla hesaplamaktadır. Brakitrapı için Acuros® BV ve elektron için de elektron Monte Carlo (eMC) algoritmaları kullanılmaktadır. Ayrıca Eclipse TPS’de isteğe bağlı olarak blok, ÇYK, dinamik kama, sanal kama ve motorize kama filtreleri kullanılabilir [32]. Bir hastanın Varian Eclipse Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği Şekil 3-6’da gösterilmiştir.



Şekil 3-6: Bir hastanın Varian Eclipse Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği

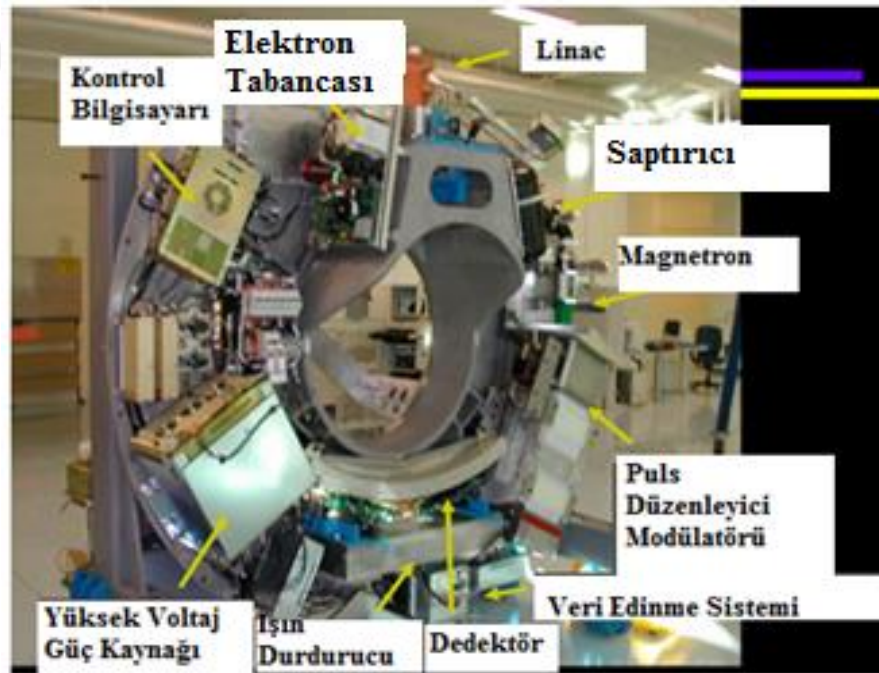
3.1.6. Helikal Tomoterapi Cihazı

Helikal tomoterapi cihazı Şekil 3-7’de gösterildiği gibi magnetron, dedektör, kontrol bilgisayarı, hızlandırıcı tüp, ışın durdurucu ve yüksek voltaj kaynağının halka şeklinde gantriye yerleştirilerek ÇYK'nin ışını modüle ettiği bir cihazdır. Cihazda, halka şeklinde sürekli dönen lineer hızlandırıcı sistemi bir BT üzerine monte edilmiştir ve 6 MV enerjiye sahiptir. Gantrinin dönüşü esnasında tedavi masası boyuna eksende hareket ederken ışınlanma gerçekleşir. Böylece ışınlar Şekil 3-8’de gösterildiği gibi hastaya helikal bir şekilde verilir. Cihaz hiç durmadan tek seferde, yatay eksende 40 cm ve uzunlamasına 160 cm olmak üzere 40x160 cm²’lik alanı ışınlatabilmektedir. Bu

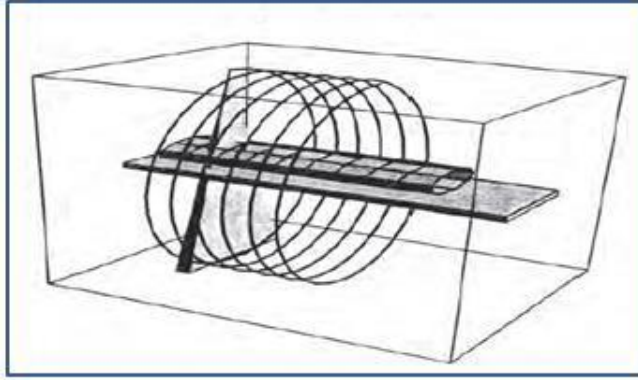
özelliğiyle, tüm vücut ışınlamaları ya da kraniospinal ışınlamaları için kullanışlı bir cihazdır.

Helikal tomoterapi cihazının konvansiyonel lineer hızlandırıcılardan farklılıkları bulunmaktadır ve bu farklılıklar:

- Kaynak cilt mesafesine (SSD) 100 cm değil 85 cm'dir.
- Sadece 6MV foton ışınlaması yapabilmektedir ve elektron ışınlaması bulunmamaktadır.
- Doz hızı 850 cGy/dk'dır.
- Kama filtre, kompensatör ya da blok gibi ışın şekillendiriciler yoktur.
- Gantri açısı, masa açısı ya da kolimatör gibi kavramlar yoktur. Tedavi masası, gantri yönünde boylamsal ekseninde hareket eder. Gantri ise 360° sabit hızla ve devamlı olarak döner.
- Alan ışığı yoktur onun yerine sanal eşmerkez tanımlanmıştır.
- Düzleştirici filtre yoktur ve bu özelliğiyle YART tekniğini kullanmak için tasarlanan cihazlar için avantajlıdır [33].



Şekil 3-7: Tomoterapi cihazının iç yapısı



Şekil 3-8: Helikal tarama

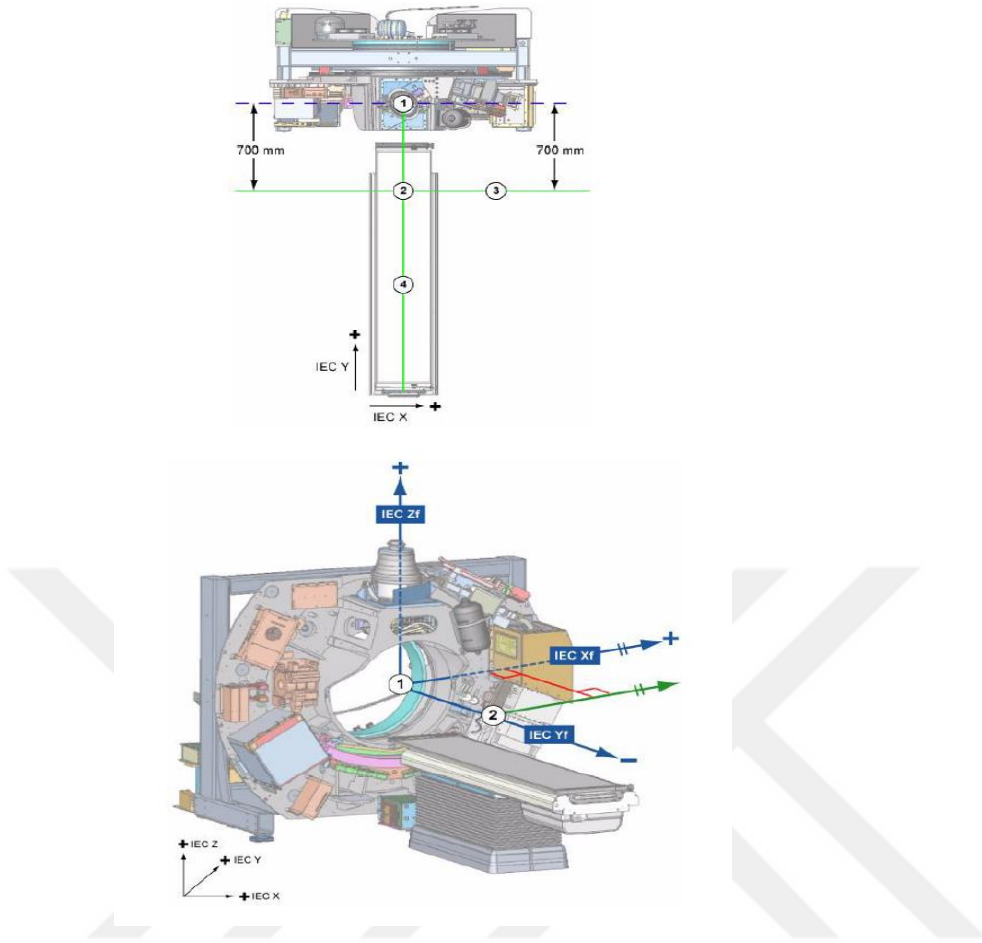
Kolimatörlerin kalınlığı ise yaklaşık 22 cm'dir. Çenelerin genişlikleri 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm'dir ve çeneler x ve y ekseninde hareket edebilirler. 1 cm'lik çene genişliğinde stereotaktik radyocerrahi tedavi uygulanabilir.

Helikal tomoterapi cihazında, çenelerin altında 64 tane binary (ikili) ÇYK bulunmaktadır. Yaprakların kalınlığı 0,625 cm'dir. ÇYK'lerin kapanıp açılma süresi 20 ms'dir. ÇYK sızıntısı ise %0,5'ten daha düşüktür ve bu değer YART uygulanan cihazlardaki en düşük ÇYK sızıntı oranıdır [34].

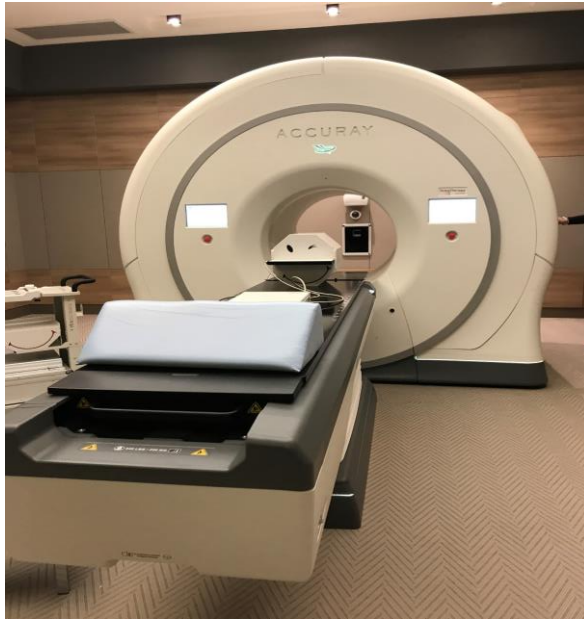
Tomoterapi cihazında iki tür eşmerkez bulunur: Cihaz eşmerkezi ve sanal eşmerkez. Şekilde 3-9'de görüldüğü gibi sanal eşmerkez, cihaz eşmerkezine Y eksen yönünde -700 mm uzaklıktadır. Sanal eşmerkez, cihazda alan ışığı bulunmadığından hasta konumlandırılmasında referans olarak kullanılmaktadır.

Tomoterapi cihazında iki farklı tür lazer kullanılmaktadır: yeşil ve kırmızı lazerler.

Yeşil lazerler, sabit lazerlerdir ve genellikle cihazın kalite kontrolünde ve fantom set-uplarında kullanılmaktadır. Hasta set-uplarında kullanılmazlar. Kırmızı lazerler ise, hareketli lazerlerdir ve hasta set-uplarında kullanılır. Planlama esnasında kırmızı lazerler hastaya özgü konuma gelmesi için programlandırılabilir [35].



Şekil 3-9: Tomoterapi cihazında kullanılan eşmerkezler (1- Cihaz eşmerkezi, 2- Sanal eşmerkez)



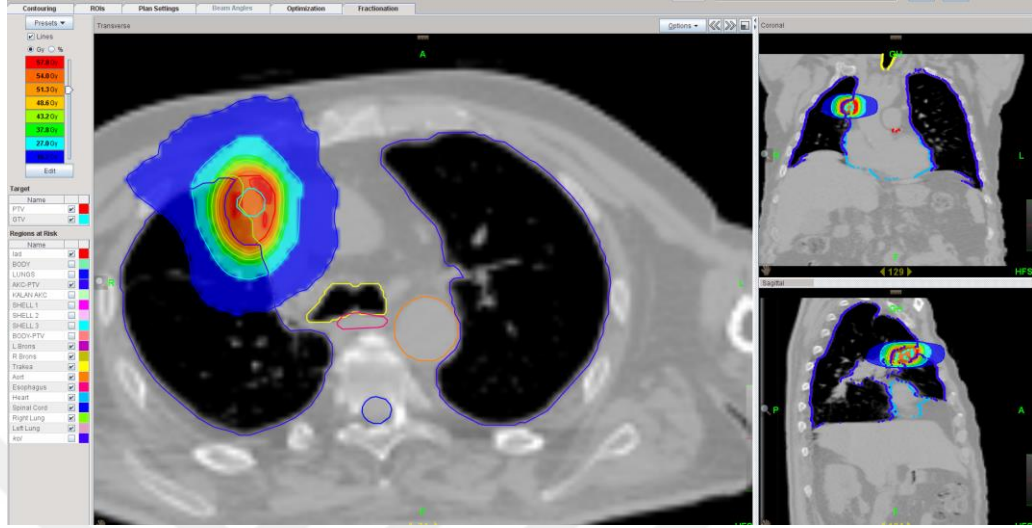
Şekil 3-10: Tomoterapi cihazı

3.1.7. Tomoterapi Accuray “Versiyon 2.1.2” Tedavi Planlama Sistemi

Acıbadem Altunizade Hastanesi’nde, tomoterapi cihazı için Accuray® Planning Station TomoHDA™ Version 2.1.2 kullanılmaktadır (Şekil 3-11). Bu planlama sistemi, Convolution/Superposition algoritmasını kullanarak ters planlama yapmaktadır. Foton enerjisi olarak da sistemde 6MV foton enerjisi verisi bulunmaktadır. Elektron enerjisi, blok, kama fitre ve farklı alan boyutları bu planlama sisteminde kullanılmamaktadır. Planlama sistemi açıldığında sekmeler gözükmemektedir. İlk sekmede (Contouring), anatomik yapılar için konturlama sayfası vardır. İkinci sekmede ise (ROIs), kritik organların ve hedef hacmin belirlendiği ve sıralandığı sekmedir. Kritik organ sıralamasında, daha düşük doz almasını istenilen yapının önem sırası daha yüksek olmalıdır. Üçüncü sekmede plan ayarları (Plan Settings), pitch (P) değeri, alan genişliği (field width, FW) ve lazerlerin yeri ayarlanmaktadır. Optimizasyon sekmesinde ise, fraksiyon sayısı, hedef hacim için reçetelendirilmek istenen doz ve yüzdesi, DVH ve doz penaltıların değerleri girilir. Kritik organların tolerans dozları, önem sayısı, doz penaltıları ve DVH penaltıları belirlenir. Eğer herhangi bir kritik organı tamamen veya kısmen bloklamak gerekiyorsa, bunu hem ROIs sekmesinde hem de optimizasyon sekmesindeki *Complete* veya *Directional* seçeneğiyle uygulamak mümkündür. *Complete* seçeneğinde, kritik organ gelen ışın demetinin hem girişinden hem de çıkışından ışına maruz kalmaz. *Directional* seçeneğinde ise kritik organ sadece girişinden ışına maruz kalır. Ayrıca, optimizasyon sayfasından modülasyon faktörü de belirlenmektedir. Optimizasyon bittikten sonra DVH’ten kritik organların ve hedef hacmin değerlendirilmesi yapılabilir. Fraksiyonasyon sekmesinde de fraksiyon sayısı girilebilir. Tedavi planında, hedef hacim ve kritik organlar DVH de değerlendirilerek istenen dozlara ulaştığı takdirde fraksiyonasyon sekmesinden grid boyutu seçilerek son doz heaplaması yapılır. Bu sekmede, “*fine, normal ve course*” (ince, normal ve kalın) olmak üzere üç adet hesaplama grid boyutu bulunmaktadır.

