

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRANYOSPİNAL İŞINLAMALARDA VOLUMETRİK AYARLI ARK
TEDAVİ (VMAT), YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (YART) VE ÜÇ
BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ (3B-KRT) TEDAVİ
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Ashhan UZUN

I. DANIŞMAN

Doç. Dr. E. Serra Arun KAMER

II. DANIŞMAN

Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2014

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRANYOSPİNAL İŞINLAMALARDA VOLUMETRİK AYARLI ARK
TEDAVİ (VMAT), YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (YART) VE ÜÇ
BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ (3B-KRT) TEDAVİ
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Ashlan UZUN

I. DANIŞMAN

Doç. Dr. E. Serra Arun KAMER

II. DANIŞMAN

Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2014

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Doç. Dr. E. Serra Arun KAMER

Üye : Prof. Dr. Yavuz ANACAK

Üye : Doç Dr. Füsun ÇAM

Yüksek Lisans Tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Kranyospinal ışınlamalarda geleneksel bir yöntem olan Üç-Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)'nin kullanımı oldukça yaygındır. Daha gelişmiş ve hassas tedavi olanakları sağlayan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) gibi tedavi tekniklerinin de kranyospinal ışınlamalarda kullanılması son zamanlarda tartışılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, farklı YART ve VMAT planlama tekniklerinin getireceği avantaj ve dezavantajları karşılaştırmak ve klinik kullanım için uygunluklarını incelemektir. Bunun için medullablastom tanılı 20 hastanın iki farklı YART ve iki farklı VMAT planlamaları Monaco tedavi planlama sistemi ile retrospektif olarak oluşturulmuş ve 3B-KRT planları ile karşılaştırılmıştır. Kritik organ dozları, homojenite, konformite, tedavi süreleri ve integral dozlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmada fizik konularının yanı sıra tıbbi uygulamalara yönelik bilgiler de verilmiş, çalışmanın hazırlanmasında konuyla ilgili temel kaynaklar ve bilimsel araştırmalardan yararlanılmıştır. Çalışmanın her aşaması Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu tezin hazırlanmasında, teknik konularda benden bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, ilgili bölümlerin yazılmasında büyük özveri ve titizlik gösteren değerli hocalarım Doç. Dr. E. Serra Arun KAMER ve Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK'a, gerekli konturlamaları ilgi ve hassasiyetle yapan Uzm. Dr. Özlem Özkaya AKAGÜNDÜZ'e, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli hocam Fiz. Müh. İbrahim OLACAK'a, desteklerini her zaman gösteren Öğr. Gör. Emin TAVLAYAN, Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ, Öğr. Gör. Hakan EREN, Öğr. Gör. Sinan HOCA ve Uzm. Fiz. Yusuf Ziya HAZERAL'a ve aldığım tüm kararlarda yanımda olup beni destekleyen aileme teşekkür ederim.

2014, İZMİR

Aslıhan UZUN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
1. BÖLÜM-I: GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. BÖLÜM-II: GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Beyin ve Omurilik Anatomisi.....	3
2.2. Kranyospinal Işınlama Tekniği ve Gelişimi.....	5
2.3. Kranyospinal Işınlamalarda Karşılaşılan Problemler.....	7
2.4. Kranyospinal Işınlamalarda Kullanılan Farklı Planlama Teknikleri.....	8
2.5. Görüntüleme Teknikleri.....	10
2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi.....	10
2.5.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	12
2.6. Lineer Hızlandırıcılar.....	12
2.6.1. Tedavi Kafası (Gantri).....	14
2.6.2. Düzleştirici Filtre.....	15
2.6.3. Kolimasyon.....	15
2.7. Hacim Tanımlamaları	16
2.7.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV).....	17

2.7.2. Klinik Hedef Hacim (CTV).....	17
2.7.3. İnternal Hedef Hacim (ITV).....	17
2.7.4. Planlanan Hedef Hacim (PTV).....	17
2.7.5. Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV).....	18
2.7.6. Tedavi Hacmi (TV).....	18
2.7.7. Işınlanan Hacim (IV).....	18
2.8. Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	18
2.9. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi.....	20
2.10. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	21
2.11. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi.....	22
3. BÖLÜM-III: GEREÇ VE YÖNTEM.....	24
3.1. Gereçler.....	24
3.1.1. Lineer Hızlandırıcı.....	24
3.1.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	25
3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi.....	26
3.1.4. SPSS İstatistik Yazılımı.....	26
3.2. Yöntem.....	27

