



T.C.

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GENİŞ VE KÜÇÜK ALAN RADYOTERAPİSİNDE DİNAMİK
KOLİMATÖR HAREKETİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI**

ERDİ AŞILIOĞLU
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Fulya AĞAOĞLU

İSTANBUL-2020

BEYAN

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

Tarih:15/04/2020

ERDİ AŞILIOĞLU

TEŞEKKÜR

Tezimde bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, değerli Hocam Sayın Prof. Dr. Fulya AĞAOĞLU' na

Aldığım eğitimler süresince onkoloji ve klinik bilgilerini paylaşan değerli Sayın Hocalarım Prof. Dr. Enis ÖZYAR ve Prof. Dr. Banu ATALARA 'a

Medikal Fizik eğitimi ve tez hazırlama süresi boyunca sağlık fiziği tecrübesini benimle paylaşan, bütün bu süreçte beni sabırla dinleyip, fikir paylaşımında bulunan değerli Hocam Sayın Medikal Fizik Uzmanı Görkem GÜNGÖR 'e ve süreç boyunca desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen hocalarım Sayın Öğretim Görevlisi Medikal Fizik Uzmanı Bülent YAPICI 'ya ve Medikal Fizik Uzmanı Gökhan AYDIN 'a,

Tez çalışması esnasında sabırla beni dinleyip tezim konusunda bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan çok değerli Medikal Fizik Uzmanı Sayın Namık KAYALILAR 'a ve Medikal Fizik Uzmanı Sayın Latif Korkmaz'a,

Medikal Fizik eğitimi boyunca bilgi ve yardımlarını hiçbir konuda esirgemeyen Medikal Fizik Uzmanı Mehmet Orbay ASKEROĞLU 'na,

Yüksek Lisans eğitimini birlikte aldığımız ve bana eğitim süresi boyunca destek olan, meslektaşlarım ve çok değerli arkadaşlarım A. Deniz DEMİRSAR 'a, Kaya TETİK 'e ve Gamze GÖKÇE AVŞAR 'a,

Tezimi bitirme sürecim boyunca benden maddi manevi desteklerini esirgemeyen lisans dönemi arkadaşlarım Ali BANDİOĞLU 'na, Emre YILDIRIM 'a ve Sani GÖKSULAR 'a,

Yüksek lisansıma devam ettiğim süre boyunca desteklerini benden esirgememiş olan çok değerli aileme ve teyzeme teşekkür ederim. Bu tezimi dedem Nurettin KADAKOĞLU' na ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ	viii
RESİM LİSTESİ	xii
TABLO LİSTESİ	xiii
ÖZET	xvi
SUMMARY	xvii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1.Akciğer Anatomisi	2
2.2. Akciğer Kanseri	3
2.2.1.Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri.....	3
2.2.2.Küçük Hücreli Akciğer Kanseri	3
2.3.Lokal İleri Akciğer Kanseri Riskli Organların Tolerans Dozları	4
2.4.Akciğer Kanseri Radyoterapi	5
2.4.1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)	5
2.4.2.Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	5
2.4.3.Hacimsel Ark Radyoterapi (VMAT)	6
2.5.Akciğer Kanseri Tedavisinde Stereotaktik Radyoterapi	7
2.5.1.Akciğer Kanseri Tedavisinde Stereotaktik Vücut Radyoterapisinde Plan Değerlendirme Kriterleri.....	8
2.5.2.Stereotaktik Vücut Radyoterapisinde Tedavi Kalitesinin Doğruluğu	10
3.ARAÇ VE GEREÇLER	11
3.1.TrueBeam Lineer Hızlandırıcı.....	11
3.1.1.TrueBeam Lineer Hızlandırıcı Cihazında Kolimatör Sistemi	12
3.1.1.1.Birincil Kolimatör	13
3.1.1.2.İkincil Kolimatör.....	13
3.1.1.2.1.Dinamik Kolimatör	14

3.1.1.2.2.Statik Kolimatör.....	15
3.1.1.3.Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK)	15
3.2.Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	16
3.3.Tedavide Kullanılan Enerjiler	16
3.3.1.Foton Enerjileri	17
3.3.1.1.MV Tabanlı Enerjiler.....	17
3.3.1.2.FFF Tabanlı Enerjiler.....	17
3.4.Doz Hesaplama Algoritması	19
3.4.1.Analitik Anizotropik Algoritma.....	19
3.5.Gama Analizi.....	21
3.6.Arccheck.....	24
4.YÖNTEM.....	25
4.1.Hasta Seçimi ve Kullanılan Yöntemler	25
5.BULGULAR	27
5.1.Tedavi Planı Karşılaştırma Sonuçları.....	27
5.2.ArcCheck Gama Analizi Karşılaştırma Sonuçları.....	59
6.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	63
7.KAYNAKLAR.....	67
8.ÖZGEÇMİŞ.....	71

KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ

RT: Radyoterapi

VMAT: Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Radyoterapi

KO: Kritik Organ

BT: Bilgisayarlı Tomografi

SBRT: Stereotaktik body Radyoterapi

KHAK: Küçük Hücreli Akciğer Kanseri

KHDAK: Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

PET/BT: Pozitron Emisyon Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi

3BKRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör

IGRT: Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi

MU: Monitör Unit

PTV: Planlanan Hedef Hacim

GY: Gray

KRT: Konformal Radyoterapi

MV: Mega Volt

FFF: Flattened Filter Free

MeV: Mega Elektron Volt

KV-CBCT: Kilo Volt – Con Beam Bilgisayarlı Tomografi

HD: High Definition

eV: Elektron Volt

FB: Modifiye Faz Boşluğu

BFB: Başlangıç Faz Boşluğu

AAA: Analitik Anizotropik Algoritma

DRR: Digital Reconstructed Radiograph

EPID: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

Mo: Molibdenyom

a-Sİ-H: Amorf Silikon Hidrojen

BEV: Beam Eye View

4D: 4 Boyutlu

TPS: Tedavi Planlama Servisi

DK: Dinamik Kolimatör

SK: Statik Kolimatör

UI: Uniformity Index



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 5.1. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri	27
Şekil 5.2. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	38
Şekil 5.3. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri.....	29
Şekil 5.4. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20 parametreleri.....	30
Şekil 5.5. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD V5, V10, V20 parametreleri.....	30
Şekil 5.6. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞER V5, V10, V20 parametreleri.....	31
Şekil 5.7. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	32
Şekil 5.8. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	33
Şekil 5.9. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD Dmaks, Dort Dmın parametreleri.....	33
Şekil 5.10. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞER Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	34
Şekil 5.11. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri.....	35
Şekil 5.12. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	36

Şekil 5.13. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri.....	37
Şekil 5.14. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20 parametreleri.....	38
Şekil 5.15. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD V5, V10, V20 parametreleri.....	38
Şekil 5.16. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER V5, V10, V20 parametreleri.....	39
Şekil 5.17. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	40
Şekil 5.18. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	41
Şekil 5.19. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	41
Şekil 5.20. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	42
Şekil 5.21. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri.....	43
Şekil 5.22. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	44
Şekil 5.23. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri.....	45
Şekil 5.24. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20 parametreleri.....	46
Şekil 5.25. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD V5, V10, V20 parametreleri.....	46

Şekil 5.26. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD V5, V10, V20 parametreleri.....	47
Şekil 5.27. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	48
Şekil 5.28. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dort Dmın, parametreleri.....	49
Şekil 5.29. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	49
Şekil 5.30. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER Dmaks, Dort Dmın parametreleri.....	50
Şekil 5.31. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri.....	51
Şekil 5.32. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	52
Şekil 5.33. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri.....	53
Şekil 5.34. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20 parametreleri.....	54
Şekil 5.35. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD V5, V10, V20 parametreleri.....	54
Şekil 5.36. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER V5, V10, V20 parametreleri.....	55
Şekil 5.37. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	56
Şekil 5.38. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	57

Şekil 5.39. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	57
Şekil 5.40. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER Dmaks, Dort, Dmın parametreleri.....	58
Şekil 5.41. 10 FF enerji kullanılan Lokal İleri akciğer kanserli hastaların dinamik ve statik kolimatörlü planlarının gama analizi.....	59
Şekil 5.42. 10 FFF enerji kullanılan Lokal İleri akciğer kanserli hastaların dinamik ve statik kolimatörlü planlarının gama analizi.....	60
Şekil 5.43. 10 FF enerji kullanılan SBRT hastalarının dinamik ve statik kolimatörlü planlarının gama analizi.....	61
Şekil 5.44. 10 FFF enerji kullanılan SBRT hastaların dinamik ve statik kolimatörlü planlarının gama analizi.....	62

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1. Akciğerin yapısı ve respiratuar bölümü.....	2
Resim 3.1. Varian Truebeam lineer hızlandırıcının görünümü.....	11
Resim 3.2. Lineer hızlandırıcı cihazının iç yapısı.....	12
Resim 3.3. Birincil kolimatörün konumu.....	13
Resim 3.4. Varian trubeam cihazında kolimasyon.....	13
Resim 3.5. Lineer hızlandırıcıda ikincil kolimatörün konumu.....	14
Resim 3.6. 120 yapraklı MLC yapısı.....	16
Resim 3.7. Filtreli ve filtresiz doz şeması.....	18
Resim 3.8. Lineer hızlandırıcı şeması üzerinde BFB ve MFB seviyesinin gösterimi.....	19
Resim 3.9. Ölçülen doz ile hesaplanan dozun değerlendirilmesi.....	22
Resim 3.10. Gama analizi yönteminin analitik gösterimi.....	23
Resim 3.11. 2D düzenekte ölçüm.....	24
Resim 3.12. Arccheck ölçümü BEV görüntüsü.....	24

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.3. Lokal İleri Akciğer kanserinde riskli organ tolerans dozları.....	4
Tablo 2.4. Tek fraksiyon SBRT tedavisinde kullanılan riskli organ tolerans dozları.....	9
Tablo 2.5. Dört fraksiyon SBRT tedavisinde kullanılan riskli organ tolerans dozları.....	9
Tablo 5.1. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	27
Tablo 5.2. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	28
Tablo 5.3. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	29
Tablo 5.4. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	32
Tablo 5.5. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	35
Tablo 5.6. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	36
Tablo 5.7. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak	

yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....37

Tablo 5.8. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAX, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....40

Tablo 5.9. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....43

Tablo 5.10. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....44

Tablo 5.11. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....45

Tablo 5.12. 10 MV enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....48

Tablo 5.13. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....51

Tablo 5.14. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....52

Tablo 5.15. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	53
Tablo 5.16. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları.....	56
Tablo 5.17. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri.....	59
Tablo 5.18. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri.....	60
Tablo 5.19. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 SBRT hastasının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri.....	61
Tablo 5.20. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 SBRT hastasının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri.....	62

ÖZET

Son yıllarda lineer hızlandırıcı teknolojisindeki gelişmeler ile tedavi planlama kalitesi olumlu yönde gelişmiştir. Planlamanın temel amaçlarından olan kritik organ dozlarının düşürülmesi için dinamik kolimatör sistemleri geliştirilmiştir. Bu sayede yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniklerinin kullanıldığı durumlarda düşük doza neden olan sızan radyasyon minimize edilmiştir. Bu çalışmada 12 geniş alanlı lokal ileri akciğer kanserli hasta ve 12 SBRT 'ye uygun akciğer kanserli hasta yer almaktadır. Hastalara 10 MV ve 10 FFF enerjileri ile hem dinamik kolimatörlü hem de statik kolimatörlü yoğunluk ayarlı planlamalar yapılmıştır. Tedavi planlarındaki hedef hacim (PTV) ve riskli organ dozları enerji bağımlılığı ve alan bağımlılığı açısından karşılaştırılmıştır. Tüm planlarda VMAT tekniği uygulanmıştır ve planlara aynı optimizasyon yapılmıştır. PTV nin D%1, D%5, D%99 luk dozlarına bakılmıştır. Riskli organlarda ise V5, V10, V20 dozlarının % değerleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca her iki grupta da DMAKS, DORT ve DMIN dozları kendi içlerinde karşılaştırılmıştır. Kalite kontrol sistemi olarak SunNuclear ARCCHECK sisteminde incelemeler yapılmıştır. Analizlere göre 10 MV lokal ileri grup için dinamik ve statik kolimatörlü plan karşılaştırmasında PTV D%1, D%5, D%99, DMAKS parametreleri farkları istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Kalp de ise V20, DMAKS parametreleri istatistiksel olarak anlamsız, V5, V10 parametreleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Özefagus da ise V10, V20, DMAKS istatistiksel olarak anlamsız, V5 ise anlamlı bulunmuştur. Spinal kordda ise farklar istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Akciğerlerde ise V5, V10, DMAKS parametreleri istatistiksel olarak anlamsız, V20 ise anlamlı bulunmuştur. 10 FFF lokal ileri grupta da sonuçlar benzerdir. 10 MV SBRT grubunda ise PTV D%1, D%5, D%99, DMAKS parametreleri farkları istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. 10 FFF SBRT grubunda da sonuçlar benzerdir.

Anahtar Kelimeler: Dinamik kolimatör, Lokal ileri akciğer kanseri, Statik kolimatör, SBRT, VMAT

SUMMARY

In recent years, treatment planning with advances in linear accelerator technology, its quality has improved positively. One of the main objectives of planning, dynamic collimator systems have been developed to reduce critical organ doses. In this way in cases where intensity modulated radiotherapy techniques are used, low dose leaked radiation is minimized. In this study, there are 12 large area locally advanced cancer patients and 12 SBRT compatible lung cancer patients. Intensity modulated plans were made with 10 MV and 10 FFF energies that used with dynamic collimator and static collimator to all patients. Target volume (PTV) and critical organ doses in treatment plans was compared, in terms of energy dependence and area dependence. VMAT technique has been applied to all plans and the plans have been done the same optimization. D1%, D5%, D%99 doses of PTV were examined. In critical organs, % values of V5, V10, V20 doses were compared. Also, in both groups, DMAKS, DORT and DMIN doses were compared in themselves. As a quality control system, Sun Nuclear ArcCheck system investigations were made. According to analysis, the differences were found statistically insignificant PTV D%1, D%5, D%99, DMAKS parameters in the comparison of dynamic and static collimator plan for 10 MV locally advanced group. If the heart is also V20, DMAKS parameters are statistically insignificant, V5, V10 parameters was found statistically significant. In the esophagus, V19, V20, DMAKS were statistically significant and V5 was significant. The differences in the spinal cord were found statistically insignificant. In the lungs, V5, V10, DMAKS parameters are statistically insignificant, V20 was found significant. Results are similar in 10 FFF locally advanced group. In the 10 MV SBRT group, PTV D%1, D%5, D%99, DMAKS the differences of parameters were found statistically insignificant. The results are similar in 10 FFF SBRT group.

Keywords: Dynamic collimator, Locally advanced lung cancer, Static collimator, SBRT, VMAT

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi (RT), kanseri tedavi etmek için iyonize radyasyon kullanımı prensibine dayanan tedavi yöntemidir. Radyoterapi tedavi planlamasında, hedefin etrafındaki sağlam dokulara zarar vermemek amaçlanır. Böylece hedef doku istenilen dozu alırken etrafındaki sağlam dokularda bölgesel kontrol sağlanmış olur.

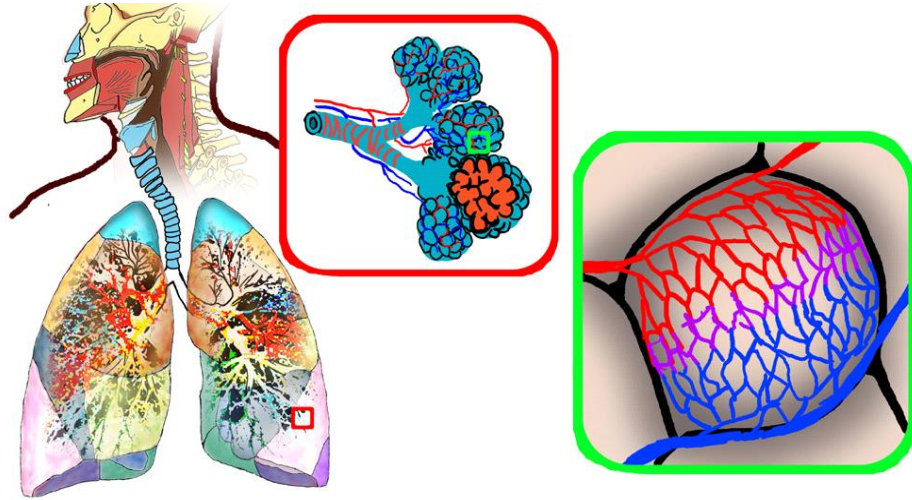
Günümüz teknolojisinde, tedavi cihazlarının gelişmesiyle birlikte hareketli ve çok yapraklı kolimatörlerin kullanımı planlamada uygun doz dağılımı için büyük önem arz etmektedir. Bu duruma bağlı olarak tedavi teknikleri değişmekte ve gelişmektedir. Buna en iyi örnek hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapidir (VMAT). VMAT tedavi tekniği kullanılarak hastalar hem kısa sürede tedavi edilir hem de hedef hacim istenilen dozu alırken riskli organlar (RO) daha iyi korunmuş olur. Bu teknikte hem dinamik kolimatör hareketleri kullanılır hem de çok yapraklı kolimatörler, gantri ve doz hızı değişimiyle doz yoğunluk ayarı sağlanır.

Bu çalışmada, VMAT tekniği ile dinamik ve statik kolimatörler kullanılarak tedavi planlaması yapılan akciğer kanserli 24 hastada doz dağılımları karşılaştırılmıştır. Hedefin D%1, D%99, maksimum, minimum ve ortalama doz değerleri, kalp, özefagus, spinal kord ve toplam akciğer için 5Gy, 10Gy, 20Gy doz hacimleri ve maksimum, minimum, ortalama doz değerleri incelenmiştir. Aynı zamanda planlar Sun Nuclear Arccheck ölçüm sistemi ile ölçülmüş ve sonuçları gama analizi ile değerlendirilmiştir. Çalışmamızın amacı; hacimsel ark terapi tedavilerinde dinamik kolimatörün, akciğer kanserleri için geniş alan / küçük alan ve filtreli / filtresiz enerjili tedavi planlamalarındaki etkisini araştırmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Akciğer Anatomisi

Akciğerler göğüs boşluğu içinde bulunurlar ve diğer organlara hiluslar yolu ile bağlanırlar. İki adettirler ve mediasten iki akciğeri birbirinden ayıran organdır. Bronş, damar ve sinirler hiluslar ile akciğere girer ve çıkar. Sağ akciğer sol akciğerden daha büyüktür. Akciğerlerin üst kısmı (apeks) yuvarlaktır ve birinci kostayı 4-5 cm kadar aşacak şekildedir. Arka kısmının hizası birinci kosta ile aynıdır. Akciğerlerin alt kısmı yani tabanı diyafragmanın tam üzerinde bulunur. Komşulukları ise sağda karaciğer sağ lobu, solda önde karaciğer sol lobu ve mide fundusudur. Akciğerler paravertebral alanda sürrenal glandlar ve böbrekler ile yakın komşuluktadır ve bu organların patolojilerinde diyafragma yükselmesi ve kostafrenik sinüslerde küntleşme görülebilir. Sağ akciğerde fissür sayısı ikidir ve üç loba ayrılır, sol akciğer ise bir fissüre sahiptir ve bu fissür sayesinde iki loba ayrılmıştır. Horizontal fissür, sağ taraftadır ve alt ve orta lobları birbirinden ayırır. Orta koltuk altı çizgisinden başlar ve göğüs duvarı ile birleşir (1,2).



Resim 2.1.Akciğerin yapısı ve respiratuar bölümü

2.2. Akciğer Kanserleri

Kötü huylu tümörlerin en sık görünenidir. Gelişmiş ülkelere kıyasla, orta sınıf ülkelerde görülme olasılığı fazladır (3,4). Küçük hücreli akciğer kanserleri ve küçük hücreli dışı akciğer kanserleri olarak iki gruba ayrılmıştır. Bu iki grubun tedavi yaklaşımları ve doğal davranışları farklılık gösterir (5).

2.2.1.Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanserleri

Tüm dünyada kansere bağlı ölümlerin en başında akciğer kanserleri gelmektedir (6,7). Bu kanser türünde tedavi kararı, tümörün histolojisi, hastanın yaşı, hastanın histolojisi ve akciğer fonksiyonları gibi kriterler göre belirlenir. Prognoz ve tedavi aşamaları için evreleme çok önemlidir. Tanısal yöntemler ayrıntılı bir evreleme yapılmasını sağlar ancak klinik evre ve patolojik evre uyumu %50-60 olmalıdır (8,9). Bu kanser türünde 5 yıllık sağ kalım %18'dir. Evre 1 ve 2 olan anatomik rezeksiyonlu olgularda ise sağ kalım %60-80 olmaktadır (10). Lokalize, evre 1 ve evre 2 hastalık tüm KHDAK'nin%30'unu oluşturmaktadır.

2.2.2.Küçük Hücreli Akciğer Kanserleri

Nöroendokrin karsinom, tüm akciğer kanserlerinin %20'sini oluşturur. Küçük hücreli akciğer kanserleri ise bu grubun %14 'ü kadardır (11). Özellikleri; yüksek büyüme fraksiyonu ve erken dönemde metastaz yapabilmedir. 2/3' si tanı sırasında hematojen metastaz yapar.Olguların %2-5' lik kısmında evre 1 olan hastalarda cerrahi yaklaşım mümkün olabilir (12). Bu hasta grubu için mediastinal evreleme endobronşiyal ultrasonografi ve/veya endoskopik ultrasonografi ile mümkündür. Bu hasta grubu dışındaki hastalarda tedavi yaklaşımı için patolojik evrelemeye gerek yoktur.Bu hasta grubu için yapılan ayrıntılı evreleme, radyoterapi tedavisi için rehber

niteliği taşımaktadır (13). Evreleme için toraks ve abdomen BT görüntüsü çekilir veya kraniyal MRG ekilir. PET/BT ile sınırlı hastalık kararı verilmelidir.

2.3.Lokal İleri Akciğer Kanserinde Riskli Organların Tolerans Dozları

Radyoterapi tedavisi uygulanmasına karar verilmiş akciğer kanserli hastalar tümörün bulunduğları bölgeye bağlı olarak, o bölgedeki riskli organlar göz önünde bulundurulurken tedavi edilmelidir. Radyoterapi tedavisinde her organın tolerans dozu farklı olduğu için, akciğerin bulunduğu bölgedeki riskli organlarda çeşitli tolerans dozlarına sahiptirler. Tablo 2.3 de akciğer ve etrafındaki riskli organlara ait tolerans dozları verilmiştir.