Tomoterapi planını hazırlamak için bazı parametreler seçilmelidir. Alan genişliği (FW), makine izomerkezindeki tedavi alanının boylamsal kalınlığı olarak tanımlanmaktadır. Cihazda, 1 cm, 2.5 cm, 5 cm olmak üzere üç farklı seçenek bulunmaktadır. Işınlama süresi, daha büyük bir FW değeri ile karşılaştırıldığında uzamaktadır. Pitch (P), dönme eksenindeki eksenel ışın genişliğine göre tam bir gantri dönüşü için masa hareket mesafesi olarak tanımlanır [36]. Modülasyon faktörü (MF)

ise, tüm sıfır olmayan yaprak açma sürelerinin ortalamasına bölünen en uzun yaprak açılış zamanı olarak tanımlanır MF, gantri dönüş hızını belirlemektedir [37].



Şekil 3-11: Bir hastanın Tomoterapi Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği

3.1.8. IBM SPSS İstatistik Programı 23. Sürümü

İstatistik veri analizi için IBM SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) Statistics 23 programı kullanıldı. SPSS’de ilk adım olarak verilerin normal dağılıp dağılmadığını görmek için normalizasyon testi uygulandı. SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’ten küçük çıktığında Kruskal-Wallis testi uygulandı. Bu test sonucunda da p değeri 0,05’ten küçük çıktığında anlamlı bir fark olduğu için ikili karşılaştırma yapıldı. P değeri 0,05’ten büyük ise anlamlı bir fark yoktur. İkili karşılaştırma için de Mann-Whitney U testi uygulandı. SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu 0,05’ten büyük çıktığında ANOVA testi uygulandı. Bu test sonucunda da p değeri 0,05’ten küçük çıktığında anlamlı bir fark olduğu için ikili karşılaştırma yapıldı. P değeri 0,05’ten büyük ise anlamlı bir fark olmadığı görüldü. İkili karşılaştırma için de Bonferroni testi uygulandı.

3.2. Yöntem

Bu tez çalışmasında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü’nde daha önce SBRT ile tedavi edilen akciğer kanserli 15 hastanın BT görüntüleri kullanılarak İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü’ne ait Varian Eclipse ve MultiPlan tedavi planlama

sistemleri ile Acıbadem Altunizade Hastanesi'ne ait Tomoterapi HDA sistemi kullanarak 4 farklı tedavi tekniği için sanal planlar yapıldı.

Hasta seçiminde ise periferik tümör çapı 5 cm ve 5 cm'den küçük olan tümörler veya göğüs duvarından en az 1 cm ötedeki içte yerleşmiş tümörler seçildi. Yapılan her plan için fraksiyon başına 18 Gy ile toplam 3 fraksiyonda 54 Gy doz verildi. PTV'nin %95'inin en az reçetelendirilen dozu yani 54 Gy alacak şekilde ve farklı 2 nefes alış fazında çeklen BT kesitlerinden oluşturulan ITV'nin en az %99'unun de reçetelendirilen dozu alacak şekilde planlar hazırlandı. PTV'lerin hacimleri ve yarıçap değerleri ve kritik organ doz limitleri aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir.

Tablo 3-1: Hastaların PTV hacmi ve tümörlerin yarıçap değerleri.

Hasta No	PTV Hacmi (cm ³ =cc)	Yarıçap (cm)
1	20,1	1,687
2	47,32	2,244
3	3,7	0,959
4	41,7	2,151
5	89,6	2,576
6	16,4	1,576
7	47,1	2,24
8	22,4	1,749
9	28,1	1,886
10	32,4	1,978
11	12,2	1,428
12	27,4	1,87
13	11,2	1,388
14	21,5	1,725
15	10,4	1,354

Tablo 3-2: Kritik organ doz limitleri (RTOG 0915)

Kritik Organlar	3 Fraksiyon SBRT
Spinal Kord	18-22 Gy
Özofagus	30 Gy
Kalp	30 Gy
Trakea ve Bronşlar	30 Gy
Büyük Damarlar	39 Gy
LAD	15 Gy

3.2.1. CyberKnife Planlarının Hazırlanması

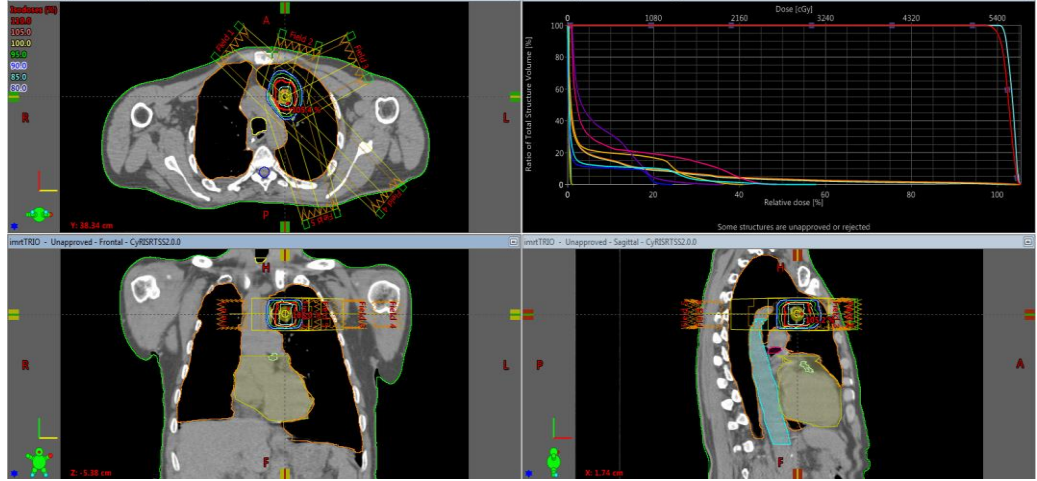
Hastaların BT görüntüleri 1 mm kesit aralıklarıyla Philips 4D BT cihazı ile çekilmiştir. Bu görüntüler daha sonra MultiPlan tedavi planlama sistemine aktarılıp, görüntülere ITV ve kritik organlar çizilmiştir. PTV'yi oluşturmak için ITV'ye 5 mm marj verildi. Her plan için hedef hacme fraksiyon başına 18 Gy ile toplam üç fraksiyonla 54 Gy doz verildi. Her plan için tedavi anatomisi Body (vücut) ve nod yolu için de 1pathBody seçildi. İzleme yöntemi de her plan için Xsight Lung seçildi. Planlar iki adet sabit kolimatör kullanılarak hazırlandı. Sequential sekmesinde, PTV'nin doz kapsamasını artırmak için 2 ve 5 mm'lik kabuk hacimler (shell) oluşturuldu. MU limitleri her nod başına 250 olarak seçildi. VOI Limits seçeneğinden hem PTV'ye hem de iki adet oluşturulan kabuk hacimlerine doz tanımlandı. Daha sonra optimizasyon başlatıldı. Optimizasyon bittikten sonra reçetelendirilen doz 54 Gy olarak tanımlandı. Minimum MU değeri en az 50 MU olacak şekilde ayarlandı. PTV'nin %95'inin reçetelendirilen dozu yani 54 Gy alacak şekilde ve ITV'nin en az %99 'unun da reçetelendirilen dozu alacak şekilde planlar hazırlandı. DVH'e bakılarak PTV ve kritik organlar için önceden belirlenen kriterler değerlendirildi ve daha sonra Evaluate sekmesinde High modunda optimizasyon başlatıldı. Bu optimizasyon bittikten sonra yine DVH'na bakılarak PTV ve kritik organlar için önceden belirlenen kriterler değerlendirildi. DVH'nı değerlendirmek için Acıbadem Altunizade Hastanesi'ne ait MIM Versiyon 6 programı kullanılmıştır. Bir hastanın CyberKnife Multiplan Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği Şekil 3-12'de gösterilmiştir.



Şekil 3-12: Bir hastanın Cyberknife Multiplan Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği

3.2.2. YART Planlarının Hazırlanması

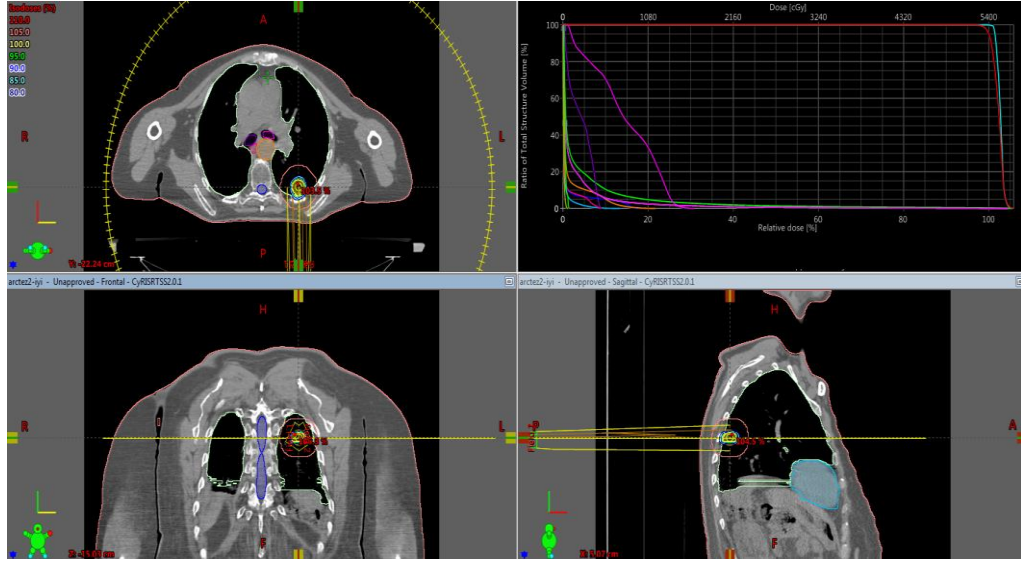
YART planları için, BT görüntüleri CyberKnife Multiplan planlama sisteminden hedef ve kritik organların aynıları kullanıldı. YART planları Varian Eclipse 15.1 Tedavi Planlama Sistemi'nde hazırlandı Şekil (3-13). Konturlar Eclipse'te düzenlendi. Örneğin ITV'ye 5 mm marj verilerek PTV ve Akciğer'den PTV'yi çıkartıp "Akciğer-PTV" Eclipse kullanılarak oluşturuldu. Hazırlanan planlarda 6MV enerjili X-ışını kullanıldı. Doz hızı 600 MU/dk seçildi. Tümörün yerine göre, her plan için beş farklı alan oluşturuldu. Her plan için hedef hacime fraksiyon başına 18 Gy ile toplam üç fraksiyonla 54 Gy doz verildi. Optimizasyon sayfasında ise PTV'ye istenilen doz değerleri ve kritik organlara aşmaması gereken tolerans doz değerleri girildi. Bu değerler girildikten sonra optimizasyon başlatıldı. Optimizasyon bittikten sonra, PTV'nin %95'inin reçetelendirilen dozu yani 54 Gy alacak şekilde normalize edildi. Daha sonra, DVH'e bakılarak PTV ve kritik organlar için önceden belirlenen kriterler değerlendirildi.



Şekil 3-13: Bir hastanın Varian Eclipse Tedavi planlama bilgisayarındaki YART plan örneği

3.2.3. YAAT Planlarının Hazırlanması

YAAT planları için, BT görüntüleri CyberKnife Multiplan planlama sisteminden aktarıldı. YAAT planları Varian Eclipse 15.1 Tedavi Planlama Sistemi'nde hazırlandı Şekil (3-14). Konturlar değiştirilmeden Eclipse'te düzenlendi. Hazırlanan planlarda 6MV enerjili X-ışını kullanıldı. Doz hızı 600 MU/dk seçildi. Bu planlarda iki ark kullanıldı. Birinci ark alanında, gantri açısı 180.1 ile 179.9 arasında olacak şekilde ve kolimatör açısı 30 seçilerek tam ark yapıldı. Gantri açısı, 180.1'den 179.9'a seçildi ve bu açı aralığı saat yönünde hareket ettiği için Clockwise (CW) seçeneği işaretlendi ve masa açısı 0 seçildi. İkinci ark alanında ise gantri açısı, 179.9'dan 180.1'e seçildi ve bu açı aralığı saat yönüne ters hareket ettiği için Counter Clockwise (CCW) seçeneği işaretlendi ve masa açısı 0 seçildi. ÇYK'lerin otomatik ayarlanması için "Fit Collimator to Target" seçeneği işaretlendi. Her plan için hedef hacime fraksiyon başına 18 Gy doz ile toplam üç fraksiyonla 54 Gy doz verildi. Optimizasyon sayfasında ise PTV'ye istenilen doz değerleri ve kritik organlara aşmaması gereken tolerans doz değerleri girildi. Bu değerler girildikten sonra optimizasyon başlatıldı. Optimizasyon bittikten sonra, PTV'nin %95'inin reçetelendirilen dozu yani 54 Gy alacak şekilde normalize edildi. Daha sonra, DVH'e bakılarak PTV ve kritik organlar için önceden belirlenen kriterler değerlendirildi.