3.2.1. Konturlama.....	27
3.2.2. Tedavi Planlaması.....	27
4. BÖLÜM-IV: BULGULAR.....	33
4.1. PTV İçin Elde Edilen Veriler.....	33
4.2. Sağlıklı Dokular İçin Elde Edilen Veriler.....	41
4.2.1. Akciğer.....	41
4.2.2. Böbrekler.....	44
4.2.3. Gözler.....	50
4.2.4. Kalp.....	52
4.2.5. Optik Sinirler.....	55
4.2.6. Kohlea.....	56
4.2.7. Mandibula.....	58
4.2.8. Lensler.....	58
4.2.9. Tiroid.....	61
4.2.10. Larinks.....	64
4.2.11. Karaciğer.....	65
4.2.12. Parotisler.....	67

4.2.13. Oral Kavite.....	68
4.2.14. Özefagus.....	69
4.2.15. Dalak.....	70
4.2.16. Mide.....	71
4.2.17. Barsak.....	72
4.2.18. İliak Kemik.....	73
4.3. İntegral Doz İçin Elde Edilen Veriler.....	74
4.4. Monitor Unit (MU) İçin Elde Edilen Veriler.....	76
5. BÖLÜM-V: TARTIŞMA.....	77
6. BÖLÜM-VI: SONUÇLAR.....	109
7. BÖLÜM-VII: ÖZET.....	113
8. BÖLÜM-VIII: ABSTRACT.....	115
9. BÖLÜM-IX:.....	117
YARARLANILAN KAYNAKLAR.....	117
EKLER.....	122

KISALTMALAR DİZİNİ

3B-KRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
VMAT	Volumetrik Ayarlı Ark Terapi
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
MV	Megavolt
MU	Monitor Unit
Gy	Gray
RT	Radyoterapi
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurements
GTV	Gross Tumor Volume
CTV	Clinical Target Volume
ITV	Internal Target Volume
PTV	Planning Target Volume
PRV	Planning Organ at Risk Volume
TV	Treatment Volume
IV	Irradiated Volume
BT	Bilgisayarlı Tomografi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MLC	Multi Leaf Collimator
KCM	Kaynak Cilt Mesafesi (SSD)

KDM	Kaynak Diyafram Mesafesi (SDD)
CNS	Central Nervous System
BOS	Beyin Omurilik Sıvısı
NCCT	The Northern Center for Cancer Treatment
TCP	Tumor Control Probability
NTCP	Normal Tissue Complication Probability
QUANTEC	Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

1. Beynin şematik görünümü.....	3
2. Medulla spinalisin lateralinden görünümü.....	4
3. Anatomik düzlemler.....	6
4. Spinal ve yan sahaların şematik gösterimi.....	7
5. Diverjans uyum tekniğinde tedavi alanları.....	9
6. Diverjans uyum tekniğinde kolimatör açısı, $\emptyset$	9
7. Diverjans uyum tekniğinde masa açısı, α	10
8. BT çekim şeması.....	11
9. Lineer hızlandırıcı şeması.....	13
10. Tedavi kafasının bileşenleri.....	14
11. ICRU hacim tanımlamalarının şematik gösterimi.....	16
12. Tedavi planlama sisteminin ana bileşenleri.....	19
13. PTV ve kritik organlara ait konturlar.....	27
14. 3B-KRT planlamasından sagittal bir kesit.....	28
15. YART1 (sol) ve YART2 (sağ) planlamalarına ait sagittal kesitler.....	29
16. VMAT1 (sol) ve VMAT2 (sağ) planlamalarına ait sagittal kesitler.....	30

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa No
1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı.....	24
2. Toshiba Asteion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	25

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa No
1. Kritik organlar için belirlenen doz sınırlamaları.....	31
2. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait minimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	33
3. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	34
4. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	35
5. Beş farklı teknik için belirlenen dozun %95'ini alan PTV hacim yüzdelерinin istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	36
6. Beş farklı teknik için belirlenen dozun %107'sini alan PTV hacim yüzdelерinin istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	37
7. Beş farklı teknik için belirlenen dozun %110'unu alan PTV hacim yüzdelерinin istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	38
8. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%2 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	39
9. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%98 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	40
10. Beş farklı tekniğe ait planlamalardan elde edilen homojenite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	40
11. Beş farklı tekniğe ait planlamalardan elde edilen konformite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	41