Tablo 2.3.Lokal İleri Akciğer kanserinde riskli organ tölerans dozları

ORGAN ADI	HACİM-DOZ TOLERANS DEĞERLERİ
AKCİĞER	V20 < %30-35 V5 < %70 ORTALAMA 20 Gy
ÖZEFAGUS	V55 %50 ORTALAMA 34 Gy MAKSİMUM REÇETELENDİRİLEN DOZUN % 105 İ
KALP	V40 < %80 V45 < %60 V60 < %30 ORTALAMA 35 Gy
BRAKİAL PLEKSUS	MAKSİMUM < 60-65 Gy
SPİNAL KORD	MAKSİMUM < 45-50 Gy

2.4.Akciğer Kanserlerinde Radyoterapi

Akciğer kanserinde radyoterapi tedavisi uygulanırken, akciğerin etrafında bulunan riskli organları korumak oldukça önemlidir. Bu yüzden radyoterapi tarihi boyunca tedavi planlama sisteminde çeşitli teknikler kullanılmıştır. Bunlar; 3B konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi ve hacimsel ark terapidir.

2.4.1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

Radyoterapinin amacı, tümörlü dokuya yüksek doz uygulanırken çevredeki sağlam dokuların azami derecede korunmaktır. Daha önce kullanılan 2 boyutlu klasik radyoterapide tümörün genişlik ve yüksekliğine göre çoğu zaman kemik yapılar referans alınarak tedavi sahaları belirlenirdi. Son zamanlardaki teknolojik gelişmelerle birlikte, radyoterapide kullanılan tedavi planlama sistemleri ve cihazlarda da büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu anlamda 3BKRT önemli bir dönüm noktasıdır. 3BKRT’de tümör hacmi ve normal organlar belirlenerek, hedef hacim ve organların aldığı radyasyon miktarı bilinmektedir. Bu teknikte önce hastalara tüm tedavi boyunca uygulanacak en uygun pozisyon verilir. Simülasyon ve günlük tedavi sırasında hastanın tam olarak aynı pozisyonda ve de hareketsiz olmasına dikkat edilmesi gerekir. Bu nedenle tedavi sırasında olabilecek olası hareketleri önlemek için hasta sabitleme yöntemlerinden faydalanılır (19).

2.4.2.Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

YART, ışın şekillendirmeye akıcılık modülasyonu ekler ve bu, tümör etrafındaki doz uygunluğunu geliştirir ve normal yapıları çevreleyen kısımları korur. Statik YART a iki ana yaklaşım vardır ve her ikisi de bir dizi sabit gantri açısından radyasyon sağlar ve farklı ÇYK düzenlemeleriyle akıcılık modülasyonu sağlar. En

basit haliyle, her YART alanı bir dizi şekillendirilmiş alt alana bölünür (step and shoot yaklaşımı). Daha karmaşık kayan pencere teknikleri, ÇYK 'ları “ışın açık” süresi boyunca hareket ettirir. Diğer bir gelişme rotasyonel YART veya hacimsel modüle ark tedavisidir (VMAT), burada doğrusal hızlandırıcı hastanın çevresinde dönerek sürekli olarak radyasyon iletir. ÇYK 'ler bu rotasyon sırasında değıştikçe, daha uygun bir doz dağılımı oluşturmak için yüzlerce alan oluşturulur (18).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), her ışın boyunca radyasyonun yoğunluğunu karmaşık şekillerde değıştiren, yüksek doz hacmini hastalık bölgesi çevresinde şekillendiren ve böylece bitişik organları riskten koruyan gelişmiş bir 3BKRT şeklidir. Elde edilebilecek üstün doz uygunluğu, çevredeki normal dokulardan kaçınılmasını sağlar. Bu teknik, daha önce radikal bir doz için çok büyük olarak kabul edilen radyoterapi hacimlerinin tedavisine izin verir ve tümöre daha güvenli doz artışı sağlar (potansiyel olarak lokal kontrolü iyileştirir). YART birçok uluslararası akademik merkezde hem erken evre hem de yerel olarak gelişmiş KHDAK tedavisi için rutin olarak kullanılmaktadır (18,19).

2.4.3.Hacimsel Ark Radyoterapi (VMAT)

Tedavide gantri hasta etrafında tekli ya da çoklu ark açılarıyla sürekli hareket halindedir. Gantrinin bu hareketi sırasında ÇYK' lar de sürekli hareket eder. Gantri ve ÇYK hareketleri sırasında doz hızı da sürekli değildir. Bu sistemin çalışabilmesi için yüksek kapasiteli ve çok karmaşık algoritmaların olduğu tedavi planlama bilgisayarların kullanılması gerekmektedir. VMAT tedavisinde kullanılan cihazlar görüntü rehberliğinde radyoterapiye (IGRT) olanak sağlar. IGRT ile tümör lokalizasyonu daha doğru tespit edilebilmektedir. Görüntü rehberliğinde yapılan radyoterapi ile YART ve VMAT sayesinde çok küçük volümlere çok yüksek dozlar verilebilmektedir. Özellikle VMAT tedavisi; daha az monitor unit (MU) ve daha kısa tedavi süresi ile tedaviye kolaylık sağlamaktadır (17,19).

James L. Benford ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları çalışma ve yayınladıkları makalede akciğer kanserli bir hastada görüntü kılavuzluğu eşliğinde yapılan çalışmada 50 Gy doz 25 fraksiyonda verilerek tedavi uygulanmış ve planlanan hedef hacmi (PTV) verilen dozu sardığı ve riskli organların daha düşük doz aldıkları görülmüştür. Bunu yaparken nefes tutturma tekniği de kullanılmış ve bu durum IGRT ile takip edilmiştir (20).

2.5.Akciğer Kanseri Tedavisinde Stereotaktik Radyoterapi

Stereotaktik radyoterapi, aynı stereo müzikte olduğu gibi farklı düzlemlerden gönderilen ışınların tümörde maksimum hasarı meydana getirecek yüksek dozlara çıkılmasını sağlarken normal dokuları mümkün olduğunca koruyabilen özel bir radyoterapi çeşididir.1960'lı yıllarda üretilen GammaKnife, beynin içerisinde yerleşmiş gerek metastatik gerekse birincil tümörlerde stereotaktik radyoterapi amacı ile kullanılmaya başlanmıştır. Stereotaktik radyoterapi akciğer kanserli hastaların yönetimine ciddi katkılar sağlamaktadır. “Medikal Inoperabl” hasta grubunda uzun yıllar konvansiyonel konformal radyoterapi (KRT) yöntemleri kullanılmış olup tedavi alanına genellikle birincil tümörle birlikte elektif lenfatik alanlar da ilave edilmiştir. Bu yöntemle tedavi edilen hastalarda genellikle 60-70 Gy'lik toplam dozlar uygulanmakta, ancak bu dozlarla bile lokal başarısızlık oranları %60-85'lere kadar çıkmaktadır. 5 yıllık genel yaşam oranları cerrahi serilerin çok altında olarak %10-20'ler seviyesine düşmektedir. Konvansiyonel radyoterapi sonuçlarını iyileştirmek amacı ile literatürde toplam dozu artırmak, hiperfraksiyone radyoterapiyi kullanmak gibi stratejiler izlenmiş olsa da başarısı sınırlı kalmıştır (21,22).

SBRT uygulaması yapabilen Lineer hızlandırıcı ve robotik sistemlerin 2000'li yıllardan itibaren geliştirilmesi sonucunda erken evre akciğer kanserli hastanın tedavisinde hassas görüntü kılavuzluğunda, yüksek dozda küratif-ablatif dozlarda radyoterapi tek ya da 5 fraksiyonda kullanılmaya başlanmıştır. Kısa sürede yüksek

günlük doz uygulanması daha yüksek radyobiyojik etkinliğe neden olmaktadır (23). Tedavi alanlarının sadece gross tümör hacmine sınırlandırılması da çevre normal dokuların zarar görmesini engellemektedir. Bu uygulamalarda tümörün hareket etmesinden ileri gelen hedefin belirlenmesindeki belirsizlik ise çeşitli yöntemlerle aşılmaktadır. Bu yöntemler arasında tümörün anlık takibi, solunum fazının farklı zamanlarında ve nefes tutularak tedavinin yapılması bulunmaktadır. Tedavi planlaması sırasında yüksek doz düşüşü nedeni ile çevre dokulardaki dozlar sınırlandırılabilir (21,22,23).

2.5.1. Akciğer Kanserinde Stereotaktik Vücut Radyoterapisinde Plan Değerlendirme Kriterleri

Stereotaktik vücut radyoterapisi planlarının başarılı sayılabilmesi için bazı tedavi planı kriterleri mevcuttur. Öncelikle maksimum dozun yüzde yüzü PTV 'nin içinde olmalıdır. Reçetelendirilen izodoz yüzeyi maksimum dozun \geq %60 ından fazlasını almalı ve $<$ %90 ının azını almalıdır. Reçetelendirilen izodoz yüzeyi PTV nin %95 ini sarmalıdır ($PTV_{V100RX} = 95\%$) ve hedef hacmin %99 u reçetelendirilen dozu %90 ını almalıdır ($PTV_{V90\%RX} > 99\%$). PTV dışındaki tüm dokuların kümülatif hacmi, reçeteli dozun $>$ %105'ini alıyorsa, PTV, reçetelendirilen dozun %15 inden fazlasını alamaz. SBRT tedavi uygulanmasına karar verilmiş olan hastaların 1x24 Gy ve 4x12 Gy tedavi dozları için riskli organ tolerans dozları RTOG 0915'e göre Tablo 2.7. de ve Tablo 2.8 de verilmiştir (24)

Tablo 2.4. Tek fraksiyon SBRT tedavisinde kullanılan riskli organ tolerans dozları

DOKU	HACİM	HACMİN ALACAĞI MAKS.DOZ	NOKTA DOZ
KALP	< 15 cc	16 Gy	22 Gy
ÖZEFAGUS	< 5 cc	11,9 Gy	15,4 Gy
SPİNAL KORD	< 0,35 cc < 1,2 cc	10 Gy 7 Gy	14 Gy
AKCİĞERLER	1500 cc 1000 cc	7 Gy 7,4 Gy	

Tablo 2.5. Dört fraksiyon SBRT tedavisinde kullanılan riskli organ tolerans dozları

DOKU	HACİM	HACMİN ALACAĞI MAKS.DOZ	NOKTA DOZ
KALP	< 15 cc	28 Gy (7 Gy/fx)	34 Gy (8.5 Gy/fx)
ÖZEFAGUS	< 5 cc	18.8 Gy (4.7 Gy/fx)	30 Gy (7.5 Gy/fx)
SPİNAL KORD	< 0,35 cc < 1,2 cc	20.8 Gy (5.2 Gy/fx) 13.6 Gy (3.4 Gy/fx)	26 Gy (6.5 Gy/fx)
AKCİĞERLER	1500 cc 1000 cc	11.6 Gy (2.9 Gy/fx) 12.4 Gy (3.1 Gy/fx)	

2.5.2.Stereotaktik Vücut Radyoterapisinde Tedavi Kalitesinin Doğruluğu

Stereotaktik vücut radyoterapisi tedavileri, küçük alana yüksek dozu az fraksiyonda verebilmeye yönelik tedavilerdir. Küçük ve homojen olmayan alanlar SBRT tedavilerinde büyük bir önem arz etmektedir. Tedavi esnasında, tedavi cihazı yüksek dozu kısa zamanda hastaya ilettiği için, tedavi cihazına bir iş yükü binebilir ve cihazın değerlerinde istediğimiz sonuca ulaşamayabiliriz. Bu yüzden tedavi kalite kontrolü hem hastaya verilen dozun doğruluğunu incelemek hem MU değerlerini kontrol etmek hem hasta pozisyon doğruluğunu incelemek hem de tedavi planlama sisteminde yapılan hasta planının doğruluğunu görmek ve çok yapraklı kolimatörlerin hareketinin doğruluğunu gözlemlemek için yapılmaktadır (25). Bu işlemler esnasında oluşabilecek hataları ortaya çıkarabilmek için veya hastaya iletilen dozun doğru bir şekilde hastaya ulaştığını anlamak için ilk tedaviden önce SBRT hastalarına QA (QUALITY ASSURANCE) yapılması zorunlu hale gelmiştir. QA yapılırken görüntü rehberliğinden yardım alınır ve ölçüm cihazlarında (EPID, ArcCheck) de ölçüm yapılır. Kabul kriterleri genellikle %95 in üzerinde gama indeksi ve %3/3mm gama analizi kriteri şeklindedir.

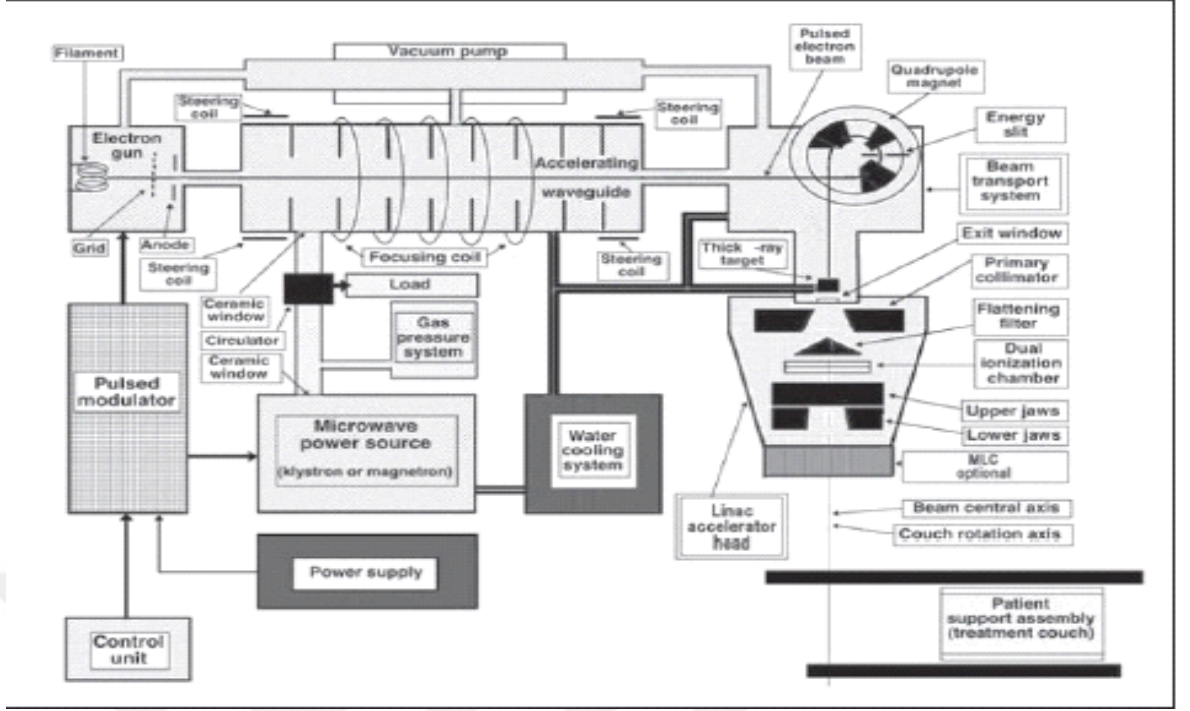
3.ARAÇ VE GEREÇLER

3.1.TrueBeam Lineer Hızlandırıcı

TrueBeam lineer hızlandırıcı cihazı,6-10 MV,6-10 FFF foton enerjisi üretirken, 6-9-12 MeV'lik elektron enerjilerini de üretebilmektedir. Cihazın gantrisinde A ve B bandı denilen ÇYK' ların bulunduğu bantlar mevcuttur. Bu bantların her birinde 60 olmak üzere toplam 120 ÇYK bulunmaktadır (26). Cihazda açılabilen alan minimum 0,5 cm x 0,5 cm, maksimum 40 cm x 40 cm'dir. Cihaz, MV ve KV görüntüsü alabilmekte ve eş zamanlı olarak KV-CBCT çekebilmektedir.



Resim 3.1. Varian Truebeam Lineer hızlandırıcının görünümü



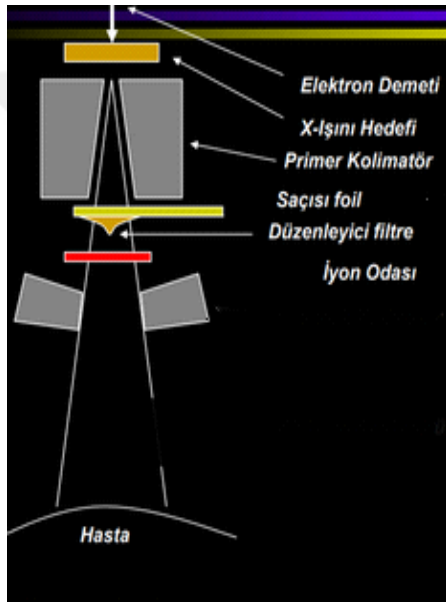
Resim 3.2.Lineer hızlandırıcının içerden görünümü

3.1.1.TrueBeam Lineer Hızlandırıcı Cihazında Kolimatör Sistemi

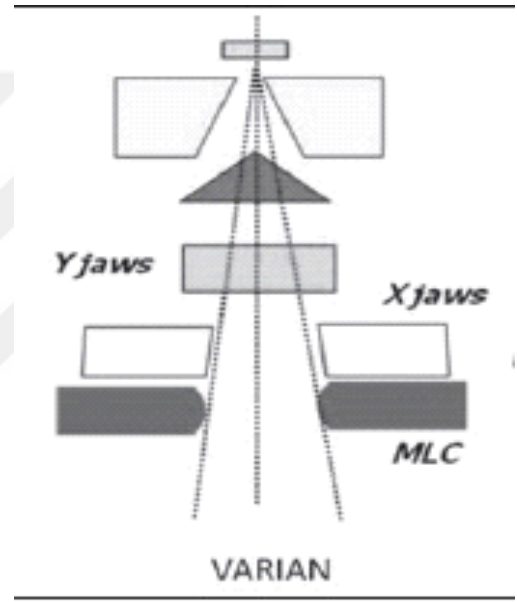
Kolimasyon sisteminin amacı, hastaya verilecek radyasyon alanını daraltarak, lineer hızlandırıcıdan çıkan ışınları rastgele dağılmamaları için belirli bir doğrultuya yönlendirmektir. Bu durum radyografik imajı artırır (26). TrueBeam lineer hızlandırıcı cihazları üç farklı kolimatör sistemine sahiptir. Bunlar sırasıyla birincil kolimatör, ikincil kolimatör ve çok yapraklı kolimatör olarak adlandırılırlar. Kolimatörler cihazın gantri denilen ve fotonların ve elektron ışınlarının yani radyasyon dozlarının çıktığı baş kısmında bulunurlar (27).

3.1.1.1. Birincil Kolimatör

Temel dozimetrik parametrelerde değişiklikler olabilmesi için düzleştirici filtrede simetrik ve asimetrik alanlar kullanılır. Birincil kolimatör düzleştirici filtrede geçen ışını şekillendirmek için kullanılır. Birincil kolimatörden geçen şekillendirilmiş ışın, doz ölçüm birimi olan iyon odasına gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür.



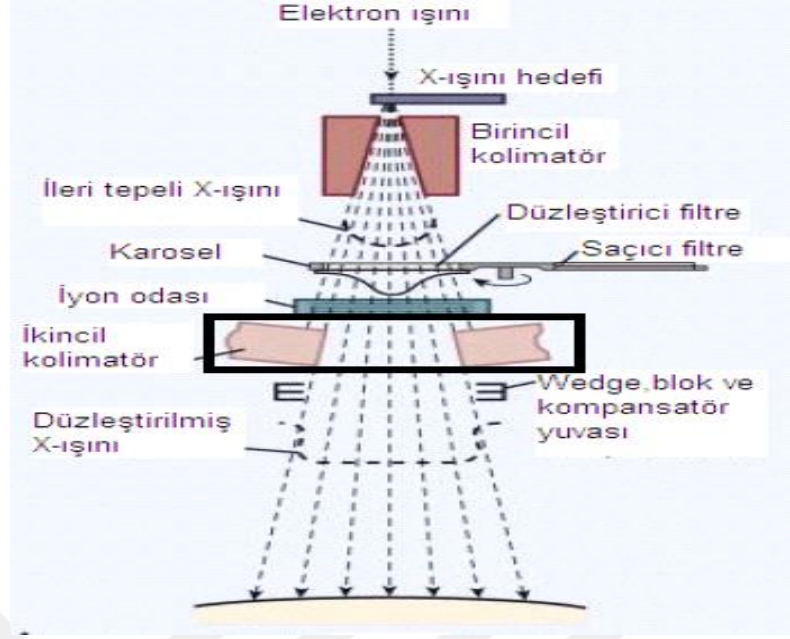
Resim 3.3. Birincil kolimatörün konumu kolimasyon



Resim 3.4. Varian trubeam cihazında kolimasyon

3.1.1.2. İkincil Kolimatör

İyon odasında ölçülen X ışınları düzleştirici filtre sayesinde X ve Y bantları bulunan tedavi alanlarının oluşturulduğu ikincil kolimatöre gelir. Tedavi planlama sisteminde bu kolimatörler sabit ya da hareketli olabilirler. Tümörün bulunduğu yere göre açılıp kapanarak, tümörün etrafındaki riskli organları koruyabilirler.



Resim 3.5.Lineer hızlandırıcıda ikincil kolimatörün konumu

3.1.1.2.1.Dinamik Kolimatör

Hasta tedavilerinde, dinamik kolimatörün tedavi bölgesini takibi çok önemlidir. Dinamik kolimatör çok yapraklı kolimatörler ile birlikte hareket ederek, kenar dozlarını düşürür ve doz homojenitesini sağlar. Böylece çok yapraklı kolimatörlerin lifleri arasındaki radyasyona bağlı sızıntı ve geçirgenlik en aza indirilmiş olur. Akciğer kanserlerinde, özellikle SBRT ve lokal ileri kanser tedavilerinde dinamik kolimatörün çok önemli bir yeri vardır. Akciğerin etrafında bulunan riskli organlar, kalp, özefagus, akciğerin üst kısmı ışınlanıyor ise brakel pleksus, spinal kord olduğu için, bu organların minimum doz alması çok önemlidir. Bu yüzden dinamik kolimatörün, riskli organların bulunduğu alanlar ışınlanırken, sadece tümörün bulunduğu bölgeyi takip etmesi ve kenar dozlarının düşmesine neden olması, o bölgedeki organlarında dozlarının düşmesini sağlayacaktır.