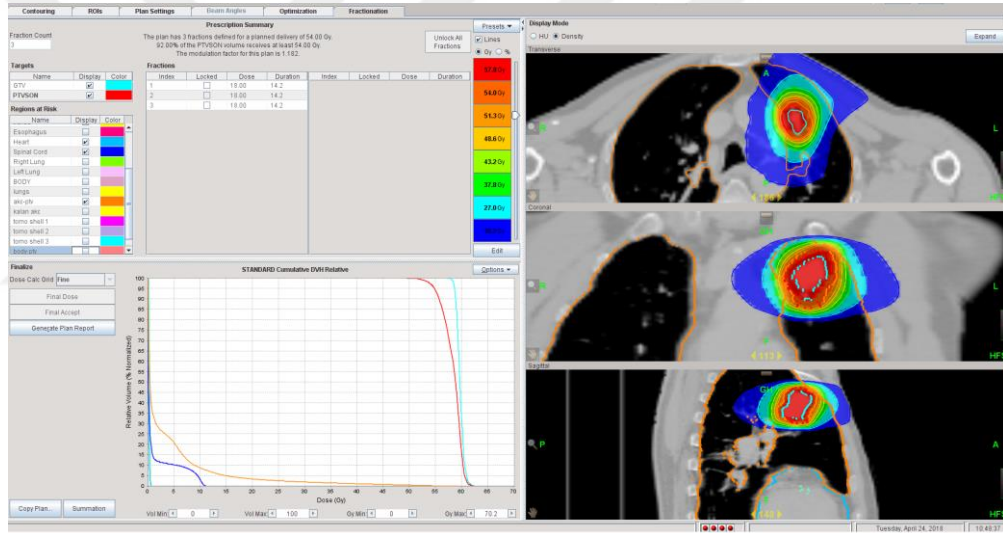


Şekil 3-14: Bir hastanın Varian Eclipse Tedavi planlama bilgisayarındaki YAAT plan örneği

3.2.4. Tomoterapi Planlarının Hazırlanması

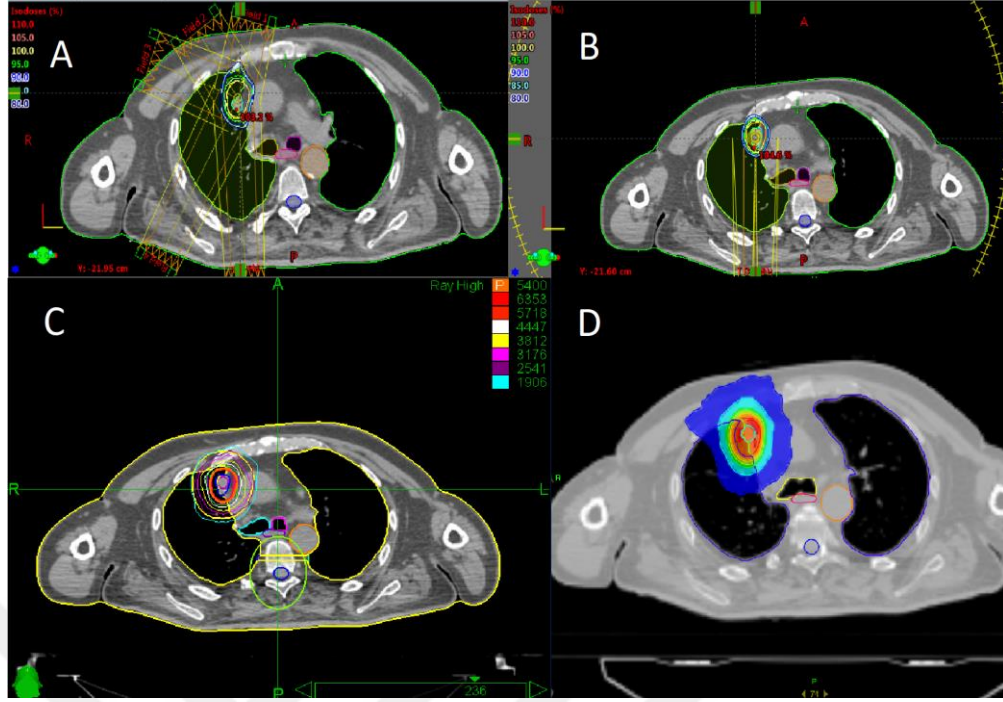
Tomoterapi planları için, BT görüntüleri CyberKnife Multiplan tedavi planlama sisteminden Eclipse TPS'e aktarılmıştır. Aynı konturlar Eclipse TPS'nde düzenlendikten sonra Acıbadem Altunizade Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğindeki Tomoterapi HDA tedavi planlama sistemine CD ile aktarıldı. Eclipse TPS'nde Tomoterapi planları için, hedef hacme istenilen dozu verebilmek ve hedef hacmin yakınındaki kritik organların alacağı dozu azaltmak için üç adet kabuk ve tüm vücudun fazla doz almasını engellemek için tüm vücuttan PTV'yi 2 cm marjla çıkarılıp "Body-PTV" oluşturuldu. Tomoterapi HDA TPS'ndeki ROI sekmesinde, hedef hacim ve kritik organlar önem sırasına göre sıralandı. Her planda kritik organın önem sırası hedef hacmin konumuna ve doz tolerans limitlerine göre değişmektedir. Plan ayarları sekmesinden ise cihaz içi parametreler her planda $P=0.123$, $FW=1$ ve $MF=1.3$ olacak şekilde seçildi. Optimizasyon sekmesinde ise, fraksiyon sayısı 3, hedef hacim için reçetelendirilmek istenen doz 54 Gy seçildi. Optimizasyon sayfasında PTV ve ITV hariç, kritik organlara ve kabuklara ilk önce minimum değerler girildi. PTV'nin de %95'inin en az 54 Gy alması için de bu hacim yüzde değeri daha düşük bir değerle optimizasyon başlatıldı. En az 20 iterasyondan sonra optimizasyon durdurulup hedef hacmin ve kritik organların doz volüm histogramında görmek istediğimiz kriterleri sağlaması için optimizasyonda değişiklikler yapıldı. Bu değişiklikler, optimizasyon sayfasındaki maksimum ve minimum

doz, koruma (blocked), önem (importance), doz penaltısı (aralığı-penalty), DVH dozu, DVH yüzdelik hacmi ve DVH penaltısı sekmelerine istenilen değerler girilerek yapıldı. Hedeflenen kriterler olana dek bu işlem tekrarlandı. PTV'nin %95'i en az reçetelendirilen dozu yani 54 Gy alacak şekilde ayarlandı. Optimizasyon bittikten sonra, DVH'e bakılarak PTV ve kritik organlar için önceden belirlenen kriterler değerlendirildi ve fraksiyonasyon sekmesine girilerek "fine" grid modu seçilerek tekrar optimizasyon başlatıldı. Bu optimizasyon bittikten sonra yine DVH'ine bakılarak PTV ve kritik organlar için önceden belirlenen kriterler değerlendirildi. DVH'ini değerlendirmek için Acıbadem Altunizade Hastanesi'ne ait MIM Versiyon 6 programı kullanılmıştır. Bir hastanın Tomoterapi Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği Şekil 3-15'te gösterilmiştir.

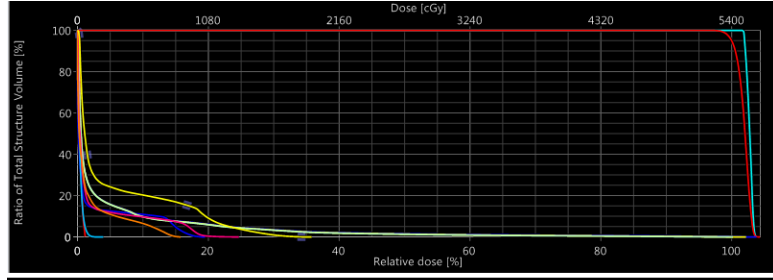


Şekil 3-15: Bir hastanın Tomoterapi Tedavi planlama bilgisayarındaki plan örneği

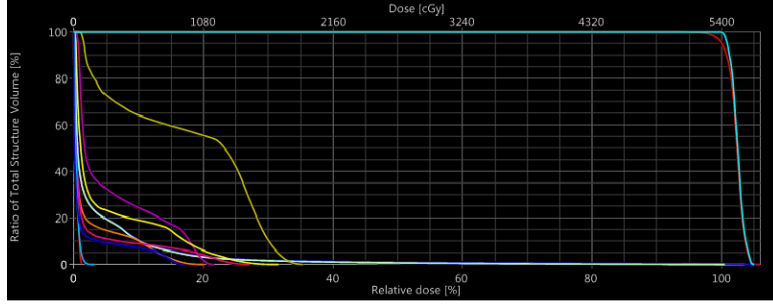
Aynı hastaya ait YART, YAAT, CK ve HT planlarının aksiyel kesitlerin görüntüsü Şekil 3-16'da ve DVH görüntüsü Şekil 3-17'de gösterilmiştir.



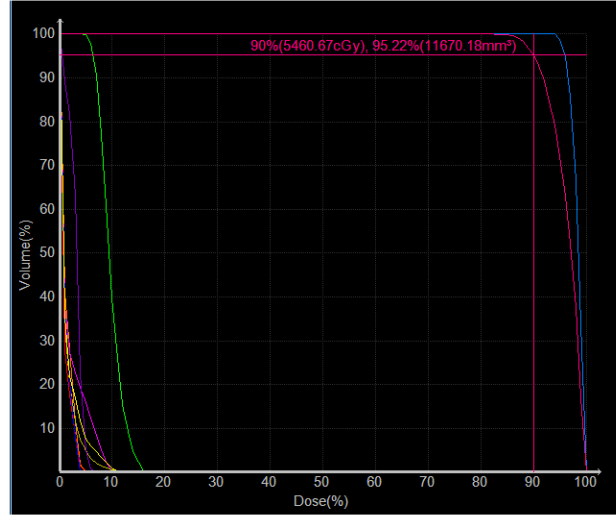
Şekil 3-16: Aynı hastaya ait A) YART B) YAAT C) CK D) HT planlarının aksiyel kesitlerin görüntüsü



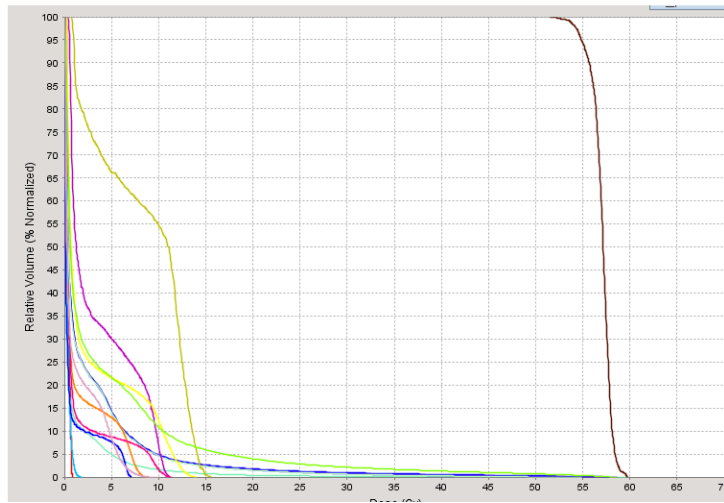
A



B



C



D

Şekil 3-17: Aynı hastaya ait A) YART B) YAAT C) CK D) HT planlarının DVH görüntüsü

3.2.5. Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi ve Kullanılan Parametreler

Tedavi planları, kritik organların Tablo 3-2’de ki kriterlere, Konformite İndex, Homojenite İndex ve $R_{50\%}$ ve D_{2cm} parametrelerine göre değerlendirilir.

Konformite İndex (CI): Doz dağılımının hacminin, hedef hacmin büyüklüğüne ve şekline ne kadar iyi uyduğunun bir ölçüsüdür. Hedef hacimdeki referans dozun izodoz eğrisi hacminin PTV hacmine oranı olarak tanımlanır. 1’ e yakın CI değerleri daha uygundur (3-1) [40].

$$CI = \frac{V_{RI}}{V_{PTV}} \quad (3-1)$$

Doz İstatistikleri: Hedef hacmin ya da kritik organların maruz kaldığı radyasyon dozunun bilgisini verir. Hacmin maksimum aldığı doz D_{maks} , minimum aldığı doz D_{min} , ortalama aldığı doz D_{ort} ve hacmin herhangi bir yüzdesinin aldığı doz $D_{\%n}$ ile gösterilir. Hedef hacmin veya kritik organın aldığı belirli absorbe dozun hacminin yüzdesini ise V_{nGy} ile gösterilir.

Homojenite İndex (HI): PTV’deki doz homojenliğini ölçen parametredir. PTV’nin %5’sinin aldığı dozun %95’lik doza oranıdır. 1’ e yakın HI değerleri daha uygundur (3-2).

$$HI = \frac{D_{5\%}}{D_{95\%}} \quad (3-2)$$

$R_{50\%}$: Reçetelendirilen dozun %50’lik izodoz hacminin PTV hacmine oranı.

D_{2cm} : PTV’den 2 cm veya daha uzaktaki herhangi bir noktadaki maksimum dozun yüzde değeridir [38].