12. Beş farklı planlama tekniğine ait akciğer ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	42
13. Beş planlama tekniğine ait akciğer V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	43
14. Beş planlama tekniğine ait akciğer V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	43
15. Beş planlama tekniğine ait akciğer V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	44
16. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ böbrek ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	45
17. Beş planlama tekniğine ait sağ böbrek V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	46
18. Beş planlama tekniğine ait sağ böbrek V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	46
19. Beş planlama tekniğine ait sağ böbrek V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	47
20. Beş farklı planlama tekniğine ait sol böbrek ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	48
21. Beş planlama tekniğine ait sol böbrek V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	49
22. Beş planlama tekniğine ait sol böbrek V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	49
23. Beş planlama tekniğine ait sol böbrek V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	50

24. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	51
25. Beş farklı planlama tekniğine ait sol göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	51
26. Beş farklı planlama tekniğine ait kalp ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	52
27. Beş planlama tekniğine ait kalp V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	53
28. Beş planlama tekniğine ait kalp V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	54
29. Beş planlama tekniğine ait kalp V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	54
30. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ optik sinir maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	55
31. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol optik sinir maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	56
32. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ kohlea ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	57
33. Beş farklı planlama tekniğine ait sol kohlea ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	57
34. Beş farklı planlama tekniğine ait mandibula ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	58
35. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ lens ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	59

36. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ lens maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	60
37. Beş farklı planlama tekniğine ait sol lens ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	60
38. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol lens maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	61
39. Beş farklı planlama tekniğine ait tiroid ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	62
40. Beş planlama tekniğine ait tiroid V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	63
41. Beş planlama tekniğine ait tiroid V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	63
42. Beş planlama tekniğine ait tiroid V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	64
43. Beş farklı planlama tekniğine ait larinks ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	65
44. Beş farklı planlama tekniğine ait karaciğer ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	66
45. Beş planlama tekniğine ait karaciğer V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	66
46. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	67
47. Beş farklı planlama tekniğine ait sol parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	68

48. Beş farklı planlama tekniğine ait oral kavite ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	69
49. Beş farklı planlama tekniğine ait özefagus ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	70
50. Beş farklı planlama tekniğine ait dalak ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	71
51. Beş farklı planlama tekniğine ait mide ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	72
52. Beş farklı planlama tekniğine ait barsak ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	73
53. Beş planlama tekniğine ait barsak V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	73
54. Beş farklı planlama tekniğine ait iliak kemik ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	74
55. Beş planlama tekniğine ait sağlıklı doku V5 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	75
56. Beş planlama tekniğine sağlıklı doku V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	75
57. Beş farklı tekniğe ait MU değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	76

GRAFİKLER DİZİNİ

	Sayfa No
1. PTV maksimum doz değerlerinin grafik üzerinde karşılaştırılması.....	34
2. PTV ortalama doz değerlerinin grafik üzerinde karşılaştırılması.....	35
3. Belirlenen dozun %95'ini alan hacimlerin grafik üzerinde karşılaştırılması...	36
4. Belirlenen dozun %107'sini alan hacimlerin grafik üzerinde karşılaştırılması.....	37
5. Belirlenen dozun %110'unu alan hacimlerin grafik üzerinde karşılaştırılması.....	38

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kranyospinal tedavilerde amaç, subaraknoidal alanın ışınlanmasıdır [1]. Kranyospinal ışınlama tekniği, embriyonal merkezi sinir sistemine (CNS) ilişkin maligniteler (medullablastoma, primitif nöroektodermal tümör, atipik tümör), uzak CNS metastazlı intrakranyal germ hücreli tümörler, uzak CNS metastazlı veya BOS (beyin omurilik sıvısı) tutulumlu ependimoma gibi tümörlerin tedavisinde kullanılır [2].

Bu teknikte, kranyum karşılıklı paralel iki yan sahadan olmak üzere sagittal düzleme dik, medulla spinalis ise tek veya iki (hastanın boy uzunluğuna bağlı olarak) arka sahadan olmak üzere koronal düzlemde ışınlanır. Kranyum sahalarının alt sınırı ile medulla spinalis sahasının üst sınırını çakıştırmak amacıyla; kranyum sahaları için masa ve kolimatör rotasyonu kullanılır [3].