3.1.1.2. Statik Kolimatör

Statik kolimasyon sistemi, Varian TrueBeam cihazının gantrisinde bulunan ikincil kolimatörlerin sabit kalması ve çok yapraklı kolimatörlere göre hareket etmemesi demektir. Akciğer kanserli hastalarda bu durum bazı riskler taşımaktadır. Özellikle lokal ileri hastalarda dinamik kolimatör takibi çok önemli olduğu için, dinamik kolimatörün statige dönüşmesi doz açısından risk taşıyan organların ve tümörün beklenildiğinden fazla doz almasında neden olabilir.

3.1.1.3. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK)

Radyoterapinin gelişmesi, kolimatörlerinde gelişmesine ve hızlı hareket etmesine olanak sağladı. Bu durum da asimetric ve simetric alanların kullanılması gereken tedavilerde çok yapraklı kolimatörlerin (ÇYK) kullanımını zorunlu kıldı (28,29). Çok yapraklı kolimatörlerin tedavideki amacı 3BKRT, YART, VMAT planlarında tedavi alanını hedef alanına göre açıp kapayarak çevre dokuların az radyasyona maruz kalmasını ve hedef hacmin istenilen dozu almasını sağlamaktır. Böylece tümörün alacağı doz maksimuma çıkarken çevre dokular minimum doz bölgesinde kalmış olur. İkincil kolimatörün kapatamadığı alanlar böylece ÇYK sayesinde kapatılmış olur. A ve B bandı olarak çift taraflı açılıp kapanabilirler. 0.5x05 cm² ile 40x40 cm² lik alan aralığına kadar açılabilirler. Varian TrueBeam cihazı için Millennium ÇYK ve HD-ÇYK olarak iki farklı açıklıktaki ÇYK tasarımına sahiptir. HD-ÇYK 40x40 cm²'lik alan açıklığına sahiptir (30).



Resim 3.6.120 yapraklı MLC yapısı

3.2.Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eksternal ve brakiterapi tedavi dozlarını hesaplamak için kullanılan, VMAT, YART ve 3BKRT tedavi planlarının yapılabildiği, Varian firmasına özel sistemlerdir. Bu sistem günümüzde kullanılan en yaygın sistemler arasındadır. Bu sistem sayesinde ileri ve ters planlama teknikleri yapılabilmektedir. Optimizasyon algoritmaları, sıcak doz dağılımları ve DVH denilen anlık doz inceleme histogramının bulunduğu, elektron ve foton tedavilerini de destekleyen bir sistemdir. BT ve MRG görüntülerini füzyonlama ve konturlama yeteneğine sahiptir. Plan karşılaştırma ve portal dozimetri özelliği de vardır. Acuros XB veya Analitik Anizotropik Algoritma olarak karşımıza çıkmaktadır.

3.3.Tedavide Kullanılan Enerjiler

Radyoterapide eksternal tedaviler için ve internal tedaviler için iki farklı enerji tedavisi kullanılır. Eksternal tedavilerde megavolt denilen ve foton enerjilerini içeren filtreli ve filtersiz olarak ikiye ayrılan enerji çeşidi, meme kanseri, kemik

metastazları, akciğer kanseri prostat kanseri ve baş boyun kanseri gibi birçok küratif ve palyatif kanserlerin tedavisinde kullanılır.

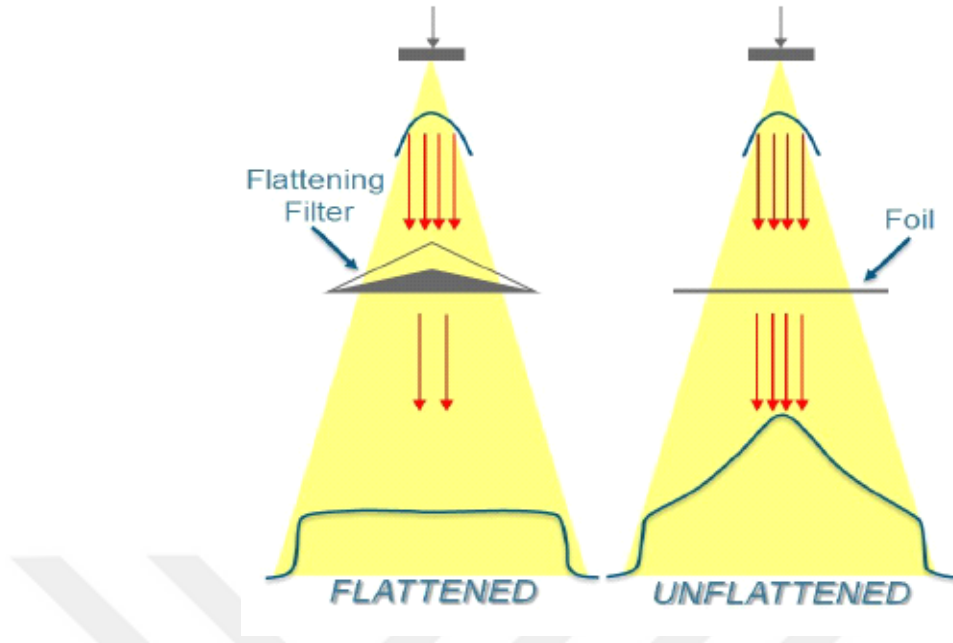
3.3.1.Foton Enerjileri

3.3.1.1.MV Tabanlı Enerjiler

Fotonlar maddede iyonizasyona neden olan elektromanyetik radyasyonlardır. Eksternal RT'de kullanılan foton ışınları ortak fiziksel özelliklere ve etkilere sahip olmalarına rağmen, elde edilmiş biçimlerine ve enerjilerine göre farklılık gösterirler. γ ışınları bir radyoaktif kaynaktan yayınlanırken, X ışınları foton bombardımanına maruz kalan hedef materyalden frenlenme (Bremstrahlung) ve karakteristik X ışınları olarak yayınlanırlar. γ ışınlarının monoenerjetik olmasına karşın, X ışınları 0'dan maksimum enerjiye kadar farklı enerjilerde foton içerirler. Yüzeysel (süperfişyel) ve ortovoltaj X ışınları röntgen tüplerinden elde edilirken, yüksek enerjili (megavoltaj) X ışınları lineer hızlandırıcıdan elde edilir. X ışınlarının maksimum enerjisi, hızlandırılmış elektronların kinetik enerjisine eşittir ve birimi elektron-volt (eV) cinsinden ifade edilir. Foton demetlerinin enerjileri arttıkça, penetrasyonları da artar. Işın yoğunluğunu yarıya indiren tabaka kalınlığı, (HVL) foton ışınlarının kalitesini, dolayısıyla enerjilerini tarif etmek için kullanılır. Yüksek enerjili X ışınlarında megavoltaj (MV) değeri kullanılır (31).

3.3.1.2.FFF Tabanlı Enerjiler

FFF enerjilerde düzleştirici filtre bulunmaz. İnce bakır bir filtre tabaka bulunur. Bunun nedeni, birincil kolimatörden izomerkeze giden elektron kontaminasyonunu azaltmak ve cihaz içi iyon odasından yeterli sinyali elde etmektir (31).



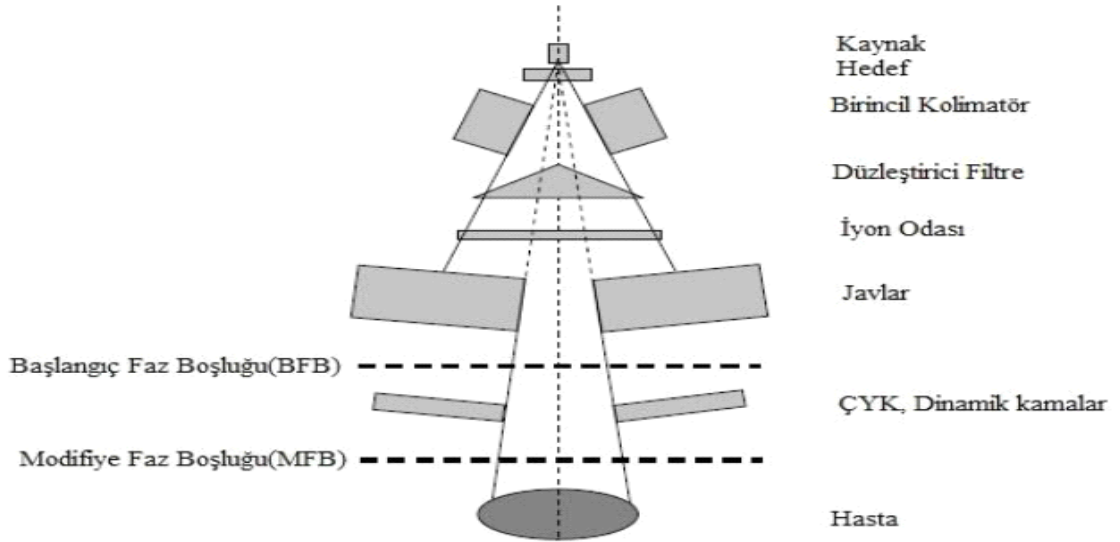
Resim 3.7.Filtreli ve filtresiz doz şeması

Doz verimi açısından değerlendirecek olursak; düzleştirici filtre, foton akısını filtrede soğurulan doz oranında azaltır. Yüksek enerjili fotonlarda daha geniş düzleştirici filtre kullanılır, bu durum da soğurulmayı artıran özelliklerdendir. Düzleştirici filtre kaldırılırsa orijinal akı geri kazanılır. Bu durum, hedefe çarpan elektron sayısının cihaz doz verimine oranını ciddi miktarda artırır. Geçtiğimiz dönemlere kadar FFF ile ilgili yapılan çalışmalarda; spektrum, enerji, derin doz, geri saçılma, elektron kontaminasyonu, alan dışı doz, nötron üretimi ve zırlama gereklilikleri gibi başlıklara değinilmiştir. Bugün kullanılan AAPM TG-142 gibi protokoller düzlük, simetri ve penumbra gibi parametreleri değerlendirirken bunların FFF enerjilerin değerlendirilmesinde yetersiz ve kullanışsız olduğu görülmüştür. İşte bu sebeple düzleştirici filtreli enerjilerden FFF enerjilere kalite kontrol parametrelerini basit ve kesin bir yöntemle aktarmak ihtiyacı doğmuştur. FF ile FFF enerjiler arasında demet dozimetrisinde farklar varken, lineer hızlandırıcının mekanik karakteristiği ve dozimetrik olmayan değerlendirme unsurlarında yeni kalite kontrollere ihtiyaç duyan farklar yoktur. Enerji spektrumu, doz hızı doz kalibrasyonu gibi parametrelerin değerlendirilmesinde yeni ihtiyaçlar doğmamıştır (32,33).

3.4.Doz Hesaplama Algoritması

3.4.1.Analitik Anizotropik Algoritma

Analitik anizotropik algoritma, MC metotları ile hasta tedavisinde kullanılan ışınları nitelendiren üç boyutlu kalem demet/süperpozisyon algoritmasıdır. Analitik anizotropik algoritma da ölçülen ışın dataları ve MC de belirlenen fiziksel parametreler kullanıcılara uygulanır (34). TrueBeam lineer hızlandırıcıda faz boşluğu olarak adlandırılan ve javların aşağısında kalan kısma klinik ışın denir. Faz boşluğu, başlangıç faz boşluğu (BFB) ve modifiye faz boşluğu olarak iki kısımdadır. MFB, bloklar, ÇYK ve kamalar gibi ışın şekillendirici aksesuarların etkilerini hesaplamak için kullanılır. Aynı zamanda MFB, hasta vücuduna giriş seviyesindeki ışını tanımlar. Resim 3.7 'de BFB ve MFB nin şematik gösterimi verilmiştir.



Resim 3.8.Lineer hızlandırıcı şeması üzerinde BFB ve MFB seviyesinin gösterimi

AAA, doz hesaplama modülü ve yapılandırma modülü olarak iki modüle ayrılır. Klinikte kullanılan ışınların faz boşluğunu belirtmek için kullanılan modül, yapılandırma modülüdür. Ekstra foton kaynağı, elektronların kontaminasyonu ve birincil foton kaynağı, faz boşluğu için tanımlanan klinik ışının çoklu kaynak modeli için kullanılır. Birincil foton kaynağı, bremsstrahlung fotonları denilen, hedef ile elektron demetlerinin etkileşmesiyle oluşan fotonları modellemek için kullanılır (34).

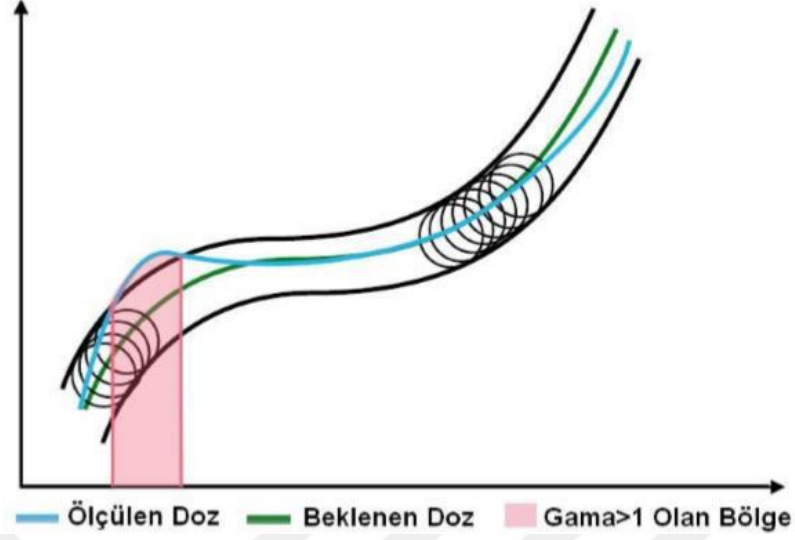
Ekstra fokal foton kaynağı (ikinci kaynak), düzleştirici filtre, birincil kolimatör ve javlardan saçılan fotonları modeller. Aynı zamanda, eş merkeze birincil foton kaynağından daha yakın olan kaynaktır. Elektron kontaminasyonunu sağlayan kaynak ise lineer hızlandırıcının gantrisinde ve havada meydana gelen Compton etkileşimi yüzünden oluşan elektronları modeller.

Doz hesaplama modülü ise birçok fiziksel parametreye dayanmaktadır. Su eşdeğeri ortam için bu parametreler önceden tanımlanarak hesaplama sırasında hastanın gerçek yoğunluğuna göre ölçeklenir. MC ile monoenerjitik demet kernelleri dizisi foton hesaplaması için tasarlanır. Hesaplamanın ilk kısmında, sanki hasta su eşdeğeri bir ortamdaymış gibi hesap yapılır. İlk olarak, önceden hesaplanan ışın demetlerine özel monoenerjitik kernellerden, polimerjitik kalem demet kernelleri tasarlanır. Bir sonraki aşamada ise, enerji birikimi, hesaplama modelinde, derinlik ve derinliğe dik lateral bileşen boyunca ayrılır. Elektron yoğunluğuna bağlı olarak heterojen ortamlarda bir düzeltme yapılır. Üç Gauzzian fonksiyonunun toplamı saçılma kenellerini verir. Bu kernellerin en belirgin özelliği, toplam hata fonksiyonu olarak ifade edilmesidir. Bütün bu demetlerden elde edilen birincil ve ikincil fotonlar ve elektronlar tarafından birikmiş dozun süperpozisyon olarak hesaplanması, son doz dağılımını gösterir. (35)

3.5.Gama Analizi

Gama analizi (γ), yoğunluk ayarlı radyoterapi ve hacimsel modüle ark terapi gibi karmaşık tedavilerin çözümlenmesi ve doğrulanması için kullanılan en yaygın matematiksel yöntemdir (36). Gama analizinde, ölçülen doz ile hesaplanan dozun aynı olması beklenmektedir. Bu durumu ortaya çıkarmak için de izodoz eğrileri kullanılır. Bilgisayar ortamında ölçülen ile hesaplanan izodoz eğrileri karşılaştırılarak, yüzde doz farkı (%DD) ve uyum mesafesi (DTA) baz alınır.

Bu çalışma ilk olarak Van Dyk ve ark. tarafından ortaya atılmıştır. Bu çalışmada yüksek gradyanlı ve düşük gradyanlı doz bölgeleri iki şekilde ayrılmıştır (36). Van Dyk ve ark. göre düşük doz bölgesinde ölçülen ve hesaplanan doz aynı iken yüksek gradyanlı bölgelerde bu yöntem hata payına sebep olmaktadır. Bu yüzden 1998 yılında Low ve ark. tarafından geliştirilen yöntemde uyum mesafesi ve yüzde derin doz bir arada kullanılmıştır (37). Gama analizinde esas amaç ölçülen doz ile hesaplanan doz grafiklerini görmektir. Hesaplanan dozun eğrisi boyunca yarıçapı 1 birim olan hayali bir daire çizilir. Uzaysal yönelimde bu 3 mm, doz yönelimde hesaplanan dozun %3'üdür. Hesaplanan değer çevresinde oluşan hayali dairelerden oluşan tüp gama indeksini belirleyicidir. Ölçülen dozun tüp içinde kaldığı bölgelerde gama indeksi 1'den küçük, dışına çıktığı bölgelerde ise 1'den büyüktür. Gama değeri 1'in altındaysa analiz geçer, değilse geçemez. Fakat bu değerlendirme sadece tek noktayı kapsamaktadır. Gama analizinde bu değerlendirme tüm noktaları kapsamaktadır.



Resim 3.9. Ölçülen doz ile hesaplanan dozun değerlendirilmesi

Gama analizinin formüle edilmiş hali aşağıdaki gibidir.

r_r konumundaki bir referans nokta için D_r ölçülen dozu gösterir ve bu kabul kriterlerini eliptik bir yüzey şeklinde tanımlanabilir.

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (\text{Eş. 1.2})$$

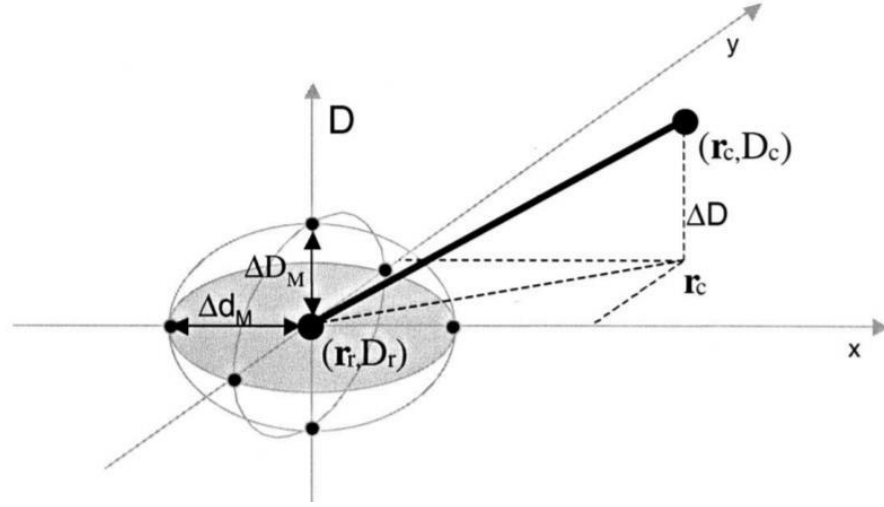
Bu denkleme göre;

$$\Delta r = |r_r - r_c| \quad (\text{Eş. 1.3})$$

Hesaplanan doz dağılımına göre belirlenen noktadaki doz $D_c(r_c)$ ve referans doz dağılımındaki nokta arasındaki dozun $D_r(r_r)$ farkı ise;

$$\Delta D = |D_c(r_c) - D_r(r_r)| \quad (\text{Eş. 1.4})$$

Hesaplanan dozun ölçülen doz ile uyumlu olabilmesi için en az bir noktada Eş. 1.4'e uyması gerekir. Eğer bu koşul sağlanıyorsa noktalar Şekil 3.11 de gösterilen elipsoidin içinde olacaktır.



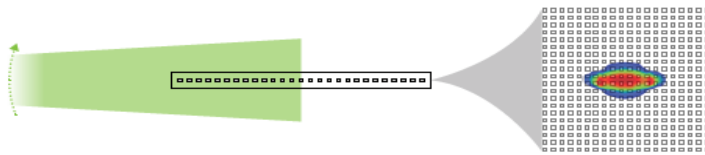
Resim 3.10.Gama analizi yönteminin analitik gösterimi

$$\Gamma(r_r, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (\text{Eş. 1.5})$$

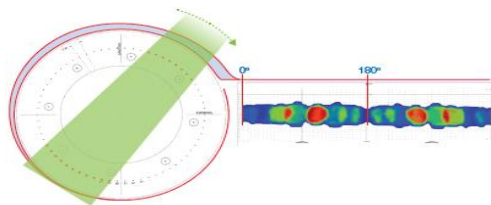
Γ değerinin hesaplanması için gereken formül 1.5'de gösterilmiştir. Tüm hesaplamalar sonunda Γ değeri 1'den küçük ise analiz doğru olarak kabul edilir ve değerlendirilen noktalar elipsoidin içindedir.

3.6.Arccheck

Sun Nuclear firması tarafından geliştirilmiş olan bu sistem, dozun doğruluğunu üç boyutlu olarak kontrol etmek için kullanılır. Su eşdeğer olarak geliştirilen bu fantom, hastanın pozisyonuna uygun bir şekilde silindirik olarak tasarlanmıştır. Sun Nuclear Arccheck cihazının içinde 1300'den fazla SunPoint dedektör bulunur. Cihaz tasarımı silindiriktir. Bu sayede, Varian TrueBeam cihazının her açısıyla uyum sağlar. Son derece hassas ölçümler sağlar ve ilave donanıma gereksinim duymaz. Bağımsız mutlak doz ölçümleri ve cihaz kalite kontrolleri için en iyi altın standarda sahiptir. Arccheck dedektörlerinde portal açısı değil iletim ışını önemlidir. Beam eye view (BEV) olarak dedektör geometrisi sabittir. Böylece çok küçük portal açılarının tespiti mümkün olmuş olur. 2 boyutlu düzende eğik bir şekilde ışınlanarak alan boyutu tek boyuta düşürülür. Dedektörün gölgeleme etkisi olmasa bile, 2 boyutlu düzende bilginin büyük bir kısmı kaybolur ve 10 dereceye kadar olan açılarda %75 oranında bir kaçırma söz konusu olur (38). Arccheck ile port açısını ve yaprak sonu konumunu, mutlak doz ve zamanı (4D) hata kaynaklarını belirlemek mümkündür. Doz doğruluğu artırılır ve tedavi planlama sistemine, dağıtım sistemine veya görüntüleme sistemine göre hatalar izlenebilir.