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde CyberKnife ile tedavi edilen akciğer kanserli 15 hastanın BT görüntüleri kullanılarak 4 farklı tedavi teknik ile sanal planlar yapıldı. İstatistik analizi için IBM SPSS Statistics 23 programı kullanıldı.

4.1. Planlanan Hedef Hacim (PTV)

4.1.1. PTV'ye Ait D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-1: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,003
YAAT	0,007
HT	0,492
CK	0,919

Tablo 4-2: PTV'ye ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YAAT	YART	CK	HT
Minimum	57,14	55,74	60,00	58,74
Medyan	57,88	56,97	63,53	61,54
Maksimum	63,28	62,25	67,23	63,74
Ortalama	57,84	59,10	61,65	63,76

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-1) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{maks} değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-2). Dört farklı teknik için D_{maks} doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). Minimum, medyan, ortalama ve maksimum değerlerinin en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-3: PTV'ye ait D_{maks} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

D_{maks} (Gy)	p değeri
YAAT ile YART	0,044
YAAT ile HT	0,003
YAAT ile CK	$p<0,001$
YART ile HT	$p<0,001$
YART ile CK	$p<0,001$
HT ile CK	0,011

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-3'te görüldüğü gibi YAAT ile YART, YAAT ile HT, YAAT ile CK, YART ile HT, YART ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu görüldü.

4.1.2. PTV'ye Ait D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-4: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,027
YAAT	0,002
HT	0,602
CK	0,499

Tablo 4-5: PTV'ye ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{ort} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	54,49	55,15	56,64	58,13
Medyan	55,21	55,53	57,66	59,93
Maksimum	57,98	57,95	59,18	63,98
Ortalama	55,62	56,00	57,71	60,47

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-4) $p<0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{ort} değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-5). Dört farklı teknik için D_{ort} doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p<0,001$). Minimum, ortalama ve

medyan değerleri en düşük YART tekniğinde maksimum değeri de en düşük YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-6: PTV'ye ait D_{ort} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

PTV D_{ort} (Gy)	p değeri
YART ile YAAT	0,158
YART ile HT	$p<0,001$
YART ile CK	$p<0,001$
YAAT ile HT	$p<0,001$
YAAT ile CK	$p<0,001$
HT ile CK	$p<0,001$

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-6'da görüldüğü gibi YART ile HT, YART ile CK, YAAT ile HT, YAAT ile CK, ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YART ile YAAT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.1.3. PTV'ye Ait D_{min} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-7: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	$p<0,001$
YAAT	0,207
HT	$p<0,001$
CK	0,409

Tablo 4-8: PTV'ye ait D_{min} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{min} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	39,24	45,39	46,78	41,74
Medyan	51,29	49,89	49,55	47,26
Maksimum	53,36	45,39	52,78	50,90
Ortalama	49,92	49,37	49,46	47,1

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-7) $p<0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{min} değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis

testi yapıldı (Tablo 4-8). Dört farklı teknik için D_{min} doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). Minimum değeri en yüksek HT tekniğinde, medyan değeri en yüksek YAAT tekniğinde ve maksimum ve ortalama değerleri en yüksek YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-9: PTV'ye ait D_{min} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

D_{min} (Gy)	p değeri
YART ile YAAT	0,019
YART ile HT	0,033
YART ile CK	0,001
YAAT ile HT	0,803
YAAT ile CK	0,004
HT ile CK	0,007

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-9'da görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT, YART ile CK, YAAT ile CK, ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YAAT ile HT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.1.4. PTV'ye Ait CI_{95} Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-10: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,382
YAAT	0,256
HT	0,017
CK	0,076

Tablo 4-11: PTV'ye ait CI_{95} değerlerinin istatistiksel sonuçları

$CI_{95\%}$	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	1,354	1,183	1,333	1,315
Medyan	1,870	1,388	1,460	1,401
Maksimum	2,541	1,514	1,989	1,681
Ortalama	1,893	1,390	1,514	1,427

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-10) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı $CI_{95\%}$ değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-11). Dört farklı teknik için $CI_{95\%}$ değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). 1’e en yakın değerler YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-12: PTV’ye ait $CI_{95\%}$ değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

$CI_{95\%}$	p değeri
YART ile YAAT	$p < 0,001$
YART ile HT	0,003
YART ile CK	$p < 0,001$
YAAT ile HT	0,037
YAAT ile CK	0,787
HT ile CK	0,120

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-12’de görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT, YART ile CK ve YAAT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.1.5. PTV’ye Ait $CI_{80\%}$ Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-13: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,171
YAAT	0,306
HT	0,04
CK	0,298

Tablo 4-14: PTV’ye ait $CI_{80\%}$ değerlerinin istatistiksel sonuçları

$CI_{80\%}$	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	2,106	1,746	1,036	1,91
Medyan	3,526	2,219	2,331	3,197
Maksimum	5,946	2,892	3,9	2,887
Ortalama	3,546	2,263	2,433	2,277

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-13) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı $C_{80\%}$ değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-14). Dört farklı teknik için $CI_{80\%}$ değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). Minimum değeri en düşük HT tekniğinde, medyan değeri en düşük YAAT tekniğinde ve maksimum ve ortalama değerleri en düşük CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-15: PTV’ye ait $CI_{80\%}$ değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

$CI_{80\%}$	p değeri
YART ile YAAT	$p < 0,001$
YART ile HT	0,001
YART ile CK	$p < 0,001$
YAAT ile HT	0,221
YAAT ile CK	0,852
HT ile CK	0,272

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U yöntemi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-15’te görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT ve YART ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YAAT ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.1.6. PTV’ye Ait $HI_{5/95}$ Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-16: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,013
YAAT	0,002
HT	0,583
CK	0,918

Tablo 4-17: PTV’ye ait $HI_{5/95}$ değerlerinin istatistiksel sonuçları

$HI_{5/95}$	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	1,027	1,036	1,063	1,09
Medyan	1,044	1,047	1,102	1,166
Maksimum	1,12	1,121	1,135	1,262
Ortalama	1,053	1,064	1,101	1,163

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-16) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı $HI_{5/95}$ değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-17). Dört farklı teknik için $HI_{5/95}$ değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). Minimum, medyan, ortalama ve maksimum değerlerinin en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-18: PTV’ye ait $HI_{5/95}$ değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

$HI_{5/95}$	p değeri
YART ile YAAT	0,237
YART ile HT	$p < 0,001$
YART ile CK	$p < 0,001$
YAAT ile HT	0,002
YAAT ile CK	$p < 0,001$
HT ile CK	0,001

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-18’de görüldüğü gibi YART ile HT, YART ile CK, YAAT ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu ve YART ile YAAT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.1.7. PTV’ye Ait $R_{50\%}$ (Gy/cm^3) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-19: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,913
YAAT	0,413
HT	0,009
CK	0,014

Tablo 4-20: PTV’ye ait $R_{50\%}$ (Gy/cm^3) değerlerinin istatistiksel sonuçları

$R_{50\%}$ (Gy/cm^3)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	4,35	4,29	4,37	4,23
Medyan	9,18	5,70	5,69	4,90
Maksimum	16,03	7,97	10,42	7,64
Ortalama	9,56	5,77	6,14	5,26

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-19) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı $R_{50\%}$ değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-20). Dört farklı teknik için $R_{50\%}$ değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). En düşük değerler CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-21: PTV’ye ait $R_{50\%}$ (Gy/cm³) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

$R_{50\%}$	p değeri
YART ile YAAT	0,001
YART ile HT	0,003
YART ile CK	$p < 0,001$
YAAT ile HT	0,633
YAAT ile CK	0,078
HT ile CK	0,033

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-21’de görüldüğü gibi YART ile YART, YART ile HT, YART ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YAAT ile HT ve YAAT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.1.8. PTV’ye Ait D_{2cm} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-22: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,743
YAAT	0,529
HT	0,302
CK	0,681

Tablo 4-23: PTV’ye ait D_{2cm} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{2cm} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	85,002	66,63	57,915	55,02
Std. Sapma	$\pm 9,048$	$\pm 9,518$	$\pm 6,526$	$\pm 7,956$

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-22) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı D_{2cm} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-23). Dört farklı teknik için D_{2cm} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). Ortalama değeri en düşük CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-24: PTV’ye ait D_{2cm} (%) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

D_{2cm} (%)	p değeri
YART ile YAAT	$p < 0,001$
YART ile HT	$p < 0,001$
YART ile CK	$p < 0,001$
YAAT ile HT	0,036
YAAT ile CK	0,002
HT ile CK	1

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Bonferroni yöntemi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-24’te görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT, YAAT ile HT, YAAT ile CK ve YART ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu ve HT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.2. Akciğere Ait Verilerin Sonuçları

4.2.1. Akciğer-PTV’ye Ait Verilerinin Sonuçları

4.2.1.1. Akciğer-PTV’ye Ait V_{20Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-25: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,361
YAAT	0,007
HT	0,01
CK	0,002

Tablo 4-26: Akciğer-PTV'ye ait V_{20Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

$V_{20Gy}(\%)$	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	1,73	1,01	1,34	0,64
Medyan	4,92	2,89	3,18	2,64
Maksimum	9,49	9,28	8,89	11,73
Ortalama	5,13	3,49	3,67	3,55

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-25) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı $V_{20Gy}(\%)$ değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-26). Dört farklı teknik için $V_{20Gy}(\%)$ değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p=0,032$). En düşük değerler YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-27: Akciğer-PTV'ye ait V_{20Gy} (%) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

$V_{20Gy}(\%)$	p değeri
YART ile YAAT	0,019
YART ile HT	0,018
YART ile CK	0,021
YAAT ile HT	0,534
YAAT ile CK	0,576
HT ile CK	0,443

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-27'de görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT ve YART ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YAAT ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.2.1.2. Akciğer-PTV'ye Ait $V_{5Gy}(\%)$ Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-28: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,228
YAAT	0,692
HT	0,897
CK	0,267

Tablo 4-29: Akciğer-PTV'ye ait $V_{5Gy}(\%)$ değerlerinin istatistiksel sonuçları

$V_{5Gy}(\%)$	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	13,901	15,019	18,115	16,982
Std. Sapma	$\pm 4,168$	$\pm 5,579$	$\pm 6,966$	$\pm 8,895$

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-28) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı $V_{5Gy}(\%)$ değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-29). Dört farklı teknik için $V_{5Gy}(\%)$ değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,309$). Ortalama değeri en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.1.3. Akciğer-PTV'ye Ait $D_{ort}(\text{Gy})$ Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-30: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,651
YAAT	0,523
HT	0,404
CK	0,144

Tablo 4-31: Akciğer-PTV'ye ait $D_{ort}(\text{Gy})$ değerlerinin istatistiksel sonuçları

$D_{ort}(\text{Gy})$	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	3,003	2,902	3,189	3,483
Std. Sapma	$\pm 0,948$	$\pm 1,117$	$\pm 1,217$	$\pm 1,612$

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-30) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı $D_{ort}(\text{Gy})$ değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi

yapıldı (Tablo 4-31). Dört farklı teknik için D_{ort} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,6$). Ortalama değeri en düşük YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.1.4. Akciğer-PTV'nin 1000cc'sinin Aldığı Doz Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-32: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,007
YAAT	0,061
HT	0,08
CK	0,016

Tablo 4-33: Akciğer-PTV'nin 1000cc'sinin aldığı doz değerlerinin istatistiksel sonuçları

1000cc'nin Aldığı Doz (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,21	0,22	0,22	0,81
Medyan	0,86	1,58	1,87	2,41
Maksimum	5,49	4,94	7,61	7,02
Ortalama	1,52	2,21	2,87	3,29

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-32) $p<0,05$ ten küçük çıktığından dolayı Akciğer-PTV'nin 1000cc'sinin aldığı doz değerleri normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-33). Dört farklı teknik için bu doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,055$). En düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.1.5. Akciğer- PTV'nin 1500cc'sinin Aldığı Doz Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-34: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,004
YAAT	0,021
HT	$p<0,001$
CK	0,011

Tablo 4-35: Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı doz değerlerinin istatistiksel sonuçları

1500cc'nin Aldığı Doz(Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,004	0,14	0,14	0,29
Medyan	0,36	0,54	0,67	1,22
Maksimum	2,27	2,32	5,06	4,44
Ortalama	0,58	0,87	1,11	2,01

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-34) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı doz değerleri normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-35). Dört farklı teknik için Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p = 0,008$). En düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi

Tablo 4-36: Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı doz değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

	p değeri
YART ile YAAT	0,237
YART ile HT	0,089
YART ile CK	0,001
YAAT ile HT	0,547
YAAT ile CK	0,029
HT ile CK	0,059

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-36'da görüldüğü gibi YART ile CK ve YAAT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YART ile YAAT, YART ile HT, YAAT ile HT ve HT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.2.2. Tüm Akciğere Ait Verilerin Sonuçları

4.2.2.1. Tüm Akciğere Ait Ortalama Akciğer Dozu (OAD) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-37: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,063
YAAT	0,396
HT	0,343
CK	0,091

Tablo 4-38: Tüm akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

OAD (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	3,311	3,212	3,507	3,811
Std. Sapma	±1,138	±1,33	±1,425	±1,832

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-37) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı OAD(Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-38). Dört farklı teknik için OAD(Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,687$). Ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.2.2. Tüm Akciğere Ait V_{30Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-39: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,128
YAAT	0,055
HT	0,008
CK	0,001

Tablo 4-40: Tüm akciğere ait V_{30Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{30Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	1,05	0,01	0,81	0,47
Medyan	2,91	1,87	2,02	1,95
Maksimum	6,06	5,48	5,8	7,56
Ortalama	2,96	2,13	2,36	2,38

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-39) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{30Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-40). Dört farklı teknik için V_{30Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,276$). En düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.2.3. Tüm Akciğere Ait V_{20Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-41: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,203
YAAT	0,011
HT	0,007
CK	0,002