Kranyospinal ışınlama uygulaması prone (yüzüstü) veya supine (sırtüstü) teknik kullanılarak yapılmaktadır. Birçok radyoterapi merkezinde prone teknik kullanılmaktadır. Ancak, bu teknik hastanın sabitlenmesini zorlaştırmaktadır. Hasta grubunun küçük çocuklardan oluşması sebebiyle çoğu durumda anestezi uygulanması gerekmektedir. Her bir tedavi fraksiyonunda anestezi uygulanması risklidir. Ayrıca, anestezi altındaki hastanın hava yollarına ulaşımı zorlaştırması sebebiyle bu tekniğin uygulanması zordur. Supine pozisyonlarda uygulanan teknik ise hasta için çok daha rahattır. Böylece oldukça güvenli ve konforlu bir şekilde tedavi yapılabilir [3].

Kranyospinal ışınlamalarda konvansiyonel planlama tekniklerinin yanı sıra, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) gibi tekniklerin de kullanılması son zamanlarda tartışılmaktadır.

Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi’de (3B-KRT) kritik organların aldığı dozlar fazladır ve bu durum akut ve geç morbiditelere sebep olmaktadır. Doz konformitesini sağlamak ve kritik organları korumak amacıyla etkili bir sonuç elde etmek üzere YART ve VMAT teknikleri geliştirilmiştir. YART; ışıın demet yoğunluklarının wedge veya kompensatörler yardımıyla değiştirildiği bir tekniktir. VMAT ise, tedavi esnasında birçok parametrenin eş zamanlı olarak değişebildiği daha gelişmiş bir tekniktir. Bu tekniklerle sağlanan konformite; kritik organ dozlarının düşmesinde ve ikincil toksisitelerin azalmasında etkili olacaktır [9]. YART ve VMAT tedavi teknikleri ile Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi’ye (3B-KRT) göre daha gelişmiş doz dağılımları elde edilebilmektedir.

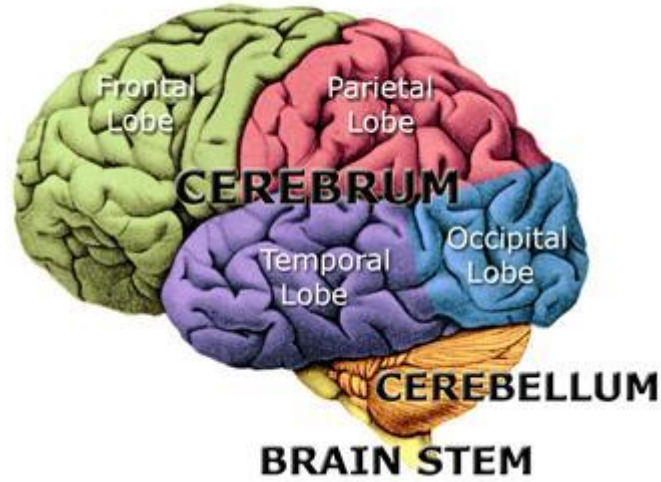
Bu çalışmada, kranyospinal ışınlamalar için 3B-KRT, YART ve VMAT tedavi planlama teknikleri kullanılmıştır. Seçilen hastalar 3B-KRT planları yapıp tedaviye alınmış eski hastalardır. Hastaların Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri Monaco tedavi planlama sistemine aktarılmış, YART ve VMAT planları yapılmıştır. Planlar konformite, homojenite, kritik organ dozları, integral dozlar ve tedavi süreleri bakımından karşılaştırılmıştır. Tekniklerin avantaj ve dezavantajları istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Çalışma, Ege Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda yürütülmüştür. Çalışma sonunda kranyospinal ışınlamalarda kullanılan tedavi tekniklerinin üstünlükleri ve klinik kullanıma uygunlukları değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Beyin ve Omurilik Anatomisi

Beyin yaklaşık olarak 1350-1400 gram ağırlığında, kafatası boşluğu içerisinde yer alan yoğunlaşmış sinir dokusudur. Sinirler aracılığıyla alınan uyarıları değerlendirir ve bu uyarılara cevap niteliğindeki hareketleri yönetir. Beyin anatomik olarak, cerebrum (beyin yarım küreleri), truncus cerebri (beyin sapı) ve cerebellum (beyincik) olmak üzere üç bölümden oluşur.



Şekil 1. Beynin şematik görünümü.

Cerebrum, iki beyin yarımküresinden ve her iki yarımküreyi birbirine bağlayan yapılardan oluşur. Cerebrum sağlıklı bir insanda düşünme ve bilinçli etkinlik merkezidir.