Resim 3.11. 2D düzende ölçüm



Resim 3.12. ArcCheck ölçümü BEV görüntüsü

4.YÖNTEM

4.1.Hasta Seçimi ve Kullanılan Yöntemler

Bu çalışmada, Acıbadem Maslak Hastanesinde tedavi gören 12 lokal ileri ve 12 SBRT uygulanmış metastatik akciğer kanserli hasta yer almıştır. 12 lokal ileri akciğer kanserli hasta grubu 30 fraksiyonda ve 200 cGy doz kullanılarak, tedavi planları oluşturulmuştur. Akciğer SBRT hastalarının 5 tanesi 1100 cGy den 5 fraksiyonla,3 tanesi 1800 cGy ile 3 fraksiyonla ,2 tanesi 850 cGy ile 7 fraksiyonla, 1 tanesi 600 cGy ile 5 fraksiyonda ve 1 tanesi 750 cGy ile 8 fraksiyonda olacak şekilde tedavi planları hazırlanmıştır. SBRT hastalarının da tedavi alanları minimum $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'dir

Farklı alan büyüklüğüne sahip her iki klinik grup için 10 MV ve 10 FFF foton enerjileri ile planlama yapılmıştır. Tüm planlarda VMAT tekniği kullanılmıştır. 23 Hastada 2 ark ve 1 hastada 3 ark kullanıldı. Tümörlerin yerleşimine göre tam ark veya yarım arklar seçilmiştir. Tüm planlamalar aynı optimizasyon sonucunda dinamik ve statik kolimatör için hesaplanmıştır. Statik kolimatör optimizasyonunda, kolimatör açıklığı ışınlama boyunca tüm hedef geometrisini kapsayacak şekilde maksimum açıklıkta ve sabittir, doz modülasyonu ÇYK hareketi, gantri ve doz hızı değişkenleri ile sağlanmıştır. Dinamik kolimatör planlarında ise kolimatörler, hareketli son ÇYK'yı takip edecek şekilde her kontrol noktasında minimum açıklığı verecek şekilde hareketlidir. Yoğunluk ayarı ÇYK hareketi, gantri ve doz hızı değişimi ile sağlanmaktadır. Her hasta için 4 olmak üzere toplam 96 plan değerlendirilmiştir. Çalışmadaki amaç dinamik ve statik kolimatörler arasındaki farkın enerji bağımlılığı ve alan bağımlılığı açısından karşılaştırılmasıdır. Ek olarak yapılan planlamalarda hedef hacim ve kritik organ dozlarının karşılaştırılmasıdır.

Tüm planlarda doz hacim histogramında hedef hacmin aldığı %1, %5 ve %95'lik hacimlerin aldığı doz değerleri (D%1, D%5, D%95), maksimum, ortalama ve minimum dozları karşılaştırılmıştır. Spinal kord, kalp, özefagus ve akciğerlerin 5Gy, 10 Gy ve 20Gy doz alan hacimleri (V5, V10, V20), maksimum, ortalama ve minimum dozları karşılaştırılmıştır.

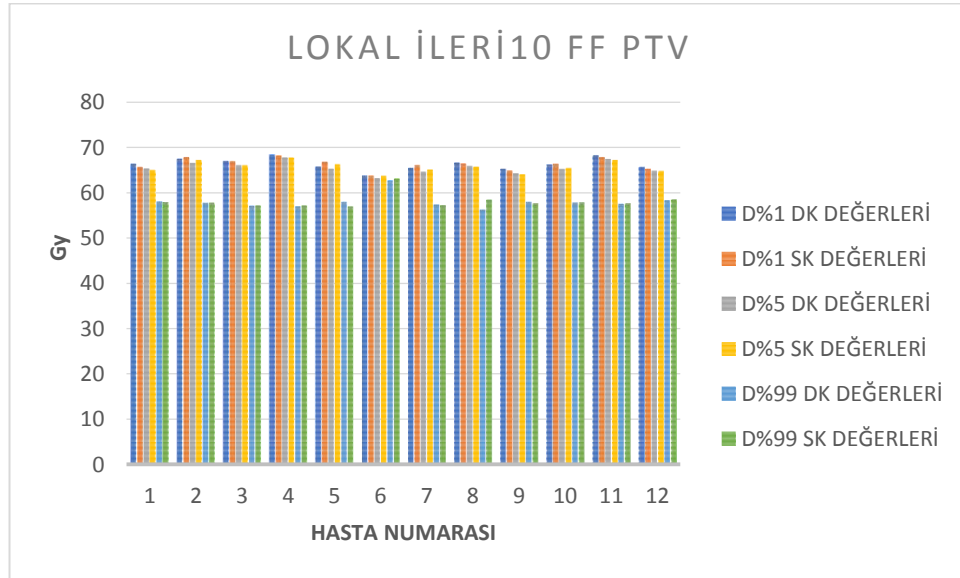
Ek olarak planlamalara kalite kontrol uygulanmıştır. Bunun için SunNuclear ArcCheck ölçüm sistemi kullanılmıştır. Planların, gama analizi tekniğinde %3- 3 mm kriteri göz önünde bulundurularak değerlendirme yapılmıştır.

5.BULGULAR

5.1.Tedavi Planı Karşılaştırma Sonuçları

Tablo 5.1. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

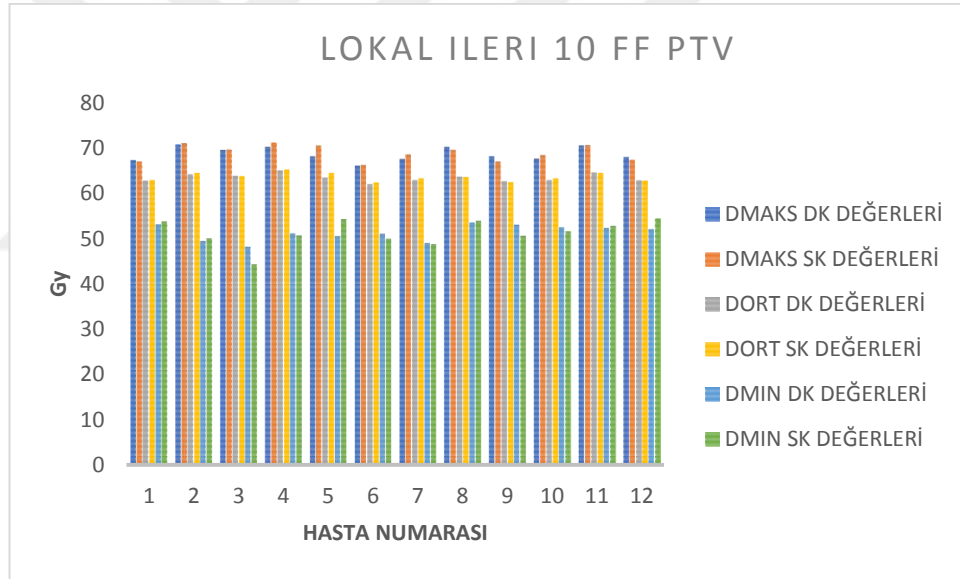
	D%1			<i>p</i>	D%5			<i>p</i>	D%99			<i>p</i>
	DK	SK	$\Delta\%$		DK	SK	$\Delta\%$		DK	SK	$\Delta\%$	
PTV	66,43	66,41	0,53	0,907	65,58	65,66	0,52	0,556	58,03	58,11	0,67	0,710



Şekil 5.1. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri

Tablo 5.2. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

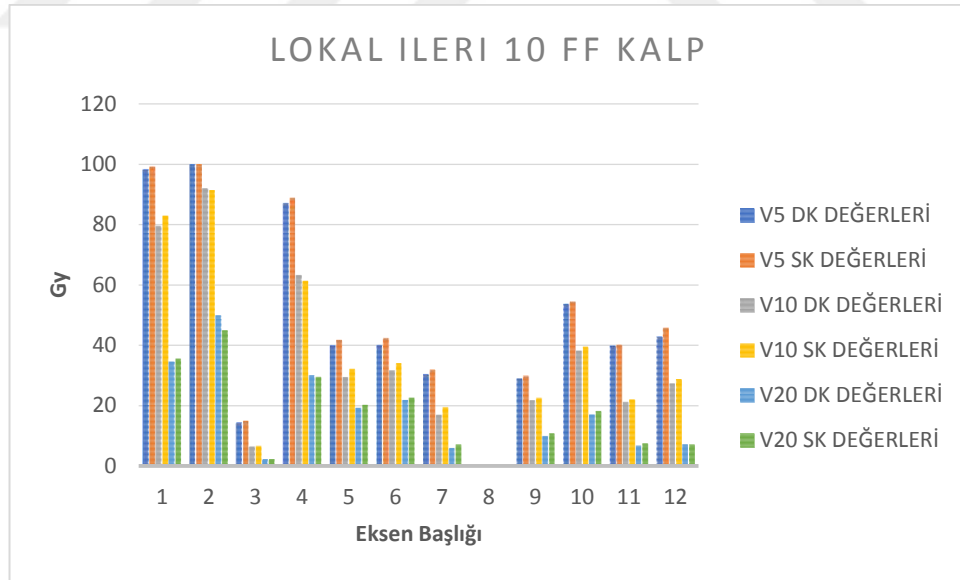
	DMAKS		$\Delta\%$	<i>p</i>	DORT		$\Delta\%$	<i>p</i>	DMIN		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
PTV	68,67	68,85	1,01	0,531	63,44	63,56	0,39	0,261	51,34	51,24	2,79	0,871



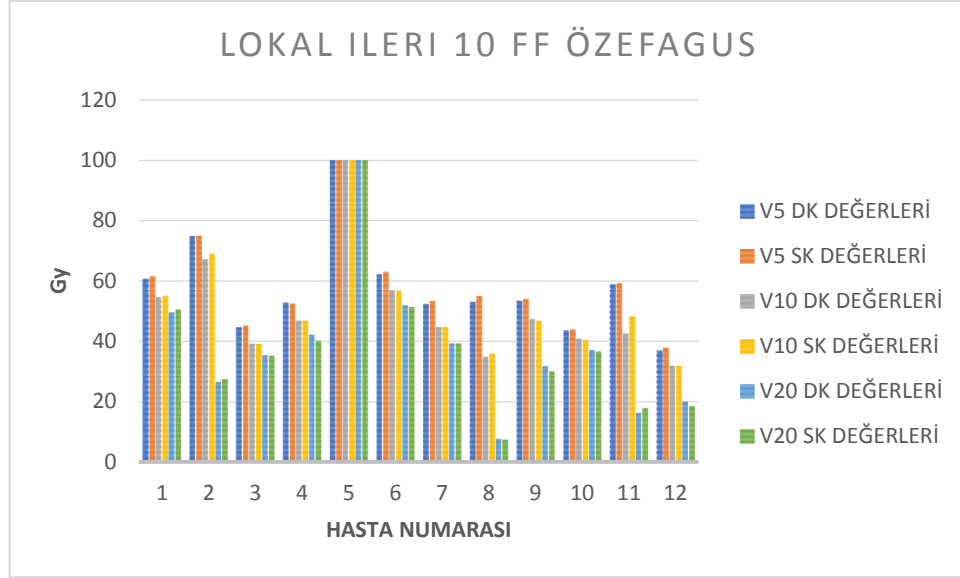
Şekil 5.2. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmin parametreleri

Tablo 5.3. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

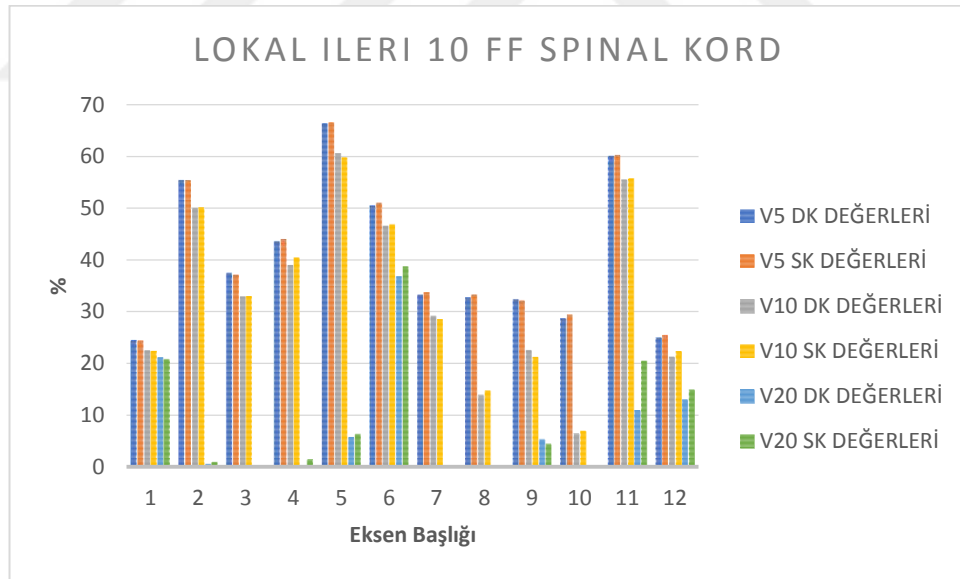
	V5		$\Delta\%$	<i>p</i>	V10		$\Delta\%$	<i>p</i>	V20		$\Delta\%$	<i>P</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
KALP	48,00	49,11	2,91	0,001	35,66	36,75	9,39	0,033	17,07	17,10	5,2	0,959
ÖZEFAGUS	57,8	58,4	1,24	0,004	50,6	51,27	1,77	0,202	38,16	37,92	3,07	0,459
SPINAL KORD	40,86	41,04	0,91	0,096	33,41	33,49	2,68	0,730	7,83	9,02	25,83	0,160
AKCİĞERLER	56,54	56,96	1,44	0,071	38,94	39,54	2,09	0,018	26,45	26,69	2,88	0,348



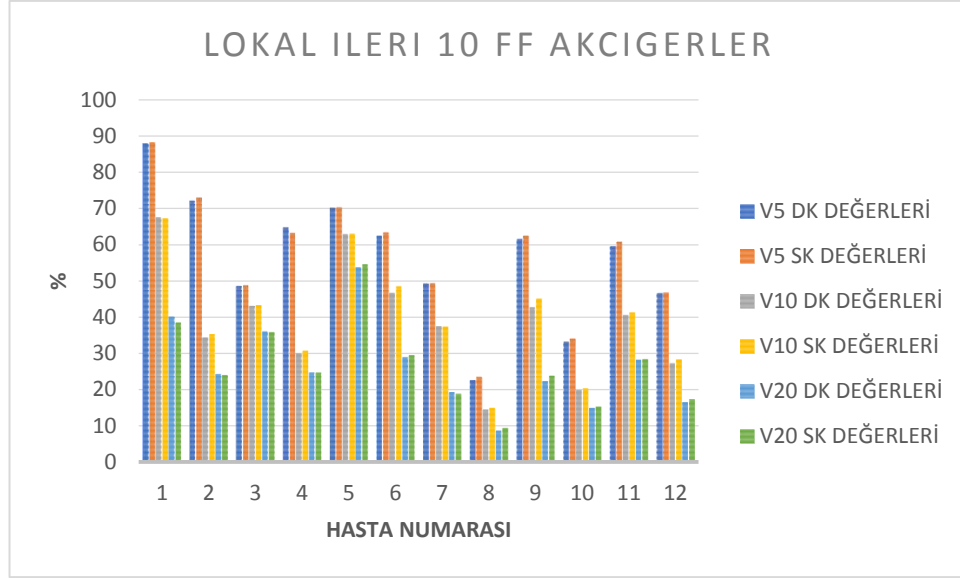
Şekil 5.3. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri



Şekil 5.4. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20, parametreleri



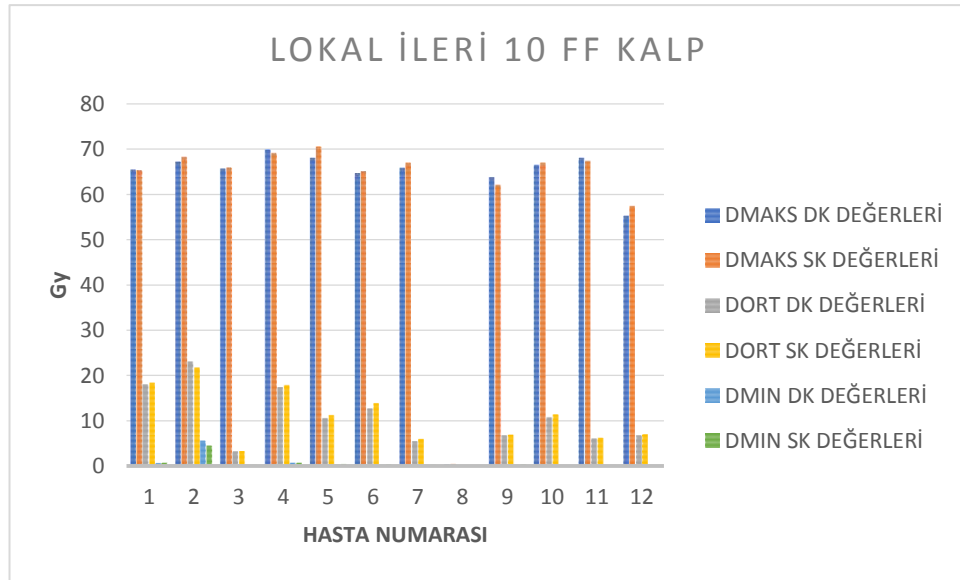
Şekil 5.5. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD V5, V10, V20 parametreleri



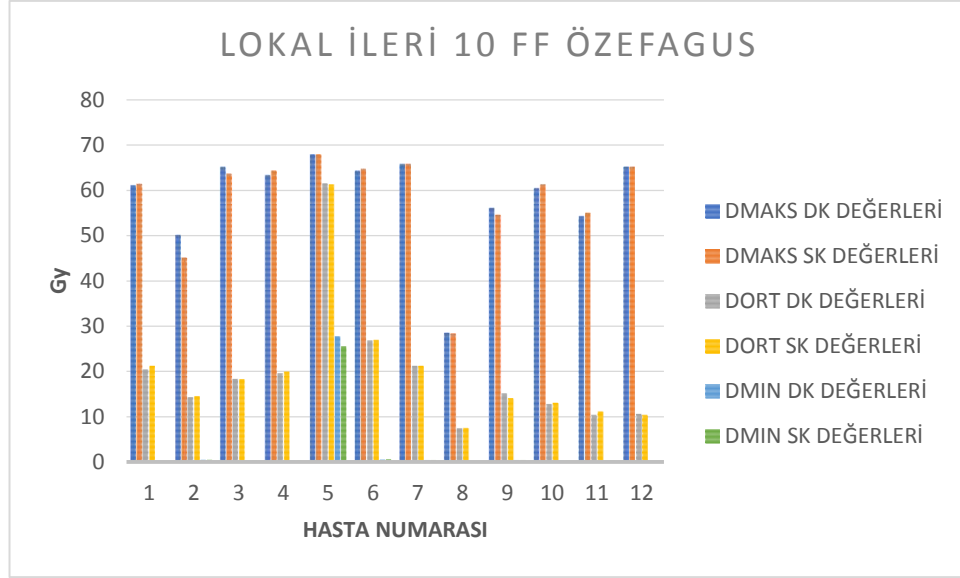
Şekil 5.6. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCIĞER V5, V10, V20 parametreleri

Tablo 5.4. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

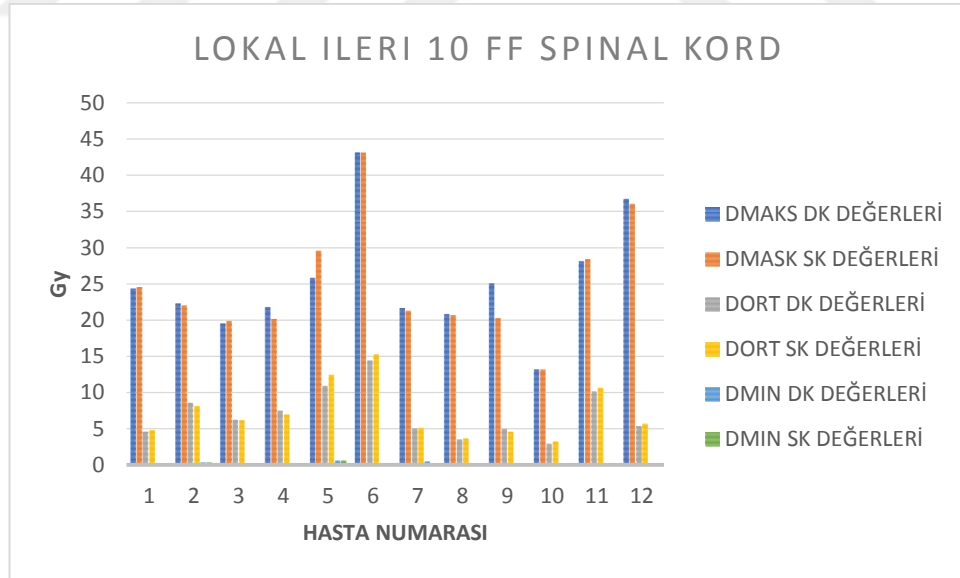
	DMAKS		$\Delta\%$	<i>p</i>	DORT		$\Delta\%$	<i>p</i>	DMIN		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
KALP	60,03	60,42	3,06	0,280	10,12	10,37	4,02	0,166	0,78	0,71	2,54	0,473
ÖZEFAGUS	58,41	58,03	1,76	0,440	19,88	19,99	1,69	0,448	2,62	2,45	1,47	0,377
SPINAL KORD	25,22	24,91	4,09	0,594	7,02	7,24	5,18	0,209	0,15	0,13	11,06	0,410
AKCİĞERLER	66,86	66,65	1,33	0,564	12,92	13,09	1,93	0,043	0,28	0,27	0,00	0,677



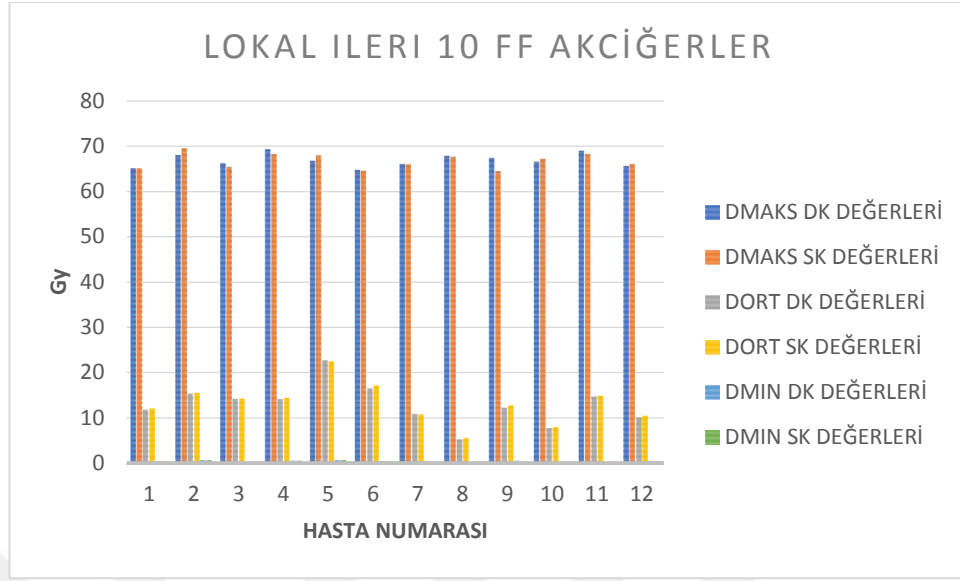
Şekil 5.7. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, Dort, Dmin parametreleri