Tablo 4-42: Tüm akciğere ait V_{20Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{20Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	1,93	1,15	1,48	0,79
Medyan	5,27	3,4	3,64	3,19
Maksimum	10,97	10,6	10,51	13,16
Ortalama	5,43	4,05	4,24	4,12

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-41) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{20Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-42). Dört farklı teknik için V_{20Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,111$). En düşük değer CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.2.4. Tüm Akciğere Ait V_{10Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-43: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,003
YAAT	0,007
HT	0,492
CK	0,919

Tablo 4-44: Tüm akciğere ait V_{10Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{10Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	2,80	2,62	2,88	2,02
Medyan	9,64	8,42	9,19	6,42
Maksimum	16,98	19,2	21,73	24,21
Ortalama	4,49	8,77	9,40	8,64

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-43) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{10Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-44). Dört farklı teknik için V_{10Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,521$). En düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.2.5. Tüm Akciğere Ait V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-45: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,500
YAAT	0,752
HT	0,853
CK	0,296

Tablo 4-46: Tüm akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{5Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	14,055	15,505	18,548	17,451
Std. Sapma	$\pm 4,475$	$\pm 5,848$	$\pm 7,152$	$\pm 9,105$

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-45) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı V_{5Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-46). Dört farklı teknik için V_{5Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,291$). Ortalama değerinin en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.3. Karşı Akciğere Ait Verilerin Sonuçları

4.2.3.1. Karşı Akciğere Ait Ortalama Akciğer Dozu (OAD) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-47: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,811
YAAT	0,811
HT	$p<0,001$
CK	0,409

Tablo 4-48: Karşı akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

OAD (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,006	0,49	0,52	0,57
Medyan	0,61	1,28	1,61	1,28
Maksimum	1,24	1,97	5,4	2,27
Ortalama	0,61	1,18	1,71	1,29

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-47) $p<0,05$ ten küçük çıktığından dolayı OAD (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-48). Dört farklı teknik için OAD (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p<0,001$). Minimum, medyan, ortalama ve maksimum değerlerinin en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-49: Karşı akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

OAD (Gy)	p değeri
YART ile YAAT	0,001
YART ile HT	$p<0,001$
YART ile CK	0,001
YAAT ile HT	0,078
YAAT ile CK	0,619
HT ile CK	0,191

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-49’da görüldüğü gibi YART

ile YAAT, YART ile HT ve YART ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YAAT ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.2.3.2. Karşı Akciğere Ait V_{10Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-50: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	$p<0,001$
YAAT	$p<0,001$
HT	0,001
CK	$p<0,001$

Tablo 4-51: Karşı akciğere ait V_{10Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{10Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0	0	0	0
Medyan	0	0,0006	0,29	0
Maksimum	1,04	5,57	2,74	0,75
Ortalama	0,15	0,86	0,55	0,06

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-50) $p<0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{10Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-51). Dört farklı teknik için V_{10Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,203$). Minimum değeri her teknikte aynıdır. En düşük değer CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.3.3. Karşı Akciğere Ait V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-52: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,183
YAAT	0,419
HT	0,286
CK	0,034

Tablo 4-53: Karşı akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V _{5Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0	0,65	1,16	0
Medyan	3,46	9,58	12,01	2,56
Maksimum	9,63	16,9	21,94	9,85
Ortalama	3,91	7,82	12,00	2,98

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-52) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{5Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-53). Dört farklı teknik için V_{5Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). Minimum değeri en düşük YART ve CK tekniklerinde olduğu tespit edildi. En düşük değerler CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-54: Karşı akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

V _{5Gy} (%)	p değeri
YART ile YAAT	0,015
YART ile HT	0,002
YART ile CK	0,418
YAAT ile HT	0,101
YAAT ile CK	0,003
HT ile CK	$p < 0,001$

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-54’te görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YART ile CK ve YAAT ile HT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.2.4. İpsilateral Akciğere Ait Verilerin Sonuçları

4.2.4.1. İpsilateral Akciğere Ait Ortalama Akciğer Dozu (OAD) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-55: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,99
YAAT	0,651
HT	0,674
CK	0,42

Tablo 4-56: İpsilateral akciğere ait OAD (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

OAD (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	5,969	5,198	5,484	6,57
Std. Sapma	±2,2	±2,315	±2,363	±3,17

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-55) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı OAD (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-56). Dört farklı teknik için OAD (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,478$). Ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.4.2. İpsilateral Akciğere Ait V_{30Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-57: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,515
YAAT	0,094
HT	0,047
CK	0,005

Tablo 4-58: İpsilateral akciğere ait V_{30Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{30Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	2,00	1,14	1,51	0,88
Medyan	5,51	3,87	3,91	3,91
Maksimum	11,94	10,8	10,42	13,35
Ortalama	5,92	4,48	4,71	4,68

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-57) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{30Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-58). Dört farklı teknik için V_{30Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,45$). En düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.4.3. İpsilateral Akciğere Ait V_{20Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-59: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,462
YAAT	0,084
HT	0,076
CK	0,008

Tablo 4-60: İpsilateral akciğere ait V_{20Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{20Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	3,68	2,14	2,76	1,46
Medyan	9,36	6,48	7,02	7,13
Maksimum	19,49	18,96	18,59	23,36
Ortalama	10,79	8,02	8,42	8,07

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-59) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{20Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-60). Dört farklı teknik için V_{20Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,259$). En düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.4.4. İpsilateral Akciğere Ait V_{10Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-61: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,989
YAAT	0,814
HT	0,641
CK	0,107

Tablo 4-62: İpsilateral akciğere ait V_{10Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{10Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	18,756	16,518	18,033	16,915
Std. Sapma	$\pm 6,525$	$\pm 7,9$	$\pm 8,472$	$\pm 10,852$

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-61) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı V_{10Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-62). Dört farklı teknik için V_{10Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,886$). Ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.2.4.5. İpsilateral Akciğere Ait V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-63: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,675
YAAT	0,943
HT	0,736
CK	0,360

Tablo 4-64: İpsilateral akciğere ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{5Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	23,972	23,265	24,871	31,424
Std. Sapma	$\pm 7,704$	$\pm 8,776$	$\pm 8,941$	$\pm 15,29$

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-63) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı V_{5Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-64). Dört farklı teknik için V_{5Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,144$). Ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3. Kritik Organlara Ait Verilerin Sonuçları

4.3.1. Kalbe Ait Verilerin Sonuçları

4.3.1.1. Kalpte Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-65: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,001
YAAT	0,005
HT	0,006
CK	0,029

Tablo 4-66: Kalbe ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,13	0,11	0,13	1,72
Medyan	2,23	1,83	2,02	8,16
Maksimum	29,17	29,05	29,37	28,61
Ortalama	9,09	9,12	8,97	10,99

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-65) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{maks} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-66). Dört farklı teknik için D_{maks} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,428$). Maksimum değeri en düşük CK tekniğinde ve ortalama değeri en düşük HT tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.1.2. Kalpte Oluşan D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-67: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	$p < 0,001$
YAAT	0,001
HT	0,001
CK	0,011

Tablo 4-68: Kalbe ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{ort} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,03	0,04	0,05	0,19
Medyan	0,23	0,24	0,33	1,14
Maksimum	4,90	4,87	7,04	8,32
Ortalama	1,08	1,71	2,05	2,34

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-67) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{ort} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-68). Dört farklı teknik için D_{ort} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,082$). En düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.1.3. Kalpte Oluşan V_{5Gy} (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-69: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	$p < 0,001$
YAAT	$p < 0,001$
HT	$p < 0,001$
CK	0,011

Tablo 4-70: Kalbe ait V_{5Gy} (%) değerlerinin istatistiksel sonuçları

V_{5Gy} (%)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0	0	0	0
Medyan	0	0	0	4,28
Maksimum	45,97	46,24	55,62	80,86
Ortalama	8,55	14,28	17,77	16,08

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-69) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı V_{5Gy} (%) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-70). Dört farklı teknik için V_{5Gy} (%) değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,684$). Minimum değeri her teknik için aynıdır. En düşük değerler YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.2. Spinal Korda Ait Verilerin Sonuçları

4.3.2.1. Spinal Kordda Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-71: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,037
YAAT	0,484
HT	0,271
CK	0,242

Tablo 4-72: Spinal korda ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,37	7,10	5,39	1,81
Medyan	7,91	12,98	10,76	5,86
Maksimum	18,23	21,27	18,48	13,69
Ortalama	6,89	12,90	11,41	7,01

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-71) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{maks} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-72). Dört farklı teknik için D_{maks} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,003$). Maksimum değer en düşük CK tekniğinde ve ortalama değeri en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-73: Spinal korda ait D_{maks} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

D_{maks} (Gy)	p değeri
YART ile YAAT	0,011
YART ile HT	0,044
YART ile CK	0,724
YAAT ile HT	0,351
YAAT ile CK	0,002
HT ile CK	0,011

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-73’te görüldüğü gibi YART ile

YAAT, YART ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YART ile CK ve YAAT ile HT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.3.2.2. Spinal Kordda Oluşan $D_{0,25cc}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-74: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,032
YAAT	0,491
HT	0,200
CK	0,204

Tablo 4-75: Spinal korda ait $D_{0,25cc}$ (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

$D_{0,25cc}$ (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,33	6,53	5,16	1,70
Medyan	5,26	11,64	9,66	5,36
Maksimum	17,53	20,00	17,36	12,73
Ortalama	5,95	11,89	10,76	6,09

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-74) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı $D_{0,25cc}$ (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-75). Dört farklı teknik için $D_{0,25cc}$ (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,001$). Maksimum değeri en düşük CK tekniğinde ve ortalama değeri en düşük YART tekniğinde ve olduğu tespit edildi.

Tablo 4-76: Spinal korda ait $D_{0,25cc}$ (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

$D_{0,25cc}$ (Gy)	p değeri
YART ile YAAT	0,005
YART ile HT	0,029
YART ile CK	0,468
YAAT ile HT	0,384
YAAT ile CK	$p < 0,001$
HT ile CK	0,004

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-76'da görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YART ile CK ve YAAT ile HT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.3.2.3. Spinal Kordda Oluşan $D_{1,2cc}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-77: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,015
YAAT	0,356
HT	0,196
CK	0,066

Tablo 4-78: Spinal korda ait $D_{1,2cc}$ (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

$D_{1,2cc}$ (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,29	5,94	4,96	1,56
Medyan	2,77	10,31	8,98	4,73
Maksimum	16,83	18,32	16,66	11,83
Ortalama	5,27	10,89	10,12	5,29

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-77) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı $D_{1,2cc}$ (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-78). Dört farklı teknik için $D_{1,2cc}$ (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). En düşük maksimum değer CK tekniğinde ve en düşük ortalama değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-79: Spinal korda ait $D_{1,2cc}$ (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

$D_{1,2cc}$ (Gy)	p değeri
YART ile YAAT	0,005
YART ile HT	0,024
YART ile CK	0,443
YAAT ile HT	0,548
YAAT ile CK	$p < 0,001$
HT ile CK	0,001

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-79'da görüldüğü gibi YART ile YAAT, YART ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YART ile CK ve YAAT ile HT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.3.3. Özofagusa Ait Verilerin Sonuçları

4.3.3.1. Özofagusta Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-80: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,128
YAAT	0,900
HT	0,836
CK	0,877

Tablo 4-81: Özofagusa ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	12,1	13,432	14,695	10,103
Std. Sapma	$\pm 5,878$	$\pm 4,87$	$\pm 4,226$	$\pm 4,404$

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-80) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı D_{maks} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-81). Dört farklı teknik için D_{maks} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,076$). Ortalama değerinin en düşük CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.3.2. Özofagusta Oluşan D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-82: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,824
YAAT	0,104
HT	0,773
CK	0,808

Tablo 4-83: Özofagusa ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{ort} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Ortalama	1,474	1,748	2,107	2,680
Std. Sapma	$\pm 0,909$	$\pm 0,826$	$\pm 1,084$	$\pm 1,519$

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-82) $p < 0,05$ ten büyük çıktığından dolayı D_{ort} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olduğu için ANOVA testi yapıldı (Tablo 4-83). Dört farklı teknik için D_{ort} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p = 0,028$). Ortalama değerinin en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-84: Özofagusa ait D_{ort} (Gy) değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

D_{ort} (Gy)	p değeri
YART ile YAAT	0,907
YART ile HT	0,415
YART ile CK	0,023
YAAT ile HT	0,816
YAAT ile CK	0,114
HT ile CK	0,502

SPSS’de ikili karşılaştırma tekniklerinden Bonferroni yöntemi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-84’te görüldüğü gibi YART ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu, YART ile YAAT, YART ile HT, YAAT ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

4.3.4. Bronşlarda Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-85: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,005
YAAT	0,039
HT	0,176
CK	0,191

Tablo 4-86: Bronşlara ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,21	0,15	0,26	0,35
Medyan	2,89	6,95	9,36	6,39
Maksimum	22,87	21,41	21,98	17,67
Ortalama	8,22	7,72	8,66	7,59

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-85) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{maks} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-86). Dört farklı teknik için D_{maks} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,933$). En düşük değer CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.5. Trakeada Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-87: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,002
YAAT	0,005
HT	0,007
CK	0,202

Tablo 4-88: Trakeaya ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,16	0,22	0,30	0,59
Medyan	1,22	6,03	10,99	8,45
Maksimum	26,68	25,65	25,86	20,27
Ortalama	9,65	9,30	9,38	7,65

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-87) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{maks} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-88). Dört farklı teknik için D_{maks} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,992$). En düşük değer CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.6. Aortta Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-89: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,030
YAAT	0,046
HT	0,904
CK	0,449

Tablo 4-90: Aorta ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,20	0,22	0,28	0,48
Medyan	12,61	11,49	12,87	9,38
Maksimum	35,42	35,81	28,93	25,94
Ortalama	13,49	12,91	15,29	10,33

SPSS’de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-89) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{maks} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-90). Dört farklı teknik için D_{maks} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p=0,75$). En düşük değerler CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.7. Sol Ön İnen Artere (Left Anterior Descending, LAD) Ait Verilerin Sonuçları