Truncus cerebri küçük olmakla birlikte, beyin ile vücudun geri kalan kısmı arasındaki bütün sinir bağlantısı buradan geçtiğinden hayati öneme sahip bir

bölgedir. Ayrıca, kalp ve solunum sisteminin çalışmasının düzenlenmesinde önemli rol oynar.

Cerebellum, beynin hareketle ilgili merkezlerinin kontrolcüsü ve koordinatörüdür. Yani, beynin hareketle ilgili merkezleri ile vücut kasları arasında yerleşmiş bir düzenleyici olarak iş görmektedir. Ayrıca, temas, denge ve görme duyularını da kontrol eder.

Medulla spinalis (omurilik), columna vertebralis'in canalis vertebralis denen kanalı içinde bulunur. Erişkinde oksipital kemik üzerinde bulunan foramen magnum'dan ikinci lumbal vertebra hizasına uzanır. Yaklaşık 40-45 cm uzunluğundadır. Ortalama çapı 1 cm'dir. Omurilik, gövde ve ekstremiteler kaslarını kontrol eden refleks merkezi olarak iş görür.



Şekil 2. Medulla spinalisin lateralden görünümü.

Beyin ve omurilik çevresinde bulunan kemiklerden üç fibröz zar ile ayrılmışlardır. Merkezi sinir sisteminin kan damarları, beyin ve omuriliğe girebilmek için bu zarlar arasında bulunan aralıkları geçmek zorundadır. Beyin-omurilik sıvısı (BOS) bu damarların içinde bulunduğu cavum subarachnoidale'yi ve beyin içinde birbirleri ile bağlantılı olan ventriculus denen yapıları doldurur. Berrak su görünümündeki bu sıvı beyni tümüyle çevreler ve beyni içerisinde adeta asılı tutar. Erişkin bir insanda miktarı 100-150 cc'dir. Bir yandan üretilen, diğer taraftan emilen bu sıvı 24 saatte üç kez değiştirilir. Sağlıklı bir erişkinde bir günde 400-450 cc BOS yapılır. Esas görevi kafatası içindeki beyni korumaktır. Ayrıca, merkezi sinir sisteminin beslenmesi ve metabolizma artıklarının atılması ile ilgili önemli fonksiyonlara sahiptir [4].

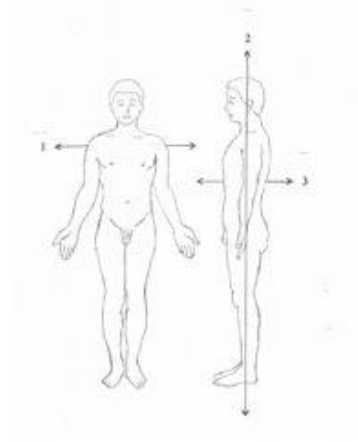
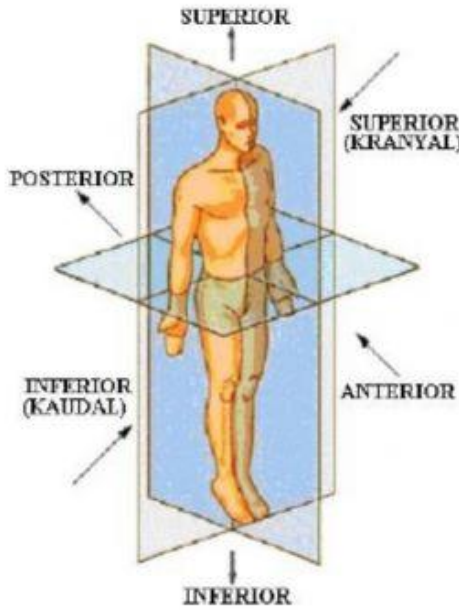
2.2. Kranyospinal Işınlama Tekniği ve Gelişimi

Kranyospinal ışınlama tekniği ilk olarak Dr. Edith Paterson tarafından geliştirilmiştir.

Bundan önce medullablastomalı hastalar posterior fossa'nın ve tüm beynin ışınlanmasıyla tedavi ediliyorlardı. Paterson, kranyospinal ışınlama konsepti ile tüm beyin-omurilik ekseninin ışınlanması gerektiğini öne sürmüştür. Peterson ve Farr'ın 1953'te Acta Radiologica'da yayınlanan raporuna göre; kranyospinal ışınlama yapılan 27 hastada 3 yıllık sağkalım oranı %65'tir [5].