Şekil 5.8. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dort, Dmin parametreleri



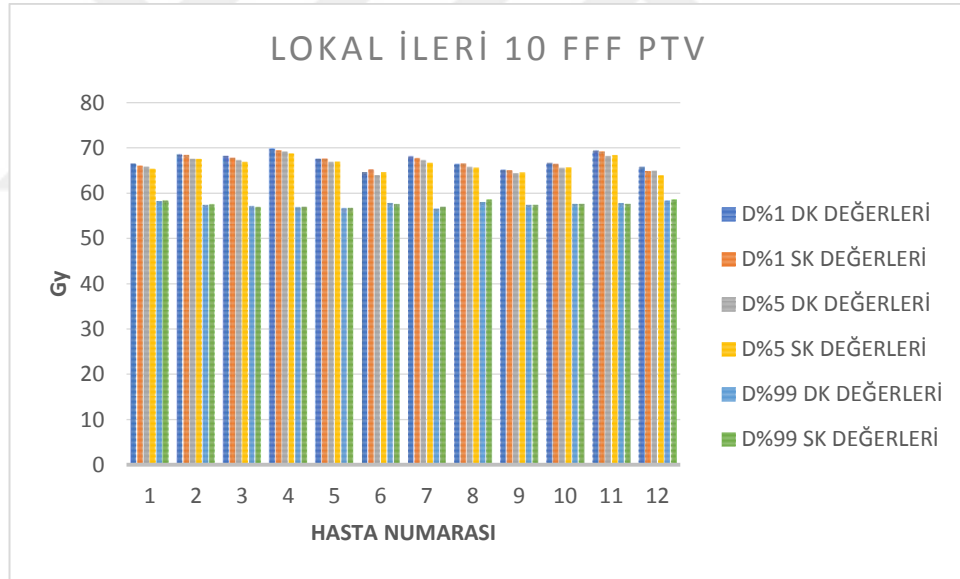
Şekil 5.9. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPINAL KORD Dmaks, Dort, Dmin parametreleri



Şekil 5.10. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞER Dmaks, Dört, Dmin parametreleri

Tablo 5.5. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

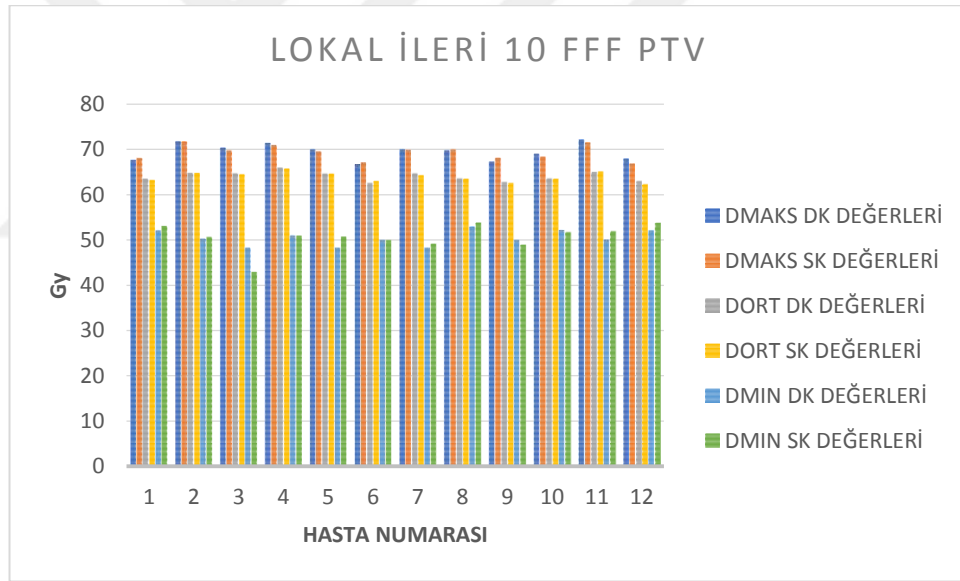
	D%1		$\Delta\%$	<i>p</i>	D%5		$\Delta\%$	<i>p</i>	D%99		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
PTV	67,18	67,08	0,42	0,436	69,54	69,31	0,74	0,537	50,42	50,56	2,61	0,246



Şekil 5.11. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri

Tablo 5.6. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

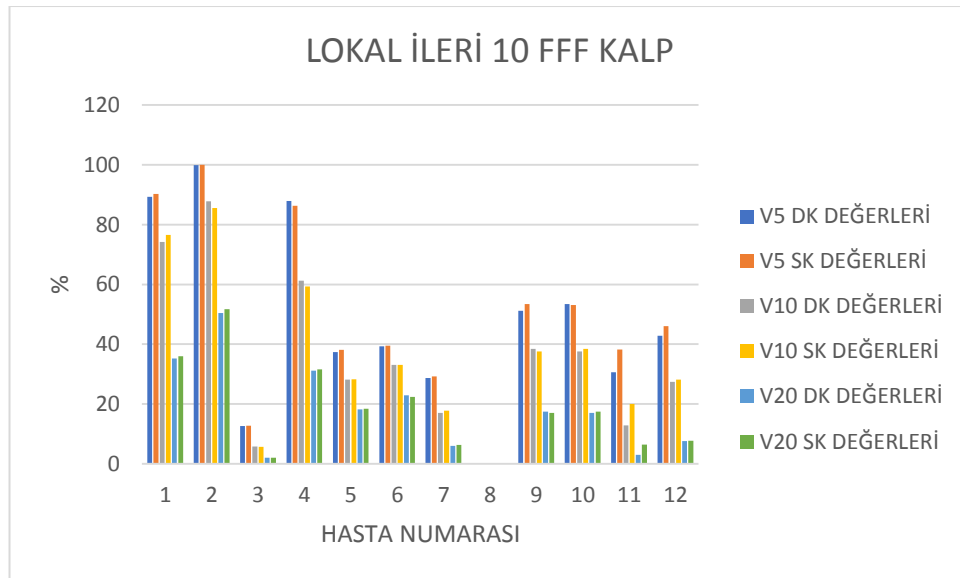
	DMAKS		$\Delta\%$	<i>p</i>	DORT		$\Delta\%$	<i>p</i>	DMIN		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
PTV	69,54	69,31	0,74	0,172	63,95	63,89	0,34	0,427	50,42	50,56	2,61	0,806



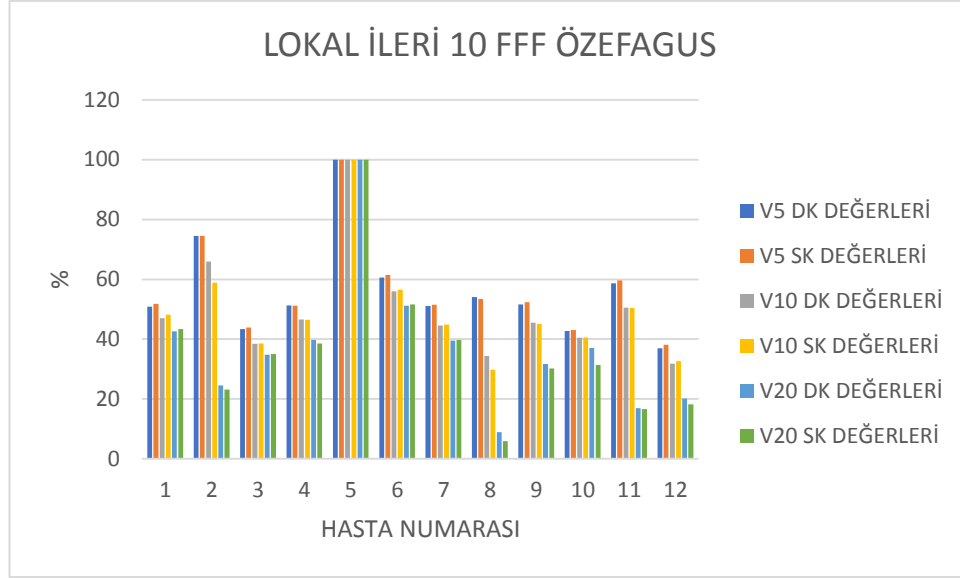
Şekil 5.12. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmin parametreleri

Tablo 5.7. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

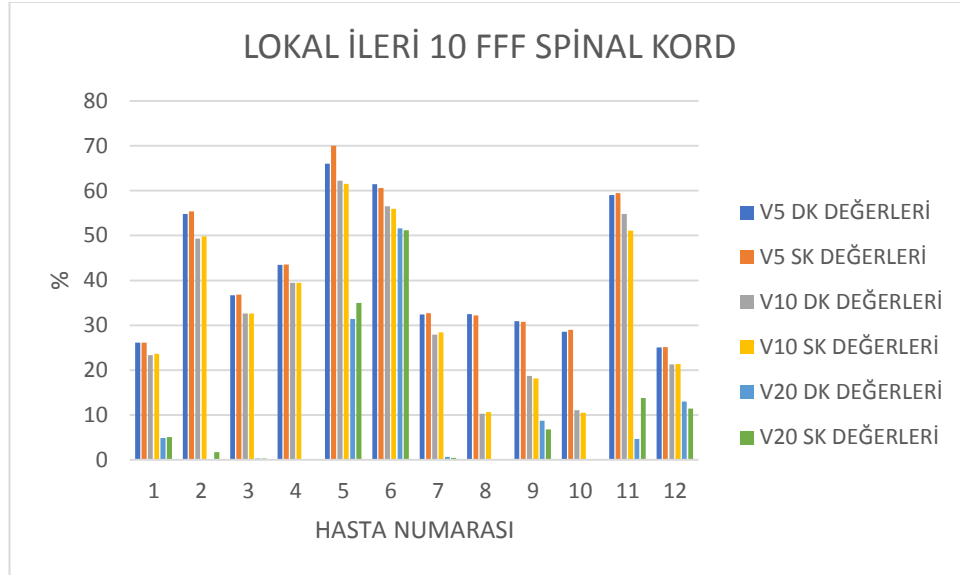
	V5		$\Delta\%$	<i>p</i>	V10		$\Delta\%$	<i>p</i>	V20		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
KALP	47,75	48,91	3,33	0,118	35,29	35,86	4,80	0,428	17,58	18,08	6,29	0,124
ÖZEFAGUS	56,61	56,74	1,11	0,017	50,09	49,32	2,78	0,300	37,25	36,14	6,45	0,059
SPINAL KORD	41,42	41,80	1,11	0,282	33,97	33,59	2,12	0,274	9,54	10,48	21,25	0,322
AKCİĞERLER	52,38	53,07	1,40	0,003	35,71	36,78	1,40	0,011	13,91	24,09	2,40	0,291



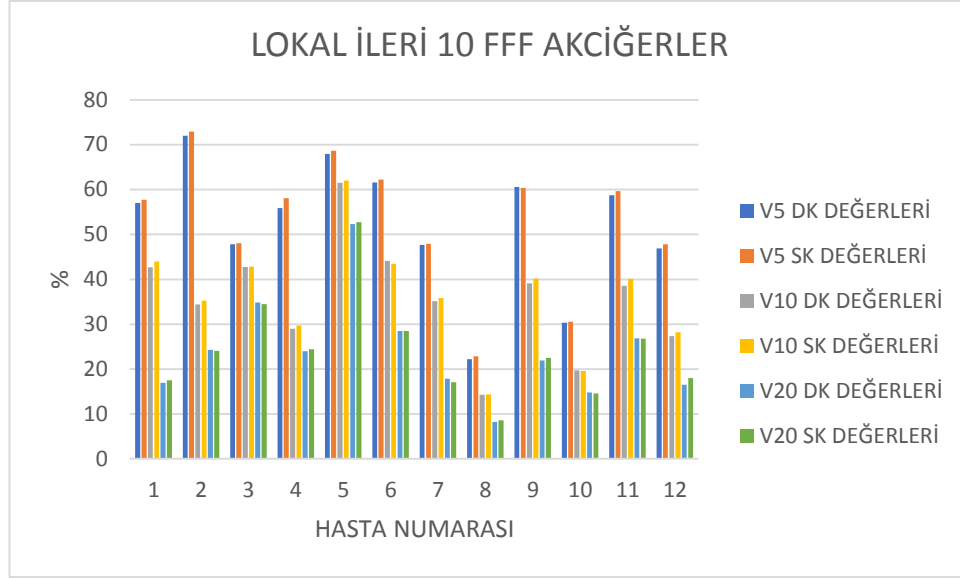
Şekil 5.13. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri



Şekil 5.14. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20 parametreleri



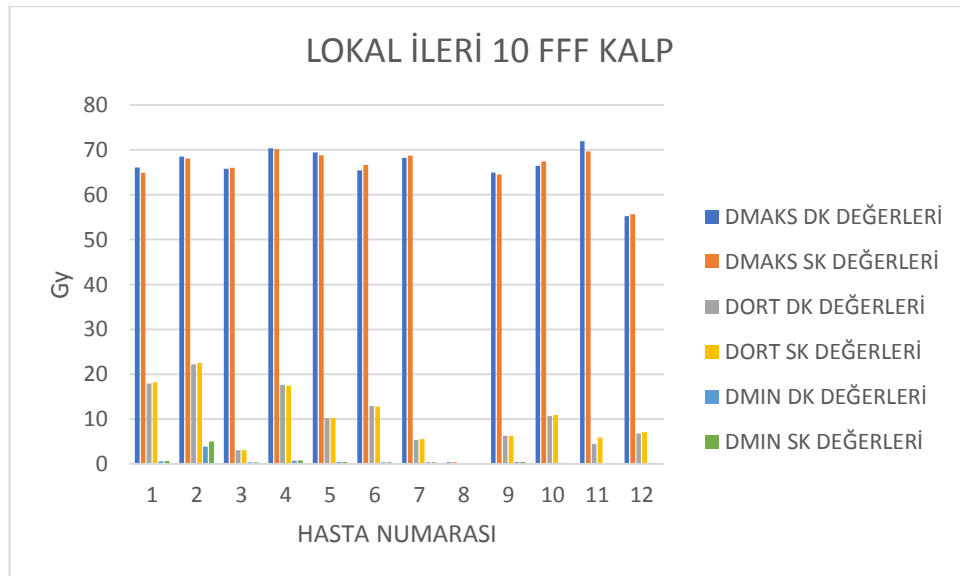
Şekil 5.15. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPİNAL KORD V5, V10, V20 parametreleri



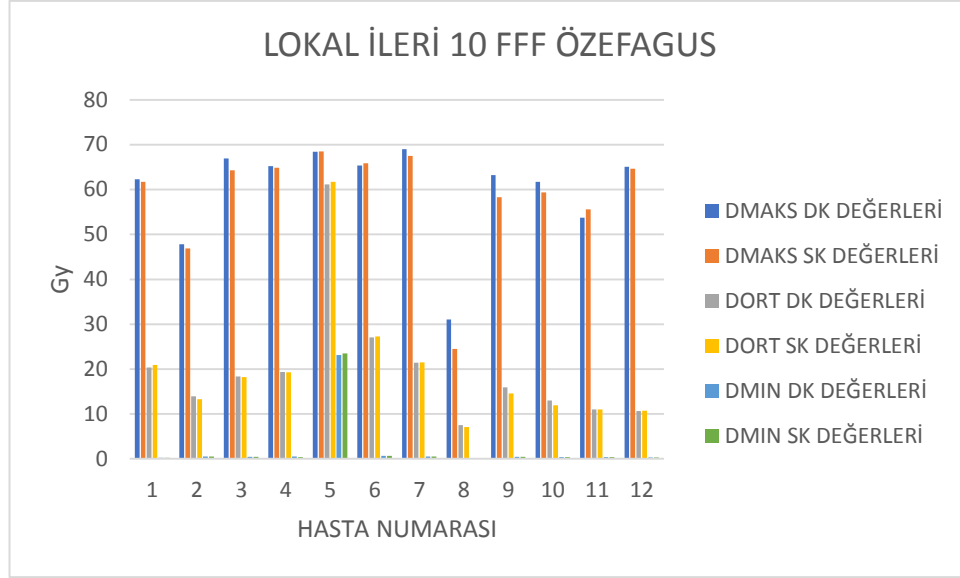
Şekil 5.16. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCIĞERLER V5, V10, V20 parametreleri

Tablo 5.8. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

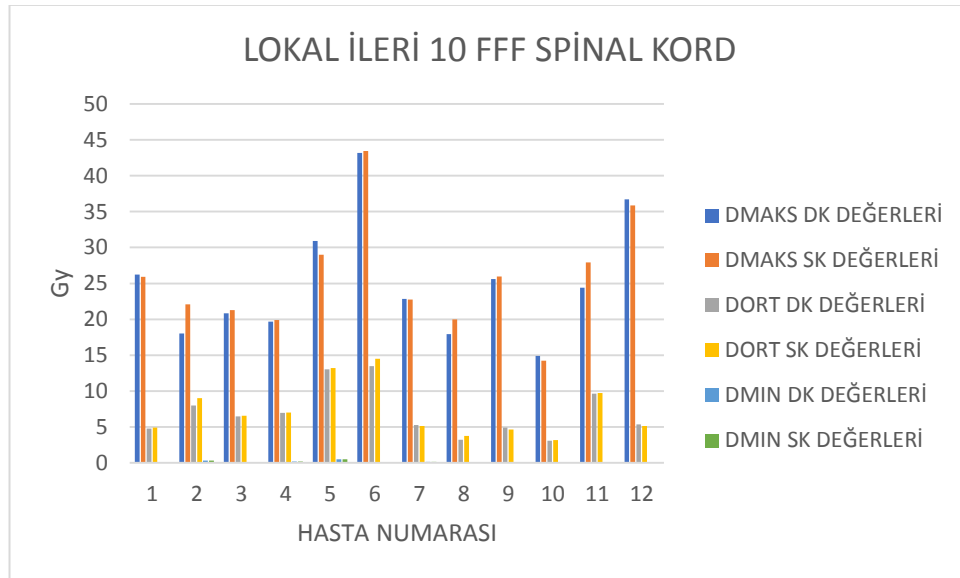
	DMAKS				DORT				DMIN			
	DK	SK	$\Delta\%$	<i>p</i>	DK	SK	$\Delta\%$	<i>p</i>	DK	SK	$\Delta\%$	<i>p</i>
KALP	61,07	60,92	1,69	0,619	9,79	9,99	3,42	0,142	0,64	0,75	4,16	0,265
ÖZEFAGUS	60,00	58,52	3,93	0,052	19,95	19,77	2,90	0,322	2,28	2,30	2,12	0,502
SPINAL KORD	25,11	25,69	5,07	0,273	7,01	7,22	4,50	0,115	0,13	0,13	--	0,017
AKCİĞERLER	67,25	67,47	0,90	0,336	12,56	12,68	1,40	0,012	0,3	0,3	--	0,551



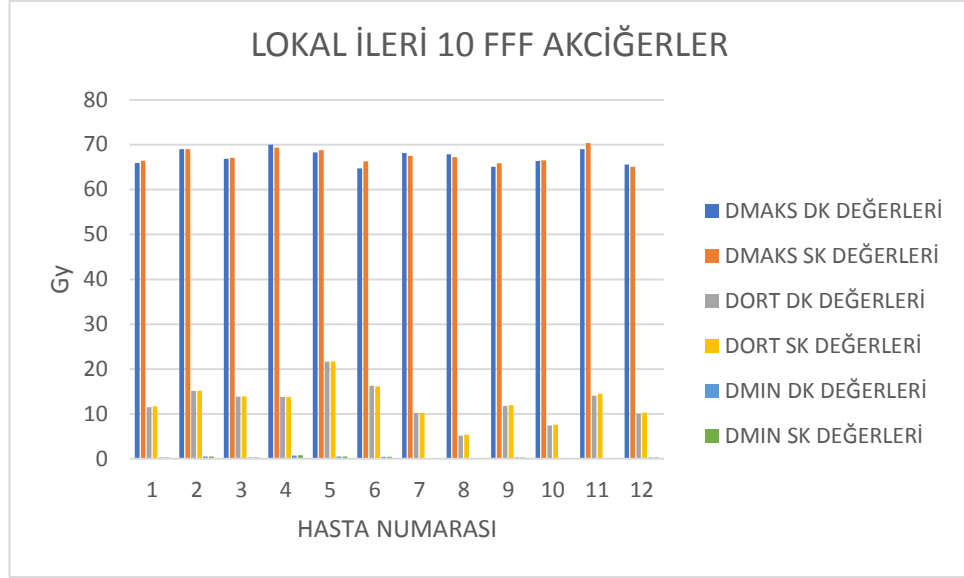
Şekil 5.17. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, Dort, Dmin parametreler



Şekil 5.18. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dort, Dmin parametreleri



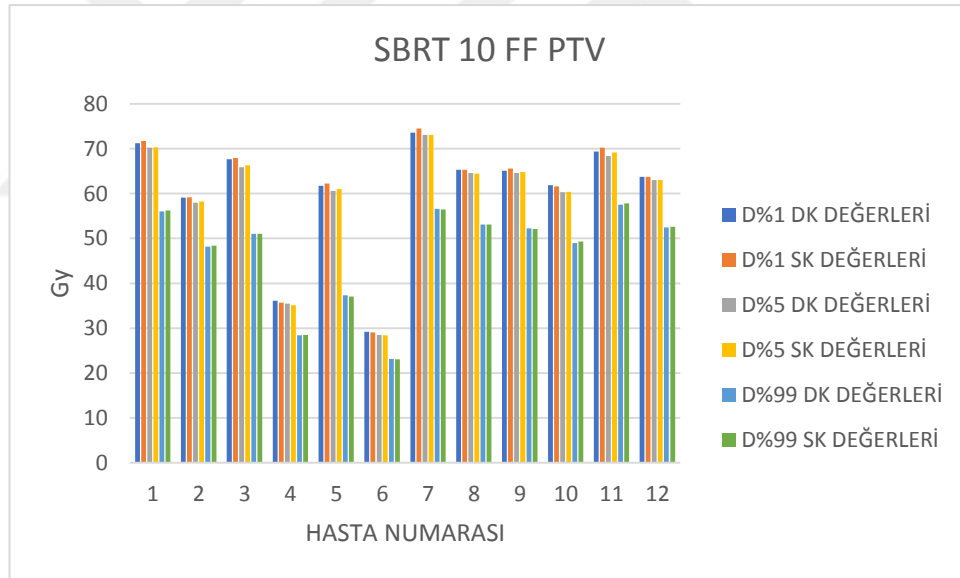
Şekil 5.19. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPİNAL KORD Dmaks, Dort, Dmin parametreleri