4.3.7.1. LAD’da Oluşan D_{maks} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-91: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	$p < 0,001$
YAAT	0,001
HT	0,005
CK	0,258

Tablo 4-92: LAD'a ait D_{maks} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{maks} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,08	0,09	0,10	0,27
Medyan	0,46	0,81	0,96	4,21
Maksimum	13,74	11,59	13,82	10,94
Ortalama	2,92	3,88	4,47	4,61

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-91) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{maks} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-92). Dört farklı teknik için D_{maks} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,28$). Maksimum değeri en düşük CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.7.2. LAD'da Oluşan D_{ort} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-93: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	$p < 0,001$
YAAT	0,001
HT	0,003
CK	0,059

Tablo 4-94: LAD'a ait D_{ort} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{ort} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,02	0,03	0,04	0,18
Medyan	0,25	0,30	0,47	2,14
Maksimum	6,77	5,43	5,73	5,37
Ortalama	1,31	1,50	1,69	2,18

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-93) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D_{ort} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-94). Dört farklı teknik için D_{ort} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,069$). Maksimum değeri en düşük CK tekniğinde ve ortalama değeri en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.7.3. LAD'da Oluşan D_{%2} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-95: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	p<0,001
YAAT	0,001
HT	0,006
CK	0,238

Tablo 4-96: LAD'a ait D_{%2} (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D_{%2} (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,07	0,075	0,09	0,24
Medyan	0,42	0,68	0,89	3,46
Maksimum	11,91	10,31	13,1	10,52
Ortalama	2,55	3,53	4,16	4,17

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-95) p<0,05 ten küçük çıktığından dolayı D_{%2} (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-96). Dört farklı teknik için D_{%2} (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu (p=0,273). Maksimum değeri en düşük YAAT tekniğinde ve ortalama değeri en düşük YART tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.3.7.4. LAD'da Oluşan D_{%5} (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-97: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	p<0,001
YAAT	0,001
HT	0,004
CK	0,223

Tablo 4-98: LAD'a ait D₅ (Gy) değerlerinin istatistiksel sonuçları

D ₅ (Gy)	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	0,06	0	0,08	0,23
Medyan	0,40	0,62	0,78	3,45
Maksimum	10,49	9,90	12,6	9,84
Ortalama	2,35	3,36	3,94	3,91

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-97) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı D₅ (Gy) değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-98). Dört farklı teknik için D₅ (Gy) doz değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu ($p = 0,256$). Ortalama değeri en düşük YART tekniğinde ve maksimum değeri en düşük CK tekniğinde olduğu tespit edildi.

4.4. Monitor Unit (MU) Verilerinin Sonuçları

Tablo 4-99: Normalizasyon sonucu p değerleri

	p değeri
YART	0,506
YAAT	0,991
HT	0,998
CK	$p < 0,001$

Tablo 4-100: MU değerlerinin istatistiksel sonuçları

MU	YART	YAAT	HT	CK
Minimum	3092	3876	7840	5426
Medyan	4275	4679	11878	7048
Maksimum	6312	5361	16469	19337
Ortalama	4330	4624	11966	8581

SPSS'de uygulanan normalizasyon testi sonucu (Tablo 4-99) $p < 0,05$ ten küçük çıktığından dolayı MU değişkeni normal dağılıma uygun olmadığı için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 4-100). Dört farklı teknik için MU değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ($p < 0,001$). Ortalama değeri en düşük YART tekniğinde ve maksimum değeri en düşük YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi.

Tablo 4-101: MU değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

MU	p değeri
YART ile YAAT	0,13
YART ile HT	$p<0,001$
YART ile CK	$p<0,001$
YAAT ile HT	$p<0,001$
YAAT ile CK	$p<0,001$
HT ile CK	0,001

SPSS'de ikili karşılaştırma tekniklerinden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Uygulanan ikili karşılaştırma testleri sonucunda Tablo 4-101'de görüldüğü gibi YART ile HT, YART ile CK, YAAT ile HT, YAAT ile CK ve HT ile CK teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu ve YART ile YAAT teknikleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında akciğer kanserli 15 hasta için MultiPlan, Varian Eclipse ve Tomotherapy HDA tedavi planlama sistemleri kullanılarak dört farklı tedavi teknikleri (YART, YAAT, HT ve CK) PTV'nin ve kritik organların aldığı dozlar DVH'a bakılarak değerlendirildi. Bizim çalışmamız gibi 4 tekniği aynı anda değerlendiren makale olmadığı için farklı makaleler incelenerek karşılaştırma yapılmıştır.

5.1. PTV'ye Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

PTV'ye ait D_{maks} (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda PTV'ye ait maksimum doz (D_{maks}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 57,84 Gy ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Xhaferllari ve ark. (2016) erken evre küçük hücreli dışı akciğer kanserli 10 hasta üzerinde her hasta için YART, YAAT ve HT teknikleri için yaptıkları toplam 8 tedavi planını değerlendirmişler ve PTV'ye ait maksimum dozu en düşük HT tekniğinde olduğunu bildirmiştir [7].

PTV'ye ait D_{ort} (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda PTV'ye ait ortalama doz (D_{ort}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 55,62 Gy ile reçetelendirilen doza en yakın değeri YART tekniği verebilmiştir. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında ise reçetelendirilen doza en yakın değeri HT tekniğinin verdiği bildirilmiştir [7].

Çalışmanın bizim çalışmamızdan farklı tarafı ise bizim çalışmamızda YART tekniğinde planlar beş alan ile hazırlanması ve HT tekniğinde farklı pitch faktörünün kullanılmasıdır. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında YART tekniği için dokuz veya on bir alan ile planlar hazırlanmıştır ve HT tekniği için pitch faktörü 0,172 seçilmiştir.

PTV'ye ait D_{min} (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda PTV'ye ait minimum doz (D_{min}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 49,92 Gy ile reçetelendirilen doza en yakın değeri YART tekniği verebilmiştir. Literatürlerde PTV'ye ait minimum doz değerine rastlanmamıştır.

PTV'nin $CI_{95\%}$ değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda $CI_{95\%}$ ortalama değerlerine göre incelendiğinde $CI_{95\%}$ değerinin 1,39 ile 1'e en yakın değer olan ve en iyi üniform doz dağılımını sağlayan teknik YAAT tekniği olduğu tespit edilmiştir. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da $CI_{95\%}$ değerinin 1'e en yakın değeri YAAT tekniğinin verdiği bildirilmiştir [7].

PTV'nin $C_{80\%}$ değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda $CI_{80\%}$ ortalama değerlerine göre incelendiğinde $C_{80\%}$ değerinin en düşük olduğu teknik YAAT tekniğidir. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da $CI_{80\%}$ değerinin en düşük olduğu teknik YAAT tekniği olduğu bildirilmiştir [7].

PTV'nin HI değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda HI ortalama değerlerine göre incelendiğinde HI değerinin 1,05 ile 1'e en yakın değer olan ve en iyi homojen doz dağılımını sağlayan teknik YART tekniği olduğu tespit edilmiştir. Kinhikar ve ark. (2015) erken evre küçük hücreli dışı akciğer kanserli 20 hasta üzerinde 3B-KRT, YART ve HT teknikleri ile yaptıkları çalışmada ise HI ortalama değerinin 1'e en yakın HT tekniğinin verdiğini belirtmiştir [38].

Bizim çalışmamızda YART tekniğinde planlar beş alan ile hazırlandı ve HT tekniğinde farklı pitch faktörü ve modülasyon faktörünün kullanıldı. Kinhikar ve ark.'nın çalışmasında YART tekniği için dört, beş veya altı alan ile planlar hazırlanmıştır ve HT tekniği için pitch faktörü 0,3 ve modülasyon faktörü 3 seçilmiştir. Bu farklılığın sonucu etkilediğini düşünmekteyiz.

$R_{50\%}$ ve D_{2cm} parametleri PTV ötesindeki intermediate doz saçılımını, falloff gradyantını ve yapılan planların konformallığını değerlendirmesinde kullanılır. PTV'nin $R_{50\%}$ değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda $R_{50\%}$ ortalama değerlerine göre incelendiğinde 5,26 ile en düşük değer CK tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Kannarunimit ve arkadaşlarının merkezi akciğer tümörleri tedavisi için kullanılan SBRT teknikleri YAAT, robotik radyocerrahi ve HT karşılaştırma çalışmasında da $R_{50\%}$ ortalama değerinin en düşük robotik radyocerrahi yani CK tekniğinde olduğunu belirtmiştir [6].

D_{2cm} (%) değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p < 0,001$). Yapılan analizler sonucunda D_{2cm} (%) ortalama değerlerine göre incelendiğinde %55,02 ile en düşük değer CK tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Kannarunimit ve ark.'nın çalışmasında D_{2cm} (%) ortalama değerinin en düşük CK tekniğinde olduğu belirtilmiştir [6].

5.2. Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

5.2.1. Akciğer – PTV'ye Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Akciğer – PTV'ye ait V_{20Gy} (%) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p = 0,032$). Yapılan analizler sonucunda Akciğer – PTV'ye ait V_{20Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %3,49 ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Her teknik için V_{20Gy} %10'un altında tutulmaya çalışıldı. Kınhikar ve ark. çalışmasında V_{20Gy} (%) ortalama değerinin en düşük HT tekniğinde olduğunu belirtmiştir [38]. Bizim çalışmamızda ise bütün tekniklerin ortalama değeri istenilen kriterlere uymaktadır ve YAAT ile HT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,534$).

Akciğer – PTV'ye ait V_{5Gy} (%) değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda dört farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p = 0,309$). Yapılan analizler sonucunda Akciğer – PTV'ye ait V_{5Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %13,9 ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Kınhikar ve ark. çalışmasında V_{5Gy} (%) ortalama değerinin en düşük HT tekniğinde olduğunu belirtmiştir [38].

Akciğer – PTV'ye ait D_{ort} (Gy) değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda dört farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p = 0,6$). Yapılan analizler sonucunda Akciğer – PTV'nin aldığı ortalama doz, D_{ort} (Gy), ortalama değerlerine göre incelendiğinde 2,9 Gy ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Kınhikar ve ark.'nın çalışmasında D_{ort} (Gy) ortalama değerinin en düşük HT tekniğinde olduğu bildirilmiştir [38].

Akciğer-PTV'nin 1000cc'sinin aldığı doz değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda dört farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p = 0,055$). Yapılan analizler sonucunda Akciğer-PTV'nin 1000cc'sinin

aldığı dozlar ortalama değerlerine göre incelendiğinde 1,51 Gy ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Kinohikar ve ark.'nın çalışmasında Akciğer-PTV'nin 1000cc'sinin aldığı dozların ortalama değerinin en düşük HT tekniğinde olduğu bildirilmiştir [38].

Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı doz değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,008$). Yapılan analizler sonucunda Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı dozlar ortalama değerlerine göre incelendiğinde 0,58 Gy ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Kinohikar ve ark.'nın çalışmasında Akciğer-PTV'nin 1500cc'sinin aldığı dozların ortalama değerinin en düşük 3B-KRT tekniğinde ve ikinci en düşük değerin ise YART tekniğinde olduğu bildirilmiştir [38].

5.2.2. Tüm Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Tüm akciğere ait ortalama akciğer dozu (OAD) değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,687$). Yapılan analizler sonucunda ortalama akciğer dozunun, OAD (Gy), ortalama değerlerine göre incelendiğinde 3,21 Gy ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında OAD (Gy) değişkeninin ortalama değeri en düşük YAAT tekniğinde olduğu bildirilmiştir [7].

Tüm akciğere ait V_{30Gy} (%) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,276$). Yapılan analizler sonucunda tüm akciğere ait V_{30Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %2,13 ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde tüm akciğere ait V_{30Gy} değerine rastlanmamıştır.

Tüm akciğere ait V_{20Gy} (%) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,111$). Yapılan analizler sonucunda tüm akciğere ait V_{20Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %4,05 ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da V_{20Gy} (%) ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu belirtilmiştir. Chan ve ark.'nın (2013) yayınladığı erken evre küçük hücreli dışı akciğer kanserli 14 hasta üzerinde CK ve YAAT teknikleri ile yaptıkları

çalışmada ise V_{20Gy} (%) ortalama değerinin en düşük CK tekniğinde olduğunu bildirmiştir [39].

Tüm akciğere ait V_{10Gy} (%) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda dört farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,521$). Yapılan analizler sonucunda tüm akciğere ait V_{10Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %8,64 ile en düşük değer CK tekniğinde ve %8,77 ile ikinci en düşük değer ise YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da V_{10Gy} (%) ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu bildirilmiştir [7].

Tüm akciğere ait V_{5Gy} (%) değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda dört farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,291$). Yapılan analizler sonucunda tüm akciğere ait V_{5Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %14,06 ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da V_{5Gy} (%) ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu bildirilmiştir [7].

5.2.3. Karşı Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Karşı akciğere ait OAD (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda ortalama akciğer dozunun, OAD (Gy), ortalama değerlerine göre incelendiğinde 0,61 Gy ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Kannarunimit ve arkadaşları ise karşı akciğere ait ortalama akciğer dozunun ortalama değerinin en düşük robotik radyocerrahide olduğunu bildirmiştir [6]. Kannarunimit ve arkadaşlarının çalışmasında HT tekniğinde pitch faktörünü 0,3 almasından ve YART tekniği kullanılmadığından dolayı bizim çalışmamızla farklılık gösterdiğini düşünmekteyiz.

Karşı akciğere ait $V_{10Gy}(\%)$ değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda dört farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,203$). Yapılan analizler sonucunda karşı akciğere ait $V_{10Gy}(\%)$ değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %0,06 ile en düşük değer CK tekniğinde ve %0,154 ile ikinci en düşük değer ise YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında ise $V_{10Gy}(\%)$ ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğu

bildirilmiştir [7]. Kannarunimit ve arkadaşları ise $V_{10Gy}(\%)$ ortalama değerinin en düşük robotik radyocerrahide olduğunu bildirmiştir [6].