Şekil 5.20. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER Dmaks, Dört, Dmin parametreleri

Tablo 5.9. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

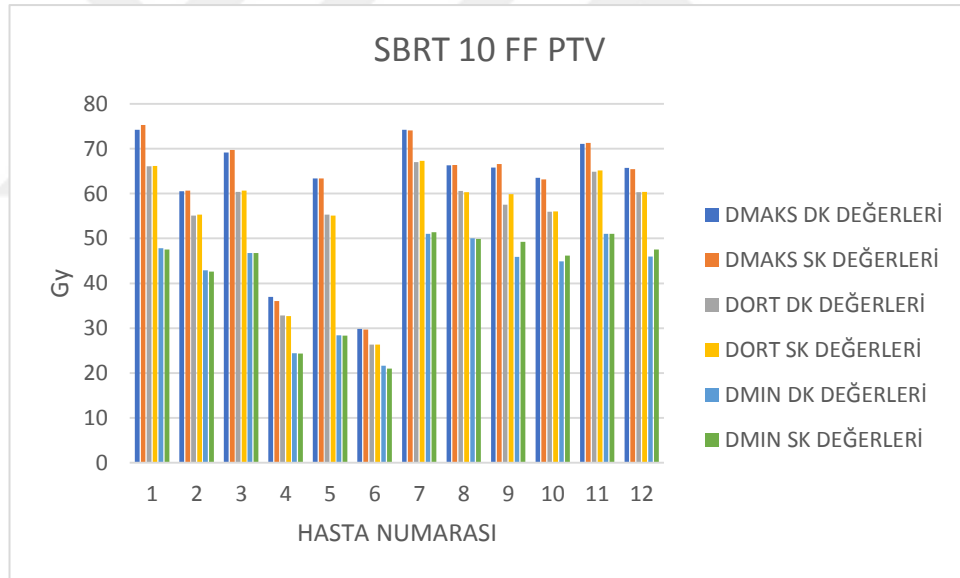
	D%1		$\Delta\%$	P	D%5		$\Delta\%$	p	D%99		$\Delta\%$	p
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
PTV	60,30	60,56	0,66	0,087	59,38	59,52	0,46	0,173	47,08	47,14	0,32	0,296



Şekil 5.21. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri

Tablo 5.10. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 6 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

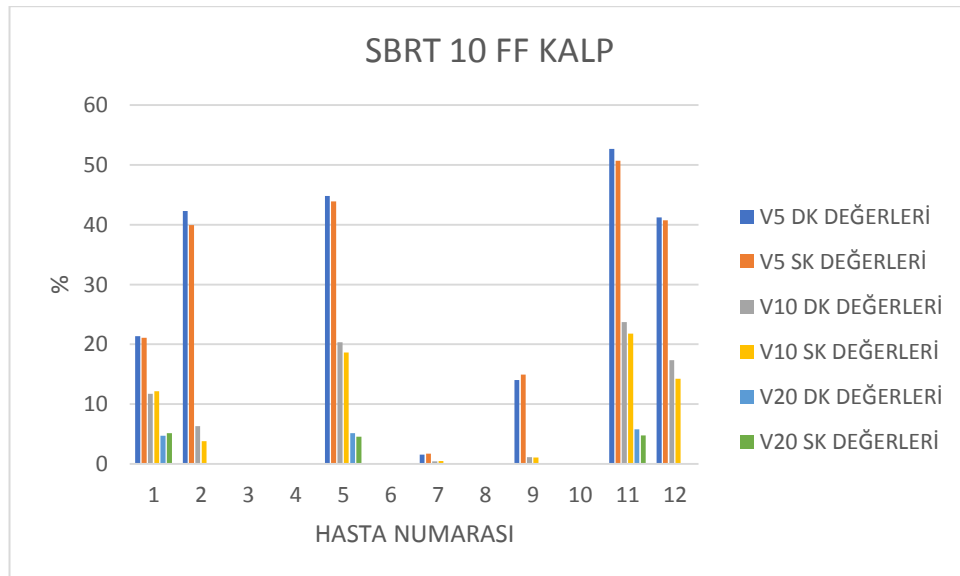
	DMAKS		$\Delta\%$	<i>p</i>	DORT		$\Delta\%$	<i>p</i>	DMIN		$\Delta\%$	<i>P</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
PTV	61,73	61,81	0,67	0,604	55,19	55,44	0,62	0,251	41,72	42,15	0,67	0,211



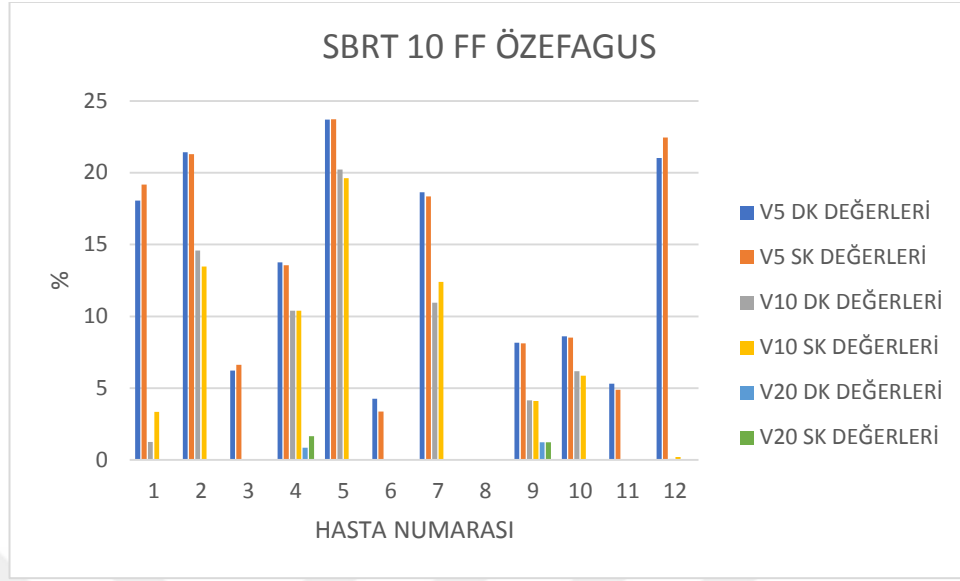
Şekil 5.22. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmin parametreleri

Tablo 5.11. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

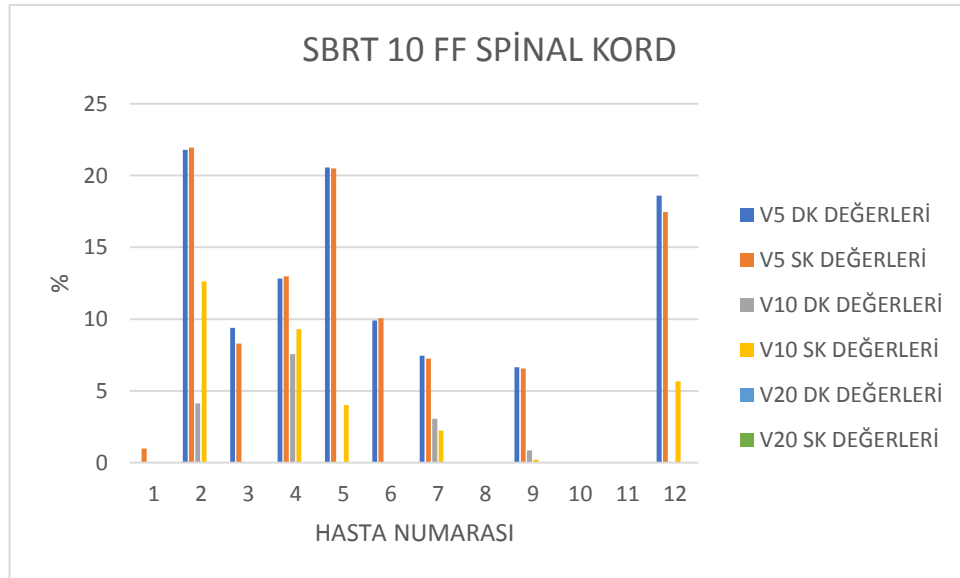
	V5		$\Delta\%$	<i>p</i>	V10		$\Delta\%$	<i>p</i>	V20		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
KALP	18,15	17,75	8,76	0,157	6,75	6,02	7,93	0,059	1,31	1,21	3,12	0,362
ÖZEFAGUS	12,43	12,51	4,31	0,688	5,65	5,78	13,02	0,596	0,17	0,24	4,01	0,339
SPINAL KORD	8,93	8,84	10,42	0,578	1,30	2,84	32,53	0,099	-,--	-,--	-,--	-,---
AKCİĞERLER	10,44	10,36	1,43	0,267	5,81	5,84	2,42	0,540	2,02	2,03	0,71	0,489



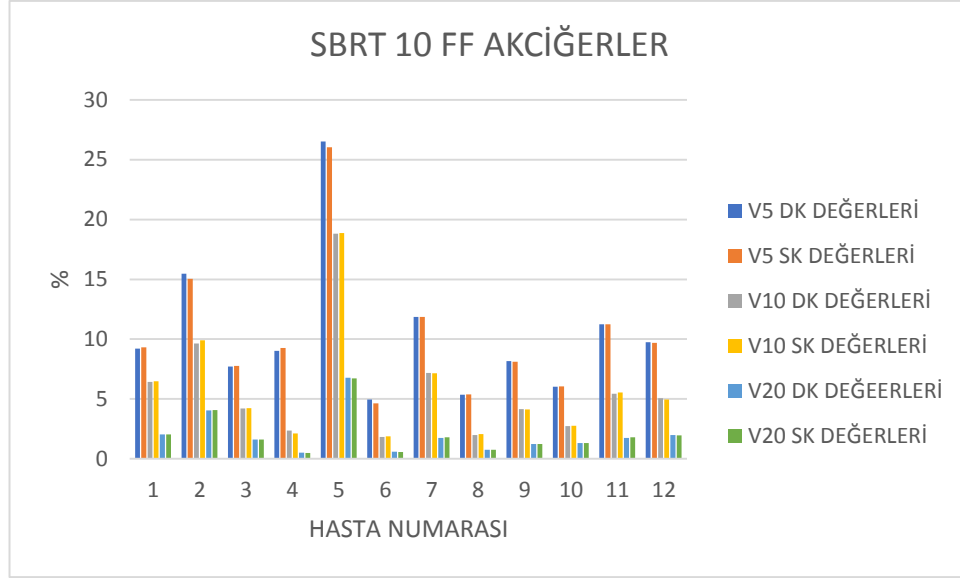
Şekil 5.23. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri



Şekil 5.24. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20 parametreleri



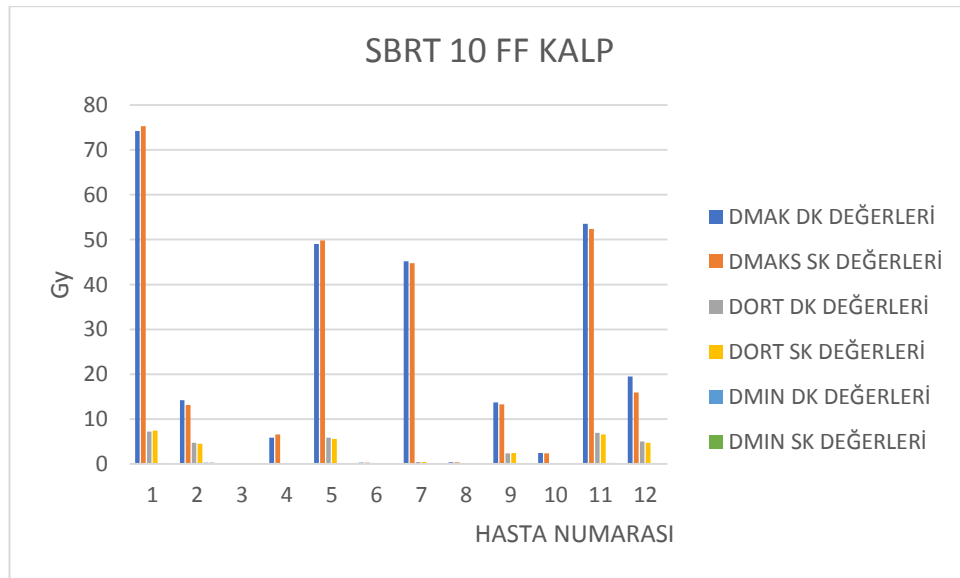
Şekil 5.25. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPİNAL KORD V5, V10, V20 parametreleri



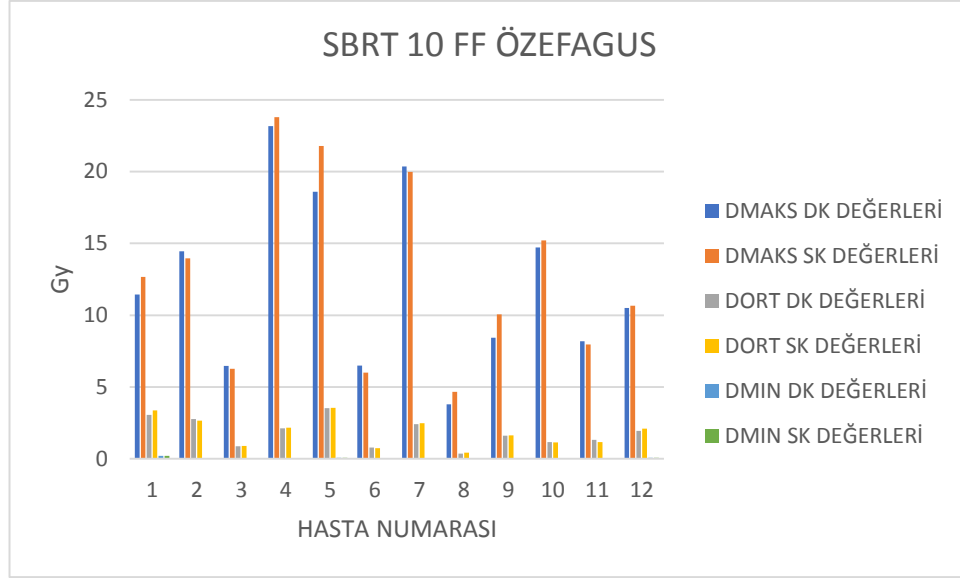
Şekil 5.26. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCIĞERLER V5, V10, V20 parametreleri

Tablo 5.12. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

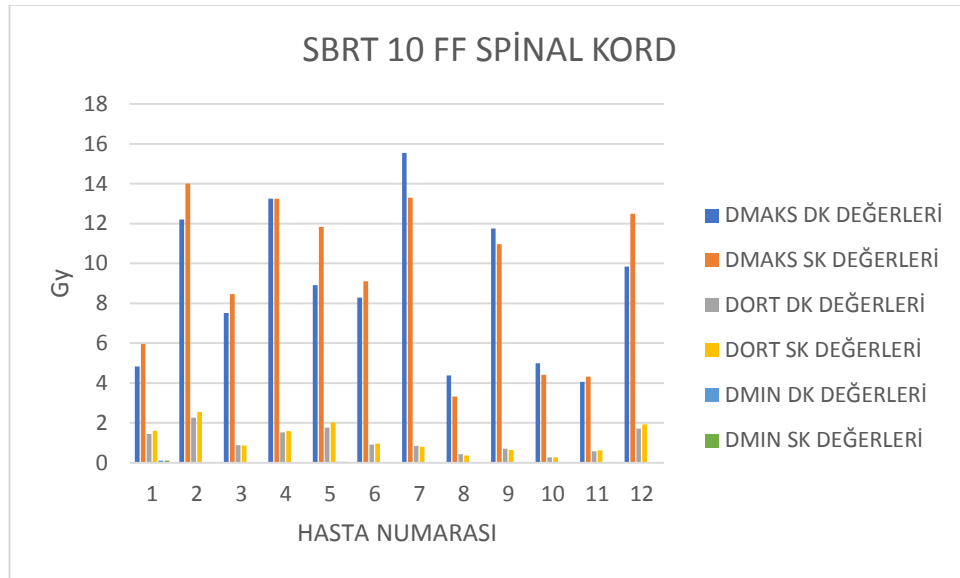
	DMAKS		$\Delta\%$	<i>p</i>	DORT		$\Delta\%$	<i>p</i>	DMIN		$\Delta\%$	<i>P</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
KALP	23,19	22,86	4,66	0,360	2,73	2,67	2,09	0,215	0,08	0,08	0,00	0,770
ÖZEFAGUS	12,22	12,75	7,02	0,116	1,82	1,86	5,69	0,352	0,04	0,04	0,00	0,155
SPINAL KORD	8,80	9,29	13,41	0,293	1,11	1,19	6,80	0,072	0,02	0,02	0,00	0,339
AKCİĞERLER	60,29	60,29	0,55	0,930	2,56	2,58	0,57	0,206	0,03	0,03	0,00	0,223



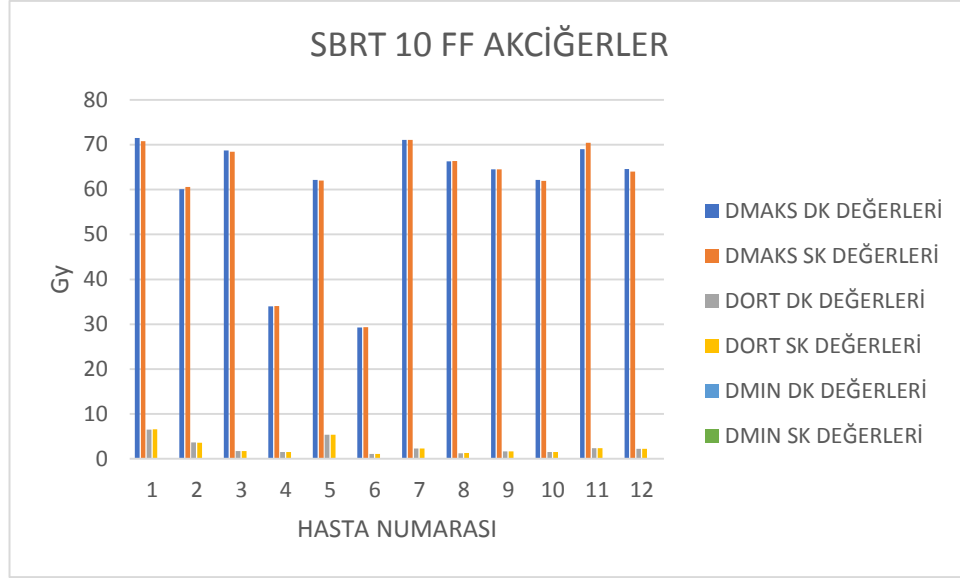
Şekil 5.27. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, Dort, Dmin parametreleri



Şekil 5.28. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dört, Dmin parametreleri



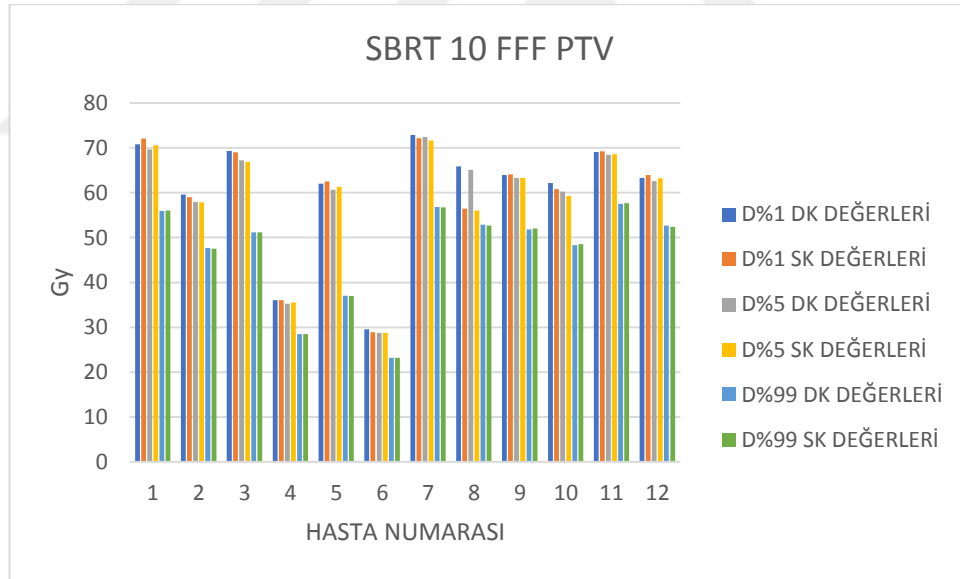
Şekil 5.29. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPİNAL KORD Dmaks, Dört, Dmin parametreleri



Şekil 5.30. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER Dmaks, Dört, Dmin parametreleri

Tablo 5.13. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının D%1, D%5 ve D%99 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

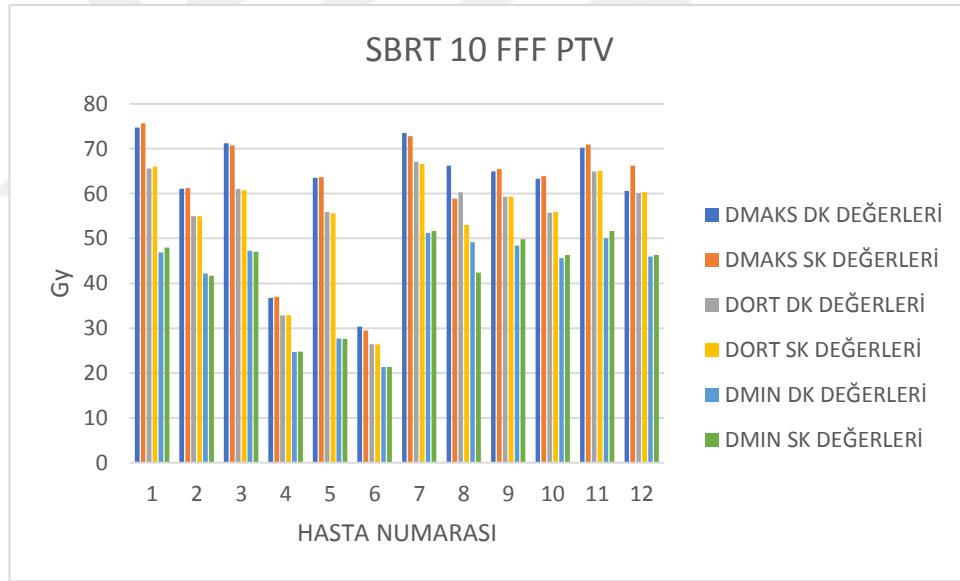
	D%1		$\Delta\%$	<i>p</i>	D%5		$\Delta\%$	<i>p</i>	D%99		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
PTV	60,38	59,52	2,30	0,304	59,31	58,59	1,79	0,375	46,96	46,95	0,27	0,777