Karşı akciğere ait $V_{5Gy}(\%)$ değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda karşı akciğere ait $V_{5Gy}(\%)$ değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %2,98 ile en düşük değer CK tekniğinde ve %3,91 ile ikinci en düşük değer ise YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da $V_{5Gy}(\%)$ ortalama değerinin en düşük YAAT tekniğinde olduğunu bildirilmiştir [7]. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında CK tekniği kullanılmamıştır. Kannarunimit ve arkadaşları ise $V_{5Gy}(\%)$ ortalama değerinin en düşük robotik radyocerrahide olduğunu bildirmiştir [6].

5.2.4. İpsilateral Akciğere Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

İpsilateral akciğere ait OAD (Gy) değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,478$). Yapılan analizler sonucunda ortalama akciğer dozunun, OAD (Gy), ortalama değerlerine göre incelendiğinde 5,2 Gy ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde ipsilateral akciğere ait OAD değerine rastlanmamıştır.

İpsilateral akciğere ait $V_{30Gy}(\%)$ değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,45$). Yapılan analizler sonucunda ipsilateral akciğere ait $V_{30Gy}(\%)$ değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %4,48 ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde ipsilateral akciğere ait V_{30Gy} değerine rastlanmamıştır.

İpsilateral akciğere ait $V_{20Gy}(\%)$ değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,259$). Yapılan analizler sonucunda ipsilateral akciğere ait $V_{20Gy}(\%)$ değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %8,02 ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde ipsilateral akciğere ait V_{20Gy} değerine rastlanmamıştır.

İpsilateral akciğere ait $V_{10Gy}(\%)$ değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,886$). Yapılan analizler sonucunda ipsilateral akciğere ait $V_{10Gy}(\%)$ değişkeni ortalama değerlerine göre

incelendiğinde %16,52 ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde ipsilateral akciğere ait V_{10Gy} değerine rastlanmamıştır.

İpsilateral akciğere ait V_{5Gy} (%) değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,144$). Yapılan analizler sonucunda ipsilateral akciğere ait V_{5Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %23,27 ile en düşük değer YAAT tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde ipsilateral akciğere ait V_{5Gy} değerine rastlanmamıştır.

5.3. Kritik Organlara Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

5.3.1. Kalbe Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Kalbe ait maksimum doz, D_{maks} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,428$). Yapılan analizler sonucunda kalbe ait maksimum doz (D_{maks}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde kalbi 8,97 Gy ile en iyi HT tekniğinin koruduğu tespit edilmiştir. Kinikar ve ark.'nın çalışmasında da kalbe ait maksimum dozu en düşük HT tekniğinde olduğu bildirilmiştir [38]. Kannarunimit ve arkadaşları ise kalbe ait maksimum dozu en düşük YAAT tekniğinin sağladığını bildirmiştir [6].

Kalbe ait ortalama doz, D_{ort} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,082$). Yapılan analizler sonucunda kalbe ait ortalama doz (D_{ort}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 1,08 Gy ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Literatürlerde kalbe ait ortalama doz değerine rastlanmamıştır.

Kalbe ait V_{5Gy} (%) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda dört farklı teknik için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,684$). Yapılan analizler sonucunda kalbe ait V_{5Gy} (%) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde %8,55 ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Kinikar ve ark.'nın çalışmasında ise kalbe ait V_{5Gy} (%) parametresini en düşük HT tekniğinde olduğu bildirilmiştir [38].

5.3.2. Spinal Korda Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Spinal korda ait maksimum doz, D_{maks} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,003$). Yapılan

analizler sonucunda spinal korda ait maksimum doz (D_{maks}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde spinal kordu 6,89 Gy ile en iyi YART tekniğinin koruduğu tespit edilmiştir. Holt ve arkadaşlarının SBRT tekniklerinden YAAT ve YART tekniklerinin akciğer tümörlü 27 hastada karşılaştırma çalışmasında spinal korda ait maksimum dozu en düşük YART tekniğinde olduğunu belirtmiştir [40]. Kannarunimit ve arkadaşları ise spinal korda ait maksimum dozu en düşük robotik radyocerrahi tekniğinin sağladığını bildirmiştir [6]. Chan ve ark.'nın (2013) yayınladığı erken evre küçük hücreli dışı akciğer kanserli 14 hasta üzerinde YAAT ve CK teknikleri ile teyaptıkları çalışmada ise spinal korda ait $D_{\%1}$ (Gy) ortalama değerinin en düşük CK tekniğinde olduğu bildirilmiştir [39]. Bizim çalışmamızda ise YART ile CK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,724$).

Spinal korda ait $D_{0,25cc}$ (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,001$). Yapılan analizler sonucunda spinal kordun 0,25 cc'sinin aldığı doz ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 5,95 Gy ile en düşük değerin YART tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Literatürlerde spinal korda ait $D_{0,25cc}$ (Gy) değerine rastlanmamıştır.

Spinal korda ait $D_{1,2cc}$ (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda spinal kordun 1,2 cc'sinin aldığı doz ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 5,27 Gy ile en düşük değerin YART tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Literatürlerde spinal korda ait $D_{1,2cc}$ (Gy) değerine rastlanmamıştır.

5.3.3. Özofagusa Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Özofagusa ait maksimum doz, D_{maks} (Gy), değerleri için yapılan ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,076$). Yapılan analizler sonucunda özofgusa ait maksimum doz (D_{maks}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde özofagusu 10,1 Gy ile en iyi CK tekniğinin ve 12,1 Gy ile ikinci en iyi YART tekniğinin koruduğu tespit edilmiştir. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da özofagusa ait maksimum dozu en düşük YART tekniğinde olduğu bildirilmiştir [7]. Chan ve ark.'nın çalışmasında da özofagusa ait $D_{\%1}$ (Gy) ortalama değerinin en düşük CK tekniğinde olduğu bildirilmiştir [39].

Özofagusa ait ortalama doz D_{ort} (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,028$). Yapılan analizler sonucunda özofagusa ait ortalama doz (D_{ort}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 1,47 Gy ile en düşük değerin YART tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Literatürlerde özofagusa ait ortalama doz değerine rastlanmamıştır.

5.3.4. Bronşlara Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Bronşlara ait maksimum doz, D_{maks} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,933$). Yapılan analizler sonucunda bronşlara ait maksimum doz (D_{maks}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde bronşları 8,22 Gy ile en iyi YART tekniğinin koruduğu tespit edilmiştir. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da bronşlara ait maksimum dozu en düşük YART tekniğinde olduğu bildirilmiştir [7].

5.3.5. Trakeaya Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Trakeaya ait maksimum doz, D_{maks} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,992$). Yapılan analizler sonucunda trakeaya ait maksimum doz (D_{maks}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde trakeayı 7,65 Gy ile en iyi CK tekniğinin ve 9,3 Gy ile ikinci en iyi YAAT tekniğinin koruduğu tespit edilmiştir. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da trakeaya ait maksimum dozu en düşük YAAT tekniğinde olduğunu bildirmiştir [7]. Chan ve ark.'nın çalışmasında da trakeaya ait $D_{\%1}$ (Gy) ortalama değerinin en düşük CK tekniğinde olduğu bildirilmiştir [39].

5.3.6. Aorta Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Aorta ait maksimum doz, D_{maks} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,75$). Yapılan analizler sonucunda aorta ait D_{maks} 'ın ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde aortu 10,33 Gy ile en iyi CK tekniğinin koruduğu tespit edilmiştir. Literatürlerde aorta ait maksimum doz değerine rastlanmamıştır.

5.3.7. LAD'a Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

LAD'a ait maksimum doz, D_{maks} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,28$). Yapılan analizler sonucunda LAD'a ait D_{maks} 'ın ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde

LAD'ı 2,92 Gy ile en iyi YART tekniğinin koruduğu tespit edilmiştir. Literatürlerde LAD'a ait D_{maks} değerine rastlanmamıştır.

LAD'a ait ortalama doz, D_{ort} (Gy), değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,069$). Yapılan analizler sonucunda LAD'a ait ortalama doz (D_{ort}) ortalama değerlerine göre değerlendirildiğinde 1,31 Gy ile en düşük değerin YART tekniğinde olduğu tespit edilmiştir. Literatürlerde LAD'a ait D_{ort} değerine rastlanmamıştır.

LAD'a ait $D_{\%2}$ (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,273$). Yapılan analizler sonucunda LAD'a ait $D_{\%2}$ (Gy) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde 2,55 Gy ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde LAD'a ait $D_{\%2}$ değerine rastlanmamıştır.

LAD'a ait $D_{\%5}$ (Gy) değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,256$). Yapılan analizler sonucunda LAD'a ait $D_{\%5}$ (Gy) değişkeni ortalama değerlerine göre incelendiğinde 2,35 Gy ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Literatürlerde LAD'a ait $D_{\%5}$ değerine rastlanmamıştır.

5.4. Monitor Unit (MU) Sonuçlarının Değerlendirilmesi

MU değerleri için yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Yapılan analizler sonucunda MU parametresi ortalama değerlerine göre incelendiğinde 4330 ile en düşük değer YART tekniğinde olduğu tespit edildi. Xhaferllari ve ark.'nın çalışmasında da MU değerini en düşük YART tekniğinde olduğunu bildirmiştir [7]. Kannarunimit ve arkadaşları ise MU değerini en düşük YAAT tekniğinin sağladığını bildirmiştir [6]. Bizim çalışmamızda ise MU değeri için YAAT ile YART arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,130$).

Bütün teknikler değerlendirildiğinde, her teknikte istenilen sonuçlar elde edilmiştir. PTV'ye ait bütün parametreler bütün teknikler için istenilen kriterlere uymaktadır. PTV'nin maksimum dozu her teknik için %124,9'un altında tutulmuştur. PTV'ye ait maksimum doz en düşük 62,25 Gy ile YART tekniğinde ve ortalama doz

55,62 Gy ile reçetelendirilen doza en yakın değeri de YART tekniğinde olduğu görülmüştür.

Akciğer tümörleri tedavisinde kullanılan SBRT tekniklerinin planlanlarının değerlendirmesinde HI, CI, R_{50} ve D_{2cm} önemli kriterdir. HI ve CI değerlerinde ise CI_{95} ve CI_{80} değerlerinin YAAT planlarında daha iyi olduğu görülmüştür bu da YAAT tekniği daha iyi üniform doz dağılımını sağlamıştır. $HI_{5/95}$ değerlerinde ise en iyi homojen bir doz dağılımını sağlayan teknik YART olduğu görülmüştür. PTV ötesindeki intermediate doz saçılımını, fall-off gradyantını ve yapılan planların konformallığını değerlendirmesinde kullanılan $R_{50\%}$ ve D_{2cm} parametleri ise en düşük CK tekniğinde olduğu görülmüştür.

CK tekniğinde Tablo 4-26'da görüldüğü gibi Akciğer – PTV'ye ait V_{20Gy} (%) sonuçlarının maksimum değeri %10'dan fazla olmasının nedeni CK tekniğinde Multiplan TPS'de Akciğer – PTV çizilemediği ve sonuçlar MIM Versiyon 6 programı kullanılarak değerlendirilmiştir. HT tekniğinde ise hesaplama öncelik sıralamalarında Akciğer – PTV kritik organlardan sonra optimizasyona katılmıştır. Böylece, Akciğer – PTV'nin değerleri bu sıralamadan dolayı etkilenmiştir. Tüm akciğerin ve ipsilateral akciğerin verileri değerlendirildiğinde tüm akciğeri ve ipsilateral akciğeri YAAT tekniğinin daha iyi koruduğu tespit edilmiştir. Diğer teknikler de YAAT tekniğine yakın değerler almıştır. Karşı akciğeri ise CK tekniği daha iyi koruyabilmiştir. Diğer teknikler de istenilen kriterlere uymaktadır. Tüm akciğerin OAD ve V_{20Gy} değerleri incelendiğinde en düşük radyasyon pnömonisi riskini gösteren teknik YAAT tekniğidir.

Spinal kordun, kalbin, bronşların ve LAD'ın maksimum doz değerleri değerlendirildiğinde YART tekniği bu kritik organları daha iyi korumuştur. Bizim çalışmamızda YART tekniğinde alanlar kritik organların konumuna göre yerleştirildiğinden dolayı daha iyi korunduğu tespit edilmiştir. Özofagusun, aortun ve trakeanın maksimum doz değerleri incelendiğinde ise CK tekniği bu kritik organları daha iyi koruduğu gözlenmiştir. Kritik organların bütün parametrelerinin ortalama değerleri her teknik için istenilen kriterlere uymaktadır.

MU değeri YART tekniği ile yapılan planlarda daha düşük olduğu tespit edilmiştir. MU değeri, tedavi süresini belirleyen önemli bir kriterdir. Daha düşük MU değerleri ile tedavi süresi daha kısa sürmektedir.

PTV'ye ait parametreler, tedavi süresi ve kritik organların korunma özelliği ile değerlendirildiğinde YART tekniği ile yapılan planlar diğer teknikler ile yapılan planlara göre istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Ancak; her dört teknik ile yapılan planlar incelendiğinde klinik için kabul edilebilir sonuçlar bulunmuştur.



KAYNAKLAR

1. Aydın, A. & Can G. *Akciğer Kanserinde Tedavi ve Bakım*; 2010.
2. Akkoçlu, A. Akciğer Kanserleri. Erişim 11.09.2017,
http://file.toraks.org.tr/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/mesleki-kurslar-2-ppt-pdf/Atilla_Akkoclu.pdf
3. Fakiris, A. J., McGarry, R. C., Yiannoutsos, C. T., Papiez, L., Williams, M., Henderson, M. A., & Timmerman, R. Stereotactic body radiation therapy for early-stage non-small-cell lung carcinoma: four-year results of a prospective phase II study. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 2009; **75**(3), 677-682. Erişim 12.09.2017,
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301608038509>
4. Nuyttens, J. J., Prevost, J. B., Praag, J., Hoogeman, M., Van Klaveren, R. J., Levendag, P. C., & Pattynama, P. M. T. Lung tumor tracking during stereotactic radiotherapy treatment with the CyberKnife: Marker placement and early results. *Acta Oncologica* 2006; **45**(7), 961-965. Erişim 20.09.2017,
<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02841860600902205>
5. Khan, F. M., & Gibbons, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
6. Kannarunimit, D., Descovich, M., Garcia, A., Chen, J., Weinberg, V., McGuinness, C. ve ark. Analysis of dose distribution and risk of pneumonitis in stereotactic body radiation therapy for centrally located lung tumors: a comparison of robotic radiosurgery, helical tomotherapy and volumetric modulated arc therapy. *Technology in cancer research & treatment* 2015; **14**(1), 49-60. Erişim 21.09.2017,
<http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.7785/tcrt.2012.500394>
7. Xhaferllari, I., El-Sherif, O., & Gaede, S. Comprehensive dosimetric planning comparison for early-stage, non-small cell lung cancer with SABR: fixed-beam IMRT versus VMAT versus TomoTherapy. *Journal of applied clinical medical physics* 2016; **17**(5), 329-340. Erişim 28.09.2017,
<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1120/jacmp.v17i5.6291>

8. Lee, N. Y., & Terezakis, S. A. Intensity-modulated radiation therapy. *Journal of surgical oncology* 2008, **97**(8), 691-696. Erişim 28.09.2017, <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jso.21014>
9. Tong, A. N., Yan, P., Yuan, G. H., Lv, X. Y., Gong, H., Zhao, H. ve ark. M. Advantages of CyberKnife for inoperable stage I peripheral non-small-cell lung cancer compared to three-dimensional conformal radiotherapy. *Molecular and Clinical Oncology* 2015; **3**(2), 442-448. Erişim 30.09.2017, <https://www.spandidos-publications.com/mco/3/2/442?text=fulltext>
10. Rehman, S., Roach, M. C., Bradley, J. D., & Robinson, C. G. Lung Stereotactic Body Radiation Therapy. *Missouri medicine* 2015; **112**(5), 361-365. Erişim 30.09.2017, [https://www.journals.elsevierhealth.com/article/S0360-3016\(15\)02310-X/fulltext](https://www.journals.elsevierhealth.com/article/S0360-3016(15)02310-X/fulltext)
11. Marieb, Elaine Nicpon, & Katja Hoehn. *Human anatomy & physiology*. Pearson Education; 2007.
12. Loeb, L. A., Emster, V. L., Warner, K. E., Abbotts, J., & Laszlo, J. Smoking and lung cancer: an overview. *Cancer Research* 1984; **44**(12 Part 1), 5940-5958. Erişim 16.10.2017, http://cancerres.aacrjournals.org/content/44/12_Part_1/5940.short
13. American Cancer Society, *Cancer Facts & Figures 2018*. American Cancer Society (İnternette) 2017, Kasım. Erişim 05.02.2018, <https://www.cancer.org/content/dam/cancer-org/research/cancer-facts-and-statistics/annual-cancer-facts-and-figures/2018/cancer-facts-and-figures-2018.pdf>
14. American Cancer Society, *Global Cancer Facts & Figures 3rd Edition*. American Cancer Society (İnternette) 2015. Erişim 05.02.2018, <https://www.cancer.org/content/dam/cancer-org/research/cancer-facts-and-statistics/global-cancer-facts-and-figures/global-cancer-facts-and-figures-3rd-edition.pdf>
15. http://kanser.gov.tr/Dosya/2017Haberler/2017_4_subat.pdf
16. Ergelen, R., & Cagatay Çimřit, N. AKCİĞER T M RLER . *Bulletin of Thoracic Surgery/Toraks Cerrahisi B lteni* 2013; **4**(3). Erişim 24.02.2018, <http://www.toraks.org.tr/uploadFiles/book/file/1112013113958-178188.pdf>

17. Detterbeck, F. C., Boffa, D. J., & Tanoue, L. T. The new lung cancer staging system. *Chest* 2009; **136**(1), 260-271. Erişim 27.02.2018, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0012369209604359>
18. Van Zyp, N. V. D. V. *Stereotactic Radiotherapy for Stage I Non-Small Cell Lung Cancer using Real-Time Tumor Tracking* 2011; Erişim 05.03.2018, <https://repub.eur.nl/pub/23626/>
19. Wilcox, E. E., Daskalov, G. M., Lincoln, H., Shumway, R. C., Kaplan, B. M., & Colasanto, J. M. Comparison of planned dose distributions calculated by Monte Carlo and Ray-Trace algorithms for the treatment of lung tumors with cyberknife: a preliminary study in 33 patients. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 2010, **77**(1), 277-284. Erişim 06.03.2018, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301609029162>
20. Timmerman, R., Paulus, R., Galvin, J., Michalski, J., Straube, W., Bradley, J. ve ark. Stereotactic body radiation therapy for inoperable early stage lung cancer. *Jama* 2010; **303**(11), 1070-1076. Erişim 06.03.2018, <https://jamanetwork.com/journals/jama/fullarticle/185547>
21. Podgorsak, E. B. Radiation oncology physics. *Vienna: International Atomic Energy Agency* 2005; 123-271. Erişim 20.03.2018, http://dl4a.org/uploads/pdf/Pub1196_web.pdf
22. ICRU Report No.62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50) 1999.
23. McGrath, S. D., Matuszak, M. M., Yan, D., Kestin, L. L., Martinez, A. A., & Grills, I. S. Volumetric modulated arc therapy for delivery of hypofractionated stereotactic lung radiotherapy: A dosimetric and treatment efficiency analysis. *Radiotherapy and Oncology* 2010; **95**(2), 153-157. Erişim 01.04.2018, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167814010000162>
24. Tipton KN, Sullivan N, Bruening W, Inamdar R, Launders J, Uhl S, ve ark. *Stereotactic Body Radiation Therapy. Technical Brief no. 6.* Agency for Healthcare Research and Quality; 2011.
25. Song, D. Y., Kavanagh, B. D., Benedict, S. H., & Schefter, T. Stereotactic body radiation therapy. *Oncology (Williston Park)* 2004; **18**(11). Erişim 05.04.2018,

<https://pdfs.semanticscholar.org/86fb/e4a0bb1b7b7656ab2348d929c7f684761a9b.pdf>

26. Abacioglu, U. Advances in technology in radiation oncology. *European Association of NeuroOncology Magazine* 2012; 2(1), 11-14. Erişim 18.04.2018, <https://www.kup.at/kup/pdf/10407.pdf>
27. Chang, S. D., & Adler, J. R. Robotics and radiosurgery–the cyberknife. *Stereotactic and functional neurosurgery* 2001; 76(3-4), 204-208. Erişim 20.04.2018, <https://www.karger.com/Article/Abstract/66719>
28. Kilby, W., Dooley, J. R., Kuduvalli, G., Sayeh, S., & Maurer Jr, C. R. The CyberKnife® robotic radiosurgery system in 2010. *Technology in cancer research & treatment* 2010; 9(5), 433-452. Erişim 22.04.2018, <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/153303461000900502>
29. Mackie, T. R. History of tomotherapy. *Physics in Medicine & Biology* 2006; 51(13), R427. Erişim 28.03.2018, <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/51/13/R24/meta>
30. Sayeh, S., Wang, J., Main, W. T., Kilby, W., & Maurer, C. R. Respiratory motion tracking for robotic radiosurgery. In *Treating tumors that move with respiration* 2007; 15-29. Springer, Berlin, Heidelberg. Erişim 02.05.2018, https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-69886-9_2
31. Reference Material of Varian DHX linear accelerator User Manual, *Varian Medical Systems Inc*, 1998.
32. <https://www.varian.com/oncology/products/software/treatment-planning/eclipse-treatment-planning-system?cat=features>
33. Papanikolaou, N., He, W., Vazquez, L. A., Gutierrez, A., Stathakis, S., Alkhatib, H., & Shi, C. MU-Tomo: Independent dose validation software for helical tomotherapy. *J Cancer Sci Ther* 2010; 2, 145-152. Erişim 05.05.2018, <https://www.omicsonline.org/mutomo-independent-dose-validation-software-for-helical-tomotherapy-1948-5956.1000040.php?aid=230>
34. Balog, J., & Soisson, E. Helical tomotherapy quality assurance. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 2008; 71(1), S113-S117 Erişim 05.05.2018, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301607042952>

35. TomoTherapy Accuray[®], TomoHi-Art[™], TomoH[™], TomoHD[™] and TomoHDA[™] Laser and Couch Workflow Overview, 2013
36. De Kerf, G., Van Gestel, D., Mommaerts, L., Van den Weyngaert, D., & Verellen, D. Evaluation of the optimal combinations of modulation factor and pitch for Helical TomoTherapy plans made with TomoEdge using Pareto optimal fronts. *Radiation Oncology* 2015; **10**(1), 191. Erişim 16.05.2018, <https://ro-journal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13014-015-0497-2>
37. Shimizu, H., Sasaki, K., Kubota, T., Fukuma, H., Aoyama, T., Iwata, T., ... & Kodaira, T. Interfacility variation in treatment planning parameters in tomotherapy: field width, pitch, and modulation factor. *Journal of radiation research* 2018; Erişim 29.05.2018, <https://academic.oup.com/jrr/advance-article/doi/10.1093/jrr/rry042/5032263>
38. Kinshikar, R. A., Ghadi, Y. G., Sahoo, P., Laskar, S. G., Deshpande, D. D., Shrivastava, S. K., & Agarwal, J. Dosimetric comparison of three-dimensional conformal radiotherapy, intensity modulated radiotherapy, and helical tomotherapy for lung stereotactic body radiotherapy. *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India* 2015; **40**(4), 190 Erişim 14.06.2018, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4728889/>
39. Chan, M. K., Kwong, D. L., Law, G. M., Tam, E., Tong, A., Lee, V., & Ng, S. C. Dosimetric evaluation of four-dimensional dose distributions of CyberKnife and volumetric-modulated arc radiotherapy in stereotactic body lung radiotherapy. *Journal of applied clinical medical physics* 2013; **14**(4), 136-149. Erişim 28.06.2018, <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1120/jacmp.v14i4.4229>
40. Holt, A., van Vliet-Vroegindewij, C., Mans, A., Belderbos, J. S., & Damen, E. M. Volumetric-modulated arc therapy for stereotactic body radiotherapy of lung tumors: a comparison with intensity-modulated radiotherapy techniques. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 2011; **81**(5), 1560-1567. Erişim 28.06.2018, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301610033225>

ETİK KURUL KARARI

Tarih ve Sayı: 07/11/2017-417465



* B E 8 4 A C M M 1 *



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
Onkoloji Enstitüsü Müdürlüğü



Sayı :62883553-604.01.01-
Konu :Aylin FRANKO'nun çalışması hk.

Sayın Aylin FRANKO

"Akciğer Kanseri Tedavisinde Stereotaktik Vücut Radyoterapi Tekniklerinin Doz Optimasyonunun Araştırılması" başlıklı yüksek lisans tez çalışmanızı Enstitümüzde yapmanız Akademik Koordinasyon Kurulumuzca uygun görülmüştür.
Gereğini bilgilerinize rica ederim.

e-İmzalı
Prof. Dr. Ahmet KIZIR
Enstitü Müdürü

Doğrulamak için: <http://194.27.128.66/envision.Sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BE84ACMM1>

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Çapa – 34093 İstanbul

Tel : 0212 414 24 34 Faks : 0212 534 80 78

e-posta : iubilgi@istanbul.edu.tr Elektronik Ağ : www.istanbul.edu.tr

Ayrıntılı bilgi için irtibat : Nuriye DURMUŞ Dahili : 34150



Etü belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununu Gereğince E-imzalıdır

Doğrulamak için: <http://194.27.128.66/envision.Sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BE84ACMM1>

7/11/2017

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Programı Başkanlığına,

Yüksek lisans öğrencilerinizden Burak Şengül, Aylin Franco, Şeyda Uyanık ve Gülçin Doğru'nun tez çalışmalarının bir kolunu bölümümüzde bulunan Tomoterapi planlama sisteminde yapmaları talebi bölümümüz için uygundur. Ancak Öğrencilerin çalışma düzeni klinik işleyişimizi aksatmayacak şekilde, haftada 2 yarım gün ve aynı anda sadece bir öğrenci olarak planlanmalıdır. Tüm çalışmaları bölümün Medikal Fizik uzmanı kontrolünde olmalıdır. Öğrencilerin hafta sonu bölümde Medikal Fizik uzmanı olmadığı sürece çalışmalarına izin verilmeyecektir.

Acıbadem Altunizade Hastanesi
Radyasyon Onkolojisi Bölümü Başkanı
Prof.Dr.Merç Şengöz

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

Akciğer Kanseri Tedavisinde Stereotaktik Vücut Radyoterapi Tekniklerinin Doz Optimizasyonunun Araştırılması

ORJİNALLIK RAPORU

%3	%2	%1	%1
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1
2	onkder.org İnternet Kaynağı	<%1
3	Submitted to Istanbul Aydın University Öğrenci Ödevi	<%1
4	KURT, Meral, KAHRAMAN ÇETİNTAŞ 3, , Sibel, DEMİRÖZ ABAKAY, Candan, TUNÇ3, Sema, TOPGÜL, Gözde, GÜRLER2, Orhan and CANTÜRK, Ebru. "Evre I larinks kanseri tedavisinde 3 ve 5 Alan Yoğunluk ", Balıkesir Üniversitesi, 2017. Yayın	<%1
5	Hatice Deniz İLHAN, Elif Betül TÜRKOĞLU, Ahmet Burak BİLGİN, Mustafa ÜNAL. "The Characteristics of Cornea Endothelium in Senile Cataract Patients with Pseudoexfoliation Syndrome", Türkiye Klinikleri Journal of	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Aylin	Soyadı	Franko
Doğ.Yeri	Şişli	Doğ.Tar.	21/02/1992
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	
Email	aylinfranko@gmail.com	Tel	0537 327 47 92

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi – Sağlık Fiziği	2018
Lisans	İstanbul Teknik Üniveristesi - Fizik Mühendisliği	2015
Lise		

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