Şekil 5.31. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV D%1, D%5, D%99 parametreleri

Tablo 5.14. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın PTV dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

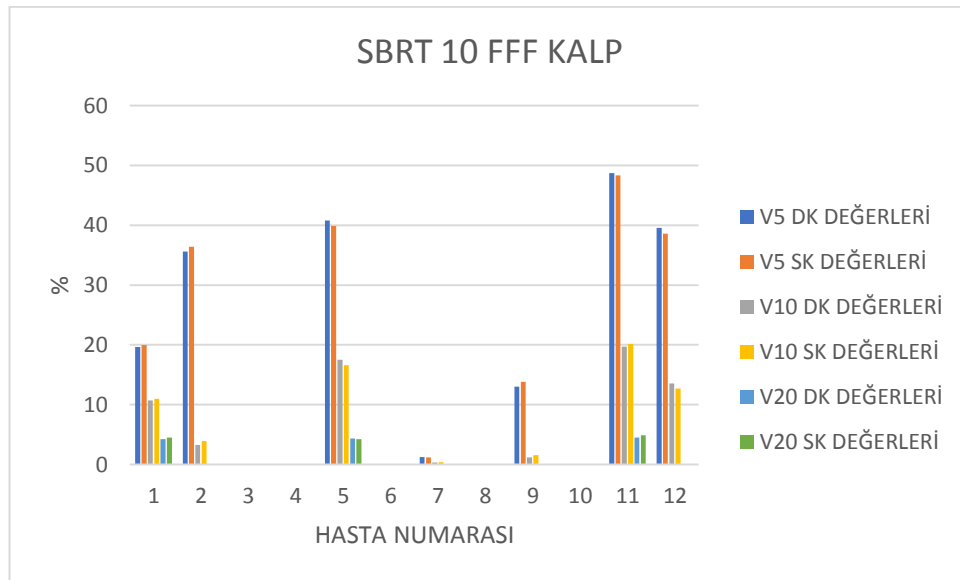
	DMAKS		$\Delta\%$	<i>p</i>	DORT		$\Delta\%$	<i>p</i>	DMIN		$\Delta\%$	<i>P</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
PTV	61,37	61,32	1,73	0,953	55,35	54,73	1,29	0,328	42,00	41,56	2,27	0,826



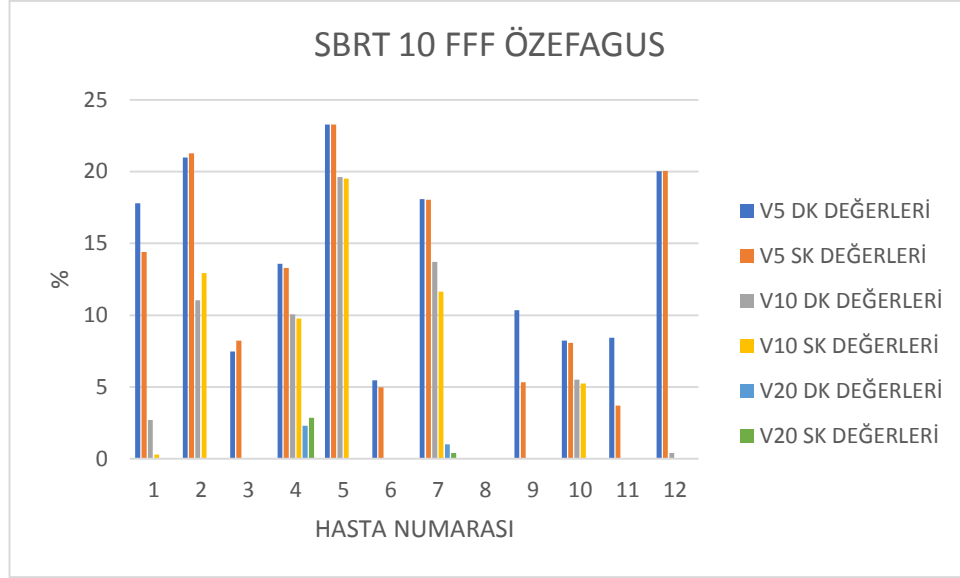
Şekil 5.32. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, PTV Dmaks, Dort, Dmin parametreleri

Tablo 5.15. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının V5, V10 ve V20 ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

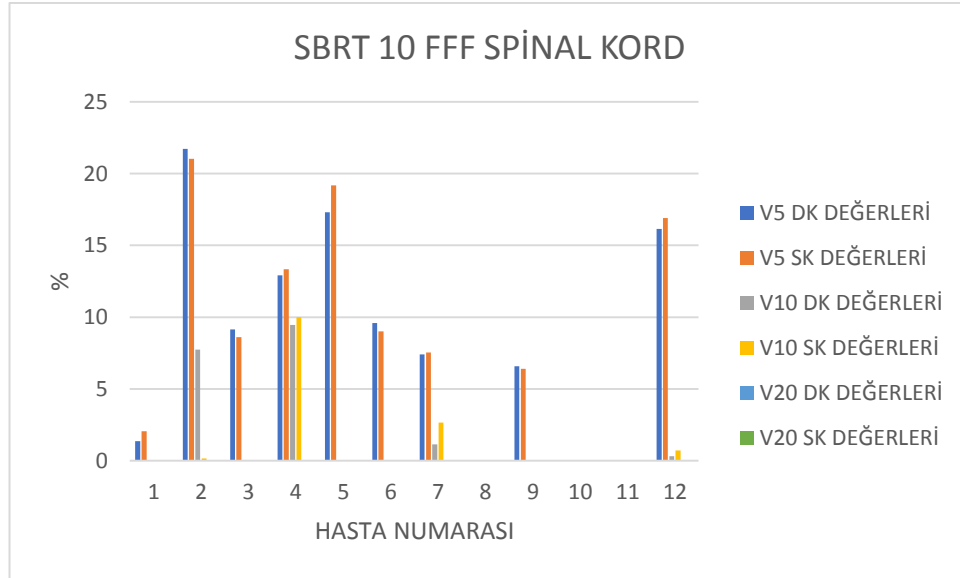
	V5		$\Delta\%$	<i>p</i>	V10		$\Delta\%$	<i>p</i>	V20		$\Delta\%$	<i>p</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
KALP	16,55	16,52	1,65	0,835	5,51	5,51	4,83	0,981	1,10	1,13	1,32	0,333
ÖZEFAGUS	12,81	11,72	12,30	0,091	5,25	4,95	18,50	0,520	0,27	0,27	6,64	0,964
SPINAL KORD	8,52	8,67	5,97	0,462	1,55	1,13	18,14	0,534	-,--	-,--	-,--	-,---
AKCİĞERLER	10,08	9,95	2,69	0,222	5,61	5,58	1,15	0,205	1,94	1,92	2,28	0,248



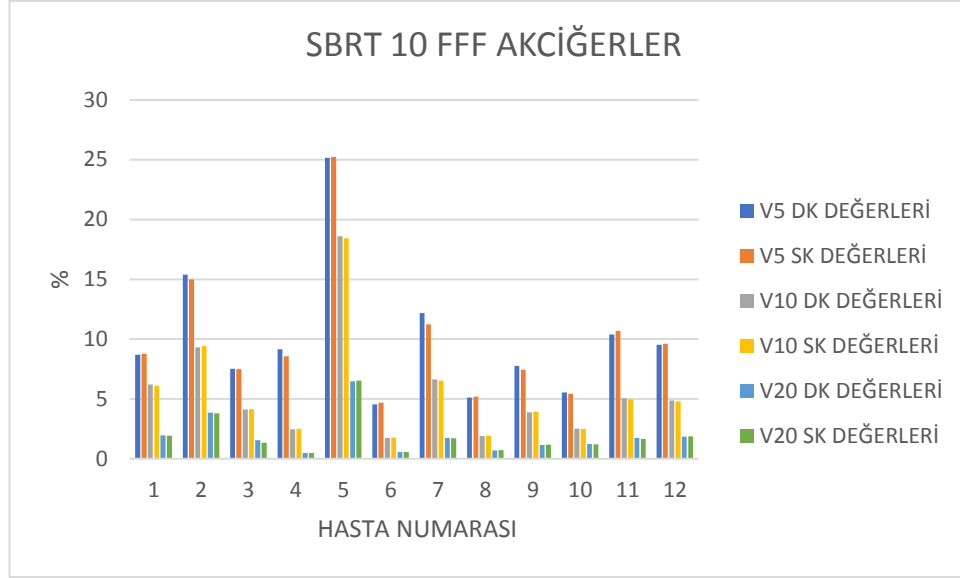
Şekil 5.33. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP V5, V10, V20 parametreleri



Şekil 5.34. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS V5, V10, V20 parametreleri



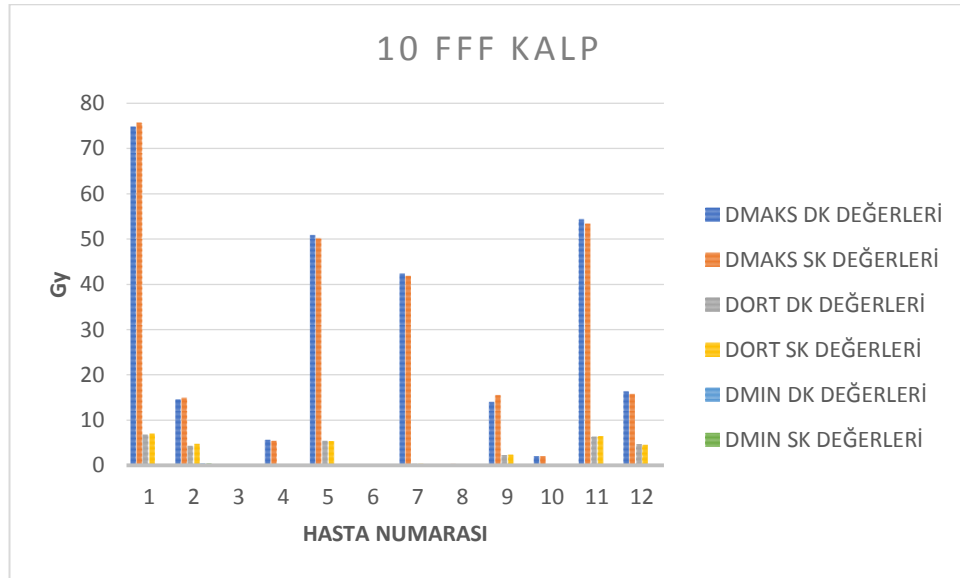
Şekil 5.35. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPİNAL KORD V5, V10, V20 parametreleri



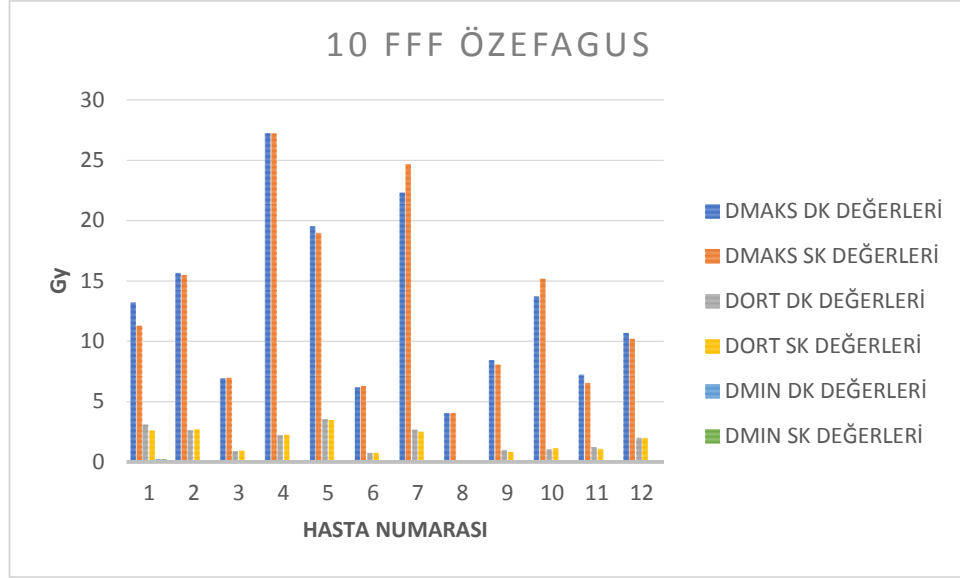
Şekil 5.36. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCIĞERLER V5, V10, V20 parametreleri

Tablo 5.16. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 stereotaktik radyoterapi tedavisi uygulanmış hastanın RİSKLİ ORGAN dozlarının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış tedavi planlarının DMAKS, DORT ve DMIN ortalama değerlerinin karşılaştırmaları

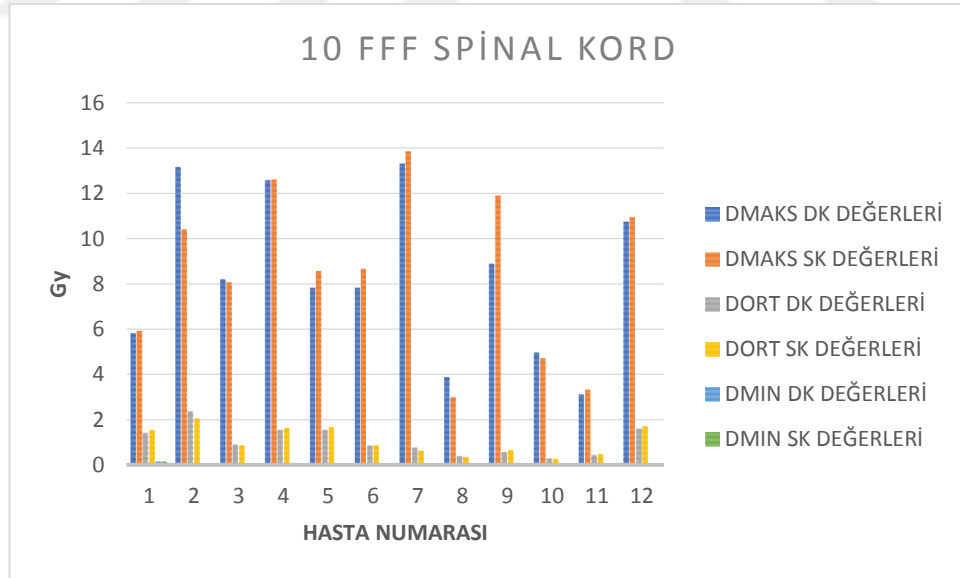
	DMAKS		$\Delta\%$	<i>p</i>	DORT		$\Delta\%$	<i>P</i>	DMIN		$\Delta\%$	<i>P</i>
	DK	SK			DK	SK			DK	SK		
KALP	22,95	22,95	2,67	0,978	2,52	2,56	2,37	0,322	0,09	0,09	-,--	0,948
ÖZEFAGUS	12,94	12,90	4,92	0,911	1,77	1,70	5,39	0,162	0,04	0,04	-,--	0,896
SPINAL KORD	8,36	8,50	8,98	0,716	1,06	1,06	8,08	0,864	0,02	0,02	-,--	0,166
AKCİĞERLER	60,49	60,06	1,54	0,519	2,59	2,58	0,49	0,241	0,03	0,03	-,--	0,269



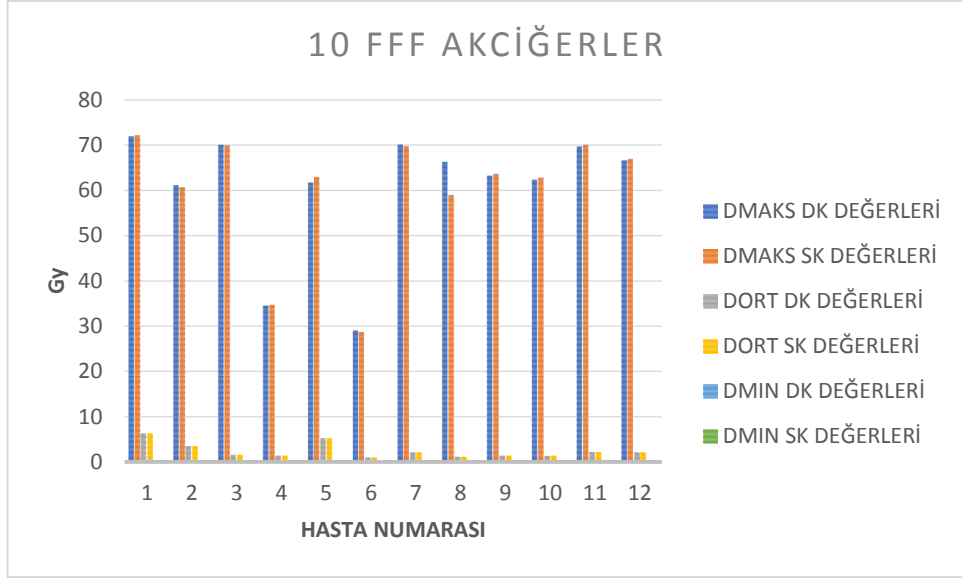
Şekil 5.37. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, KALP Dmaks, DORT, Dmin parametreleri



Şekil 5.38. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, ÖZEFAGUS Dmaks, Dort, Dmin parametreleri



Şekil 5.39. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, SPİNAL KORD Dmaks, Dort, Dmin parametreleri

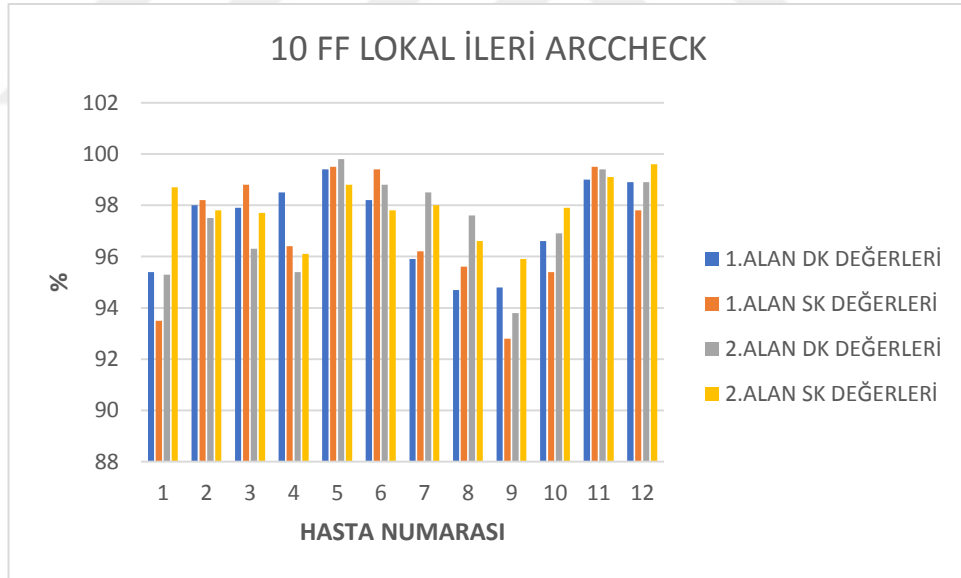


Şekil 5.40. Dinamik ve statik kolimatörlü planların, AKCİĞERLER Dmaks, Dört, Dmin parametreleri

5.2.ArcCheck Gama Analizi Karşılaştırma Sonuçları

Tablo 5.17. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri

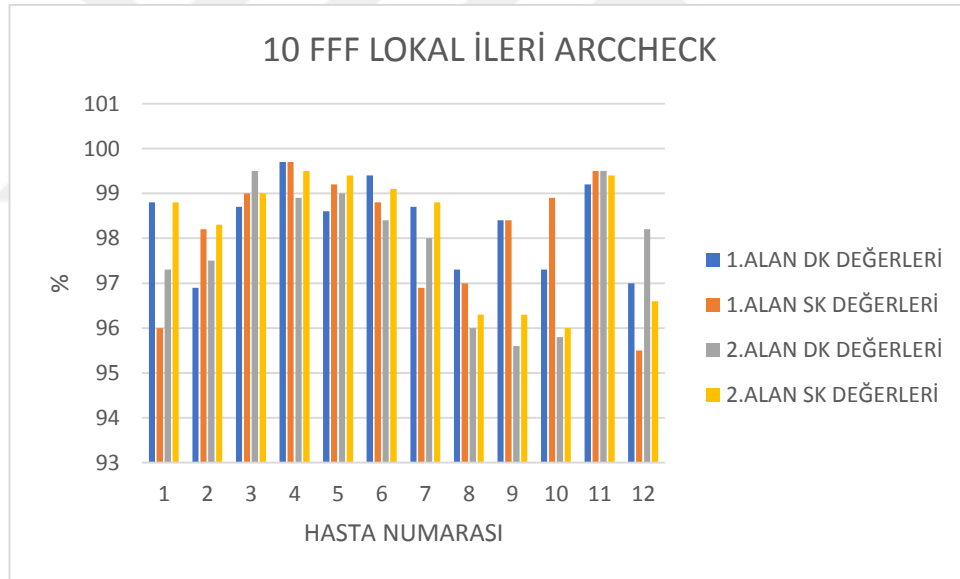
	ALAN	DOZ TOLERANSI	DTA	DINAMİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ	STATİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ
ORTALAMA	1.ALAN	%3	3 MM	%97,27	%96,92
	2.ALAN	%3	3 MM	%97,35	%97,83



Şekil 5.41. 10 FF enerji kullanılan Lokal İleri akciğer kanserli hastaların dinamik ve statik kolimatörlü planlarının, gama analizi parametreleri

Tablo 5.18. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 lokal ileri akciğer kanserli hastanın statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri

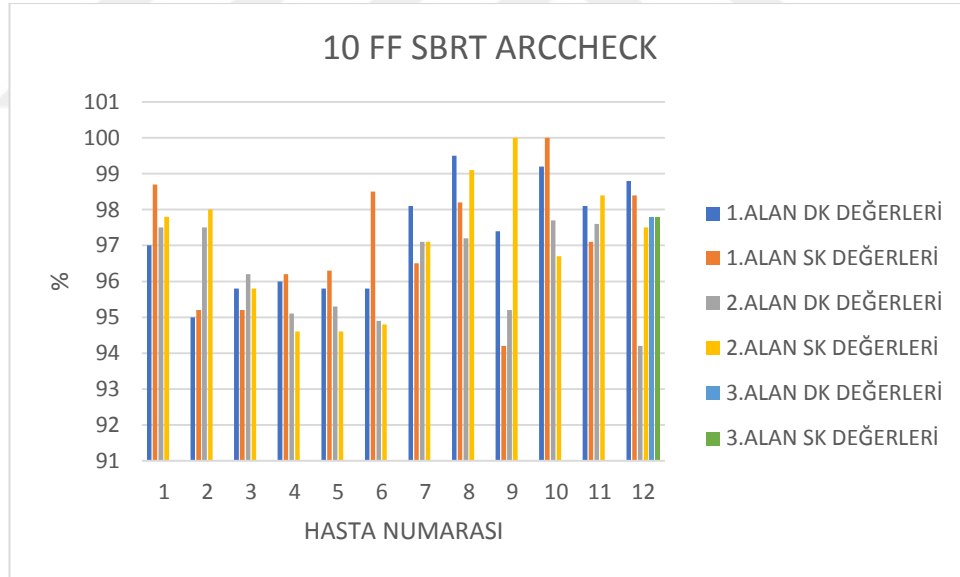
	ALAN	DOZ TOLERANSI	DTA	DİNAMİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ	STATİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ
ORTALAMA	1.ALAN	%3	3 MM	%98,33	%98,09
	2.ALAN	%3	3 MM	%97,80	%98,12



Şekil 5.42. 10 FFF enerji kullanılan Lokal İleri akciğer kanserli hastaların dinamik ve statik kolimatörlü planlarının, gama analizi parametreleri

Tablo 5.19. 10 FF enerji kullanılarak planlanmış 12 SBRT hastasının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri

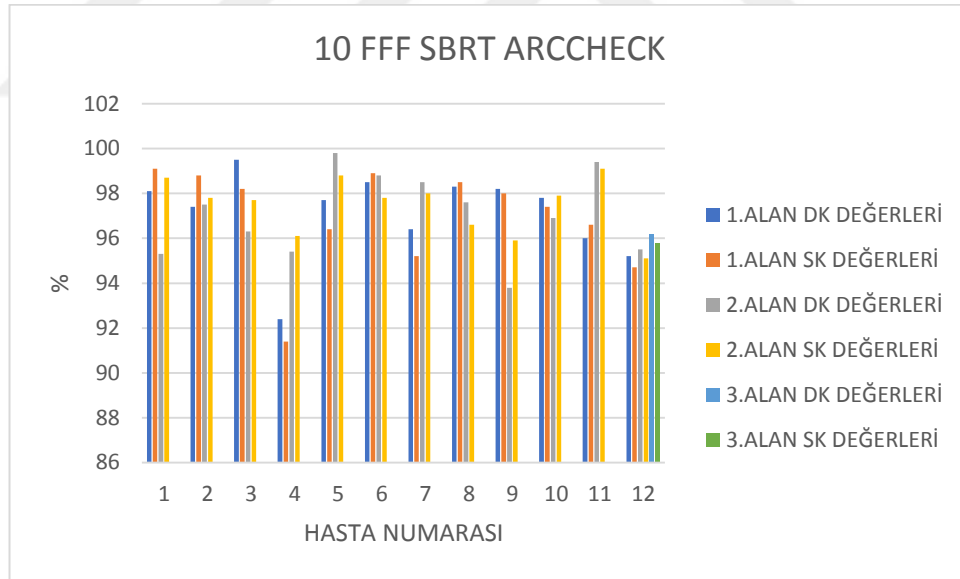
	ALAN	DOZ TOLERANSI	DTA	DİNAMİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ	STATİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ
ORTALAMA	1.ALAN	%3	3 MM	%97,21	%97,04
	2.ALAN	%3	3 MM	%96,29	%97,03
	3.ALAN	%3	3 MM	%97,80	%97,80



Şekil 5.43. 10 FF enerji kullanılan SBRT hastalarının dinamik ve statik kolimatörlü planlarının, gama analizi parametreleri

Tablo 5.20. 10 FFF enerji kullanılarak planlanmış 12 SBRT hastasının statik ve dinamik kolimatör kullanılarak yapılmış ARCCHECK gama analizi karşılaştırma sonuçlarının ortalama değerleri

	ALAN	DOZ TOLERANSI	DTA	DİNAMİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ	STATİK KOLİMATÖR γ ANALİZİ
ORTALAMA	1.ALAN	%3	3 MM	%97,12	%96,93
	2.ALAN	%3	3 MM	%97,06	%97,46
	3.ALAN	%3	3 MM	%96,20	%95,80



Şekil 5.44. 10 FFF enerji kullanılan SBRT hastalarının dinamik ve statik kolimatörlü planlarının, gama analizi

6.TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapinin gelişmesi yeni tedavi olanaklarının ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu olanaklardan bir tanesi klasik lineer hızlandırıcı cihazlarında kullanılan VMAT tekniğidir. VMAT tekniği sayesinde birçok tedavi planı anlık dinamik kolimatör hareketi ile yapılmaktadır. Dinamik kolimatörler ÇYK' ları takip ederek hastanın fazla düşük doz almasını engeller ve sağlam dokuları, riskli organları korumayı amaçlar. Ancak bu durum farklı enerjilerde ve farklı alanlarda değişiklik gösterebilir.

Buyond do Park ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışma dinamik kolimatör tekniğinin riskli organlar üzerinde statik kolimatöre göre avantajlı olduğunu ortaya çıkarmıştır. Ancak hedef dozdaki homojenite her iki teknikte de benzerlik göstermiştir. Çalışmada 10 adet akciğer kanserli hasta VMAT tekniği kullanılarak dinamik kolimatör ve statik kolimatör ile tedavi edilmiştir. Çalışmada PTV 'nin D%5 (Gy) ve D%95 (Gy) i dikkate alınarak uniformity indeks (UI) hesabı yapılmış ve değer dinamik kolimatörde $1,08\pm 0,02$ statik kolimatörde de $1,08\pm 0,03$ olarak bulunmuştur (39). Bizim çalışmamızda karşılaştırılan PTV D%1, D%5 ve D%99 değerleri benzerdir. Buyond do Park ve arkadaşlarının yapmış oldukları gama analizi sonuçlarının ortalama değerleri dinamik kolimatör için $97,98\pm 3,17$, statik kolimatör için $97,52\pm 4,14$ tür. Bizim çalışmamızda kullandığımız ArcCheck ölçümlerinde bu durum 10 MV lokal ileri enerjili hastaların dinamik kolimatör değerleri için 97,31, statik kolimatör değerleri için ise 97,38 dir.

Tongsawad ve arkadaşlarının yayınlamış oldukları çalışmada ise akciğer kanserli 10 hastaya 6 MV ve 10 MV enerjilerinde hem dinamik hem de statik kolimatörlü plan yapılmıştır. Uygulamalarda IMRT fantom kullanılmış ve tedavi planları hedefin tamamı, dozun %95' ini alacak şekilde reçetelendirilmiştir. Çalışmada dinamik kolimatörün açılıp kapanmasının avantajı incelenmiş ve integral doza bakılmıştır. Gama analizi sonuçları kriterleri %2, 2 mm olacak şekilde ayarlanmış ve sonuç

olarak ortalama %96 dan daha büyük sonuçlanmıştır. Bizim yapmış olduğumuz çalışmadaki değerler, Tongswad ve arkadaşlarının bulmuş olduğu değerlere yakın değerlerdir. Akciğer dozlarında ise V5(%), V10(%), V20(%) ve DORT (Gy) değerlerine bakılmıştır. Sonuç olarak V5 (%), V10 (%), V20 (%) ve DORT (Gy) değerleri sırasıyla dinamik kolimatör için %55.07±24.05, %45,48±24,72, 27,05±18,29, 13,72±7,97 statik kolimatör için 55,95±23,93, 46,30±25,51, 27,64±19,03, 13,93±8,17 olarak bulunmuştur. Statik kolimatör değerleri dinamik kolimatör değerlerinden daha fazla çıkmıştır (40).

Hao Wu ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 10 akciğer kanserli hasta VMAT tekniği ile planlanmıştır. Kullanılan enerji 8 MV 'dir. Planlar hem statik hem de dinamik kolimatör ile yapılmıştır. COMPASS ölçüm sistemi ile yapılan gama analizi sonucu %96,6 dır. Gama kriteri ise %3/3 mm'dir. Riskli organların aldıkları dozların DMAKS (Gy) ortalama değerleri özefagus, kalp, spinal kord için sırasıyla dinamik kolimatör ölçümünde 62,32±4,17, 57,43±14,90, 37,65±4,03 'tür. Statik kolimatör için ise bu değerler sırasıyla 62,38±4,20, 57,52±14,82, 38,17±4,08 olarak bulunmuştur. DORT (Gy) ortalama değerleri ise, dinamik kolimatör için 23,80±12,16, 14,64±10,11, 16,12±8,14 tür. Statik kolimatör değerleri ise 23,89±12,16, 14,77±10,15, 16,27±8,11 'dir (41). Bizim çalışmamızda ise kalp, özefagus, ve spinal kord un ortalama DMAKS (Gy) değerleri sırasıyla, dinamik kolimatör için 60,03, 58,41, 25,22 tir. Statik kolimatör için ise bu değerler, 60,42, 58,03 ve 24,91 olarak bulunmuştur. DORT (Gy) ortalama değerleri ise dinamik kolimatör için 10,12, 19,88, 7,02, statik kolimatör için ise bu değerler 10,37, 19,99 ve 7,24 dir. Bizim çalışmamız 12 hasta üzerinden yapılmıştır ve enerji olarak 10 MV kullanılmıştır. Hao Wu ve arkadaşlarının çalışmaları sonucu dinamik kolimatör tekniğinin riskli organ dozlarını ve ikincil tümör oluşma riskini azalttığı gözlemlenmiştir. Dinamik kolimatörün statik kolimatöre göre daha avantajlı olduğu saptanmıştır.

Damoder Pokhrel ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışma tek izomerkezli periferik yerleşimli çift lezyonlu erken evre küçük hücreli dışı akciğer kanserli 12 hasta içermektedir. Ortalama izomerkez ve tümör arası mesafe $5,6\pm 1,9$ cm dir. Hastaların total dozları 3 fraksiyonda 54 Gy ve 5 fraksiyonda 50 Gy dir. 6 FFF enerji kullanılmıştır. Planlarda hem dinamik kolimatör hem de statik kolimatör kullanılmıştır. Riskli organların ve akciğerin V5 (%), V10 (%), V20 (%) ve DORT (Gy) değerlerine bakılmıştır. Pokhrel ve arkadaşlarının yapmış oldukları bu çalışma sonucunda dinamik kolimatör hareketi kullanılarak yapılan planlarda normal akciğer dozlarının V5 (%), V10 (%), V20 (%) ve DORT (Gy) sırasıyla $31,3\pm 11,4$ (%), $18,5\pm 8,6$ (%), $6,6\pm 3,5$ (%), $5,6\pm 3,5$ (Gy) olarak bulunmuştur. Statik kolimatör kullanılan planların sonucu ise, $33,6\pm 12,4$ (%), $20,3\pm 9,5$ (%), $7,3\pm 3,9$ (%), $6,1\pm 2,1$ (Gy) dir. Dinamik kolimatör kullanımı sonucunda akciğer dozlarında %8-%11 oranında düşüş gözlemlenmiş ve diğer riskli organlarda ise %1-%16 oranında düşüş saptanmıştır (42). Bizim çalışmamızda ise 10 FFF enerji ile birlikte 12 hasta kullanılmıştır. Dinamik kolimatör kullanılarak yapılan planlarda akciğerin V5 (%), V10 (%), V20 (%) ve DORT (Gy) dozları sırasıyla 10,08 (%), 5,61 (%), 1,94 (%) ve 2,48 (Gy) olarak bulunmuştur. Statik kolimatör değerleri ise 9,95 (%), 5,58 (%), 1,92 (%) ve 2,47 (Gy) dir. Bu durumda, dinamik kolimatör kullanımı, akciğer dozlarında sadece V5 (%) de %1,28 lik bir artışa sebep olurken, statik kolimatör kullanımı V10 (%), V20 (%) ve DORT (Gy) %0,40-%1,03 arasında bir düşüşe sebep olmuştur. Diğer riskli organlarda ise dinamik kolimatör kullanımının neden olduğu artış oranı sadece kalp için V5 (%) de %0,18 iken özefagus için ise %8,51 dir. Spinal kord da ise %1,73 lük bir düşüşe sebep olmuştur. V10 (%) kalp parametreleri için dinamik kolimatör ile statik kolimatör ortalama değerleri arasında bir fark gözlemlenmezken, özefagus ve spinal kord için dinamik kolimatör %5,71 ve %27,09 luk bir artışa neden olmuştur. Dinamik kolimatör kullanımı V20 (%) kalp de %2,65 lik bir azalmaya sebep olurken, özefagus ve spinal kord da ise doz farkı gözlemlenmemiştir. DORT (Gy) a bakıldığında ise kalp de %1,56 oranında bir düşüş gözlemlenmiştir. Özefagus da ise %3,95 lik oranında bir artış vardır. Spinal kord un DORT (Gy) dozunda ise artış gözlemlenmemiştir.

Radyoterapinin amacı, tümörlü dokuya fazla dozu verirken, hedef hacmin etrafında bulunan kritik organları ve sağlam dokuları korumaktır. Bu çalışmada 10 MV düzleştirici filtreli lokal ileri ve SBRT hasta grupları için hem hedefte hem de kritik organlarda dinamik kolimatörler ile statik kolimatöre göre daha az düşük dozlar elde edilmiştir. Ancak farklar istatistiksel olarak anlamsızdır. 10 MV düzleştirici filtresiz tüm hasta grubunda statik ve dinamik kolimatörlü planların sonuçları karşılaştırıldığında hem hedef hem de kritik organlarda dinamik kolimatör statik kolimatöre göre yüksek doza neden olmuştur. Bunun sebebi, filtresiz modalitede doğal olarak alan kenarına doğru doz gradientinin hızlı düşüş etkisi olabilir. Ancak farklar istatistiksel ve klinik olarak anlamsızdır.

Yapılan ArcCheck ölçümleri sonucunda, 10 MV ve 10 FFF lokal ileri hasta grubunda dinamik kolimatör ile statik kolimatörlü hastaların sonuçları benzerdir. Genel olarak, dinamik kolimatör analizleri statik kolimatör değerlerine göre daha yüksek oranda kabul kriterini sağlamıştır.

Sonuç olarak, dinamik kolimatörler yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği kullanılan ışınlamalarda ÇYK'lardan sızan düşük dozlu radyasyonun olumsuz etkisini azaltır. Bu etki özellikle hedef ile kritik organ yakınlığı bulunan durumlarda değerli olabilir.

7.KAYNAKLAR

1. Kılıç C. Akciğerlerin Anatomisi. Journal of Clinical and Analytical Medicine DOI: 10.4328/JCAM.964
2. Sinnatamby CS. Last's Anatomy; Regional and Applied. 11th ed. New York: Churchill Livingstone; 2006:219-224
3. Jemal A, Murray T, Ward E, et al: Cancer statistics, 2005. CA Cancer J Clin 55:10-30, 2005
4. Parkin DM, Pisani P, Ferlay J: Estimates of the worldwide incidence of eighteen major cancers in 1985. Int J Cancer 54:594-606, 1993
5. Gazdar AF: Lung cancer in never smokers: A different pathway. Am Soc Clin Oncol Educational Book, 2005, pp 619-621
6. Allemani C, Weir HK, Carreira H, et al. Global surveillance of cancer survival 1995-2009: analysis of individual data for 25,676,887 patients from 279 population-based registries in 67 countries (CONCORD-2). Lancet 2015 ;385:977-1010.
7. Jemal A, Siegel R, Ward E, Hao Y, Xu J, Thun MJ. Cancer statistics, 2009. CA Cancer J Clin 2009;59 :225-249.
8. Cetinkaya E, Turna A, Yildiz P, et al. Comparison of clinical and surgical-pathological staging of the patients with non-small cell lung cancer. Eur J Cardiothorac Surg 2002;22 :1000-1005.
9. Macia I, Moya J, Escobar I, et al. Quality study of a lung cancer committee: study of agreement between preoperative and pathological staging. Eur J Cardiothorac Surg 2010;37 :540-545.
10. Howington JA, Blum MG, Chang AC, Balekian AA, Murthy SC. Treatment of stage I and II non-small cell lung cancer:Diagnosis and management of lung cancer, 3rd ed: AmericanCollege of Chest Physicians evidence-based clinical practice guidelines. Chest 2013;143(5Suppl):e278S-e313S.
11. National Comprehensive Cancer Network guidelines
http://www.nccn.org/professionals/physician_gls/f_guidelines.asp (Accessed on, 2018).
12. Jett JR, Schild SE, Kesler KA, Kalemkerian GP. Treatment of small cell lung cancer: Diagnosis and management of lung cancer,3rd ed: American College of Chest Physicians evidence-based clinical practice guidelines. Chest 2013;143:e400S-419S.

13. Yu JB, Decker RH, Detterbeck FC, Wilson LD. Surveillance epidemiology and end results evaluation of the role of surgery for stage I small cell lung cancer. *J Thorac Oncol* 2010;5:215-219.
14. Akciğer ve Plevra Maligniteleri Çalışma Grubu. Akciğer kanseri tanı ve tedavi rehberi. *Toraks Dergisi* 2006; 7 (Ek 2): 1-37.
15. Smythe WR. Treatment of stage I non-small cell lung carcinoma. *Chest* 2003; 123: 181s-7s.
16. Mountain CF. Revisions in the international system for staging lung cancer. *Chest* 1997; 111: 1710-7.
17. Akciğer ve Plevra Maligniteleri Çalışma Grubu. Akciğer kanseri tanı ve tedavi rehberi. *Toraks Dergisi* 2006; 7 (Ek 2): 1-37.
18. Scott WJ, Howington J, Movsas B. Treatment of stage II non-small cell lung cancer. *Chest* 2003; 123: 188s-201s.
19. Inoue K, Sato M, Fujima S et al. Prognostic assessment of 1310 patients with non-small cell lung cancer who underwent complete resection from 1980-1993. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1998; 116: 407-11.
20. James L. BEDFORD, Treatment of lung cancer using volumetric modulated arc therapy and image guidance: A case study. *Acta Oncologica*, 2008; 47: 1438_1443
21. Saunders M, Dische S, Barrett A., et al. Continuous hyperfractionated accelerated radiotherapy (CHART) versus conventional radiotherapy in non-small-cell lung cancer: a randomised multicentre trial. CHART Steering Committee. *Lancet*. 1997;19;350:161-5.
22. Slotman BJ, Njo KH, Karim AB. Curative radiotherapy for technically resectable stage I nonsmall cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1994;29(1):33-7.
23. Senti S, Haasbeek CJ, Slotman BJ et al., Outcomes of stereotactic ablative radiotherapy for central lung tumours: a systematic review. *Radiother Oncol*. 2013;106(3):276-82.
24. A Randomized Phase II Study Comparing 2 Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) Schedules for Medically Inoperable Patients With Stage I Peripheral NON-SMALL CELL LUNG CANCER (RTOG 0915)

25. Benedict SH, Yenice KM, Followill D et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010; 37: 4078-101.
26. Robinson LA, Wagner H, Ruckdeschel JC. Treatment of stage IIIA non-small cell lung cancer. *Chest* 2003; 123: 202s-20s.
27. https://www.trod.org.tr/hastalarimiz_icin.php?id=991
28. Clara Chan MD, Stephanie Lang, MSc, Carl Rowbottom, PhD, Matthias Guckenberger, MD, and Corinne Faivre-Finn, MD, PhD, On behalf of the IASLC Advanced Radiation Technology Committee
29. David Greene, Williams, P. C. (1997). *Linear accelerators for radiation therapy*. Institute of Physics Pub.
30. Kielar K, Mok E, Hsu A. Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: Rounded leaf effect of the high definition MLC. *Med. Phys.* 2012; 39(10): 6360-6371
31. A. Fogliata, R. Garcia, T. Knöös, G. Nicolini, A. Clivio, E. Vanetti, C. Khamphan, and L. Cozzi, "Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy," *Med. Phys.* 39, 6455–6464 (2012).
32. M. Scorsetti et al., "Feasibility and early clinical assessment of flattening filter free (FFF) based stereotactic body radiotherapy (SBRT) treatments," *Radiat. Oncol.* 6, 1–8 (2011).
33. KHAN, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott, Williams and Wilkins, Baltimore, MD (2003).
34. Anders Josefsson (2008). Evaluation of the anisotropic analytic algorithm for 6 MV photon energy. Master Degree Thesis in Radiation Physics
35. Gopal B. Saha. (2006). *Physics and radiobiology of nuclear medicine-gas filled detectors*.

36. Van Dyk, J., Barnett, R.B., Cygler, J.E., Shragge, Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 1993, 26 (2), 261- 273
37. D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic ve J. A. Purdy, A Technique For the Quantitative Evaluation of Dose Distributions, *Medical Physics* Vol. 25, 1998, 5, 656-661
38. M. Husseina et al., *Radiotherapy and Oncology* **109** (3), (2013)
39. Byung Do Park, Byung Chul Cho, Jong Hoon Kim, Sang Wook Lee, Seung Do Ahn and Jung Won Kwak, Dosimetric Impact of the Jaw-Tracking Technique in Volumetric Modulated Arc Therapy
40. Sangutid Thongsawad, Chirasak Khamfongkhrua, and Chirapha Tannanonta, Dosimetric Effect of Jaw Tracking in Volumetric-Modulated Arc Therapy
41. Hao Wu, Fan Jiang, Haizhen Yue, Qiaoqiao Hu, Jian Zhang, Zhuolun Liu, Jian Gong, Sha Li, Jianhao Geng, and Yibao Zhang, A comparative study of identical VMAT plans with and without jaw tracking technique
42. Damodar Pokhrel, Lana Sanford, Matthew Halfman, Janelle Molloy, Potential reduction of lung dose via VMAT with jaw tracking in the treatment of single-isocenter/two-lesion lung SBRT

8.ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

AD	ERDİ	SOYAD	AŞILIOĞLU
DOĞUM YERİ	FATİH	DOĞUM TARİHİ	16/11/1991
UYRUĞU	T.C.	TELEFON	553-3788992
E POSTA	asiliogluerdi@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olunan Kurum	Mezuniyet Tarihi
YÜKSEK LİSANS	ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK FİZİĞİ	2020
LİSANS	GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ FİZİK MÜHENDİSLİĞİ	2016
LİSE	BAYRAMPAŞA TUNA LİSESİ	2009

Dil Bilgisi

Dil	OKUDUĞUNU ANLAMA	KONUŞMA	YAZMA
İNGİLİZCE	ÇOK İYİ	ORTA	İYİ

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
Microsoft Office	ÇOK İYİ
Eclipse Treatment System	ÇOK İYİ