Çocuklarda medullablastom tedavisinde ise üç boyutlu tedavi planlama tekniği ilk olarak Maria Sklodowska-Curie Memorial kanser merkez enstitüsünde 1998'de kullanılmıştır. The Northern Center for Cancer Treatment (NCCT)'de uygulanan teknik ise; GE Saturn 41/800 lineer hızlandırıcıda kullanılmak üzere geliştirilmiş ve karşılıklı yan kranyal sahalar ile bir spinal saha kullanılmıştır [6].

Kranyospinal ışınlama tekniğinde, kranyum karşılıklı paralel iki yan sahadan olmak üzere sagital düzleme dik, medulla spinalis ise tek veya iki (hastanın boy uzunluğuna bağlı olarak) arka sahadan olmak üzere koronal düzlemde ışınlanır. Kranyum sahalarının alt sınırı ile medulla spinalis sahasının üst sınırını çakıştırmak amacıyla; kranyum sahaları için masa ve kolimatör rotasyonu kullanılır [3].



Şekil 3. Anatomik düzlemler.

Bu teknik; ependimoblastoma, medullablastoma, pineablastoma, germinoma ve akut lenfoblastik lösemi gibi hastalıkların tedavisinde kullanılmaktadır [6].

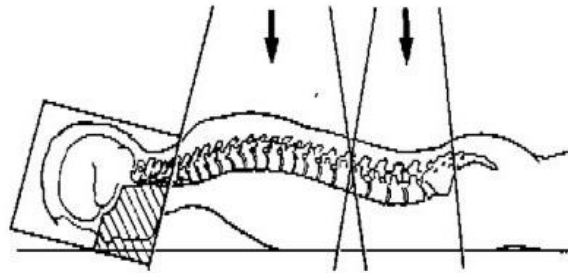
Medullablastoma çocukluk çağı tüm merkezi sistemi tümörlerinin %25'ini oluşturmaktadır. Medullablastoma'nın %80'inden fazlası çocukların yaşamlarının ilk 15 yılında teşhis edilir ve 5 ile 10 yaş arasında en üst seviyeye ulaşır. Yetişkinlerde çok seyrek rastlanmaktadır [6].

Kranyospinal radyoterapi, optimal tümör kontrolü sağlamayı gerektiren radyoterapi tekniklerinden biridir. Radyoterapi, medullablastomun küratif tedavisinin esas kısmını oluşturmaktadır. Sağkalım sürelerindeki artış nedeni ile günümüzde geç komplikasyonlar önemini arttırmaktadır. Bunlar; nöropsikolojik hasar, pituiter hipotalamik hasar, katarakt, ikincil tümörler, işitme kaybı, hipotiroidizm, kalıcı saç kaybı ve spinal gelişme eksikliğidir [6].

2.3. Kranyospinal Işınlamalarda Karşılaşılan Problemler

Radyoterapide temel amaç; mümkün olan en kolay ve pratik tedavi tekniklerini kullanarak, hedef hacme üniform bir doz dağılımıyla maksimum doz uygularken, etrafındaki sağlıklı doku ve kritik organların minimum doz almasını sağlamak, hastanın yaşam kalitesini yükseltmek ve yaşam süresini uzatmaktır.

Kranyumun karşılıklı paralel iki yan sahadan sagittal düzleme dik ve medulla spinalisin arka sahadan koronal düzlemde ışımlandığı sahalardan oluşması, iki ayrı düzlem sebebiyle radyoterapinin amacına ulaşmayı zorlaştıran birçok dozimetrik problem meydana getirmektedir.



Şekil 4. Spinal ve yan sahaların şematik gösterimi.

Spinal saha boyutunun 40 cm'den uzun olduğu durumlarda, kolimatör açıklığının 40 x 40 cm² alan ile sınırlanması sebebiyle, spinal alan genellikle üst ve

alt spinal saha olarak ışınlanamabilmektedir. Bu durumda spinal alanlar arasında bir gap (aralık) bırakılmaktadır.

Birbirine bitişik alanların birleşim yerlerinde sıcak veya soğuk noktalar, yani yüksek veya düşük doz bölgeleri oluşabilmektedir. Bunun sonucunda da yüksek doz bölgesinde radyasyon miyeliti ve düşük doz bölgesinde lokal yinelemeler meydana gelebilmektedir [7].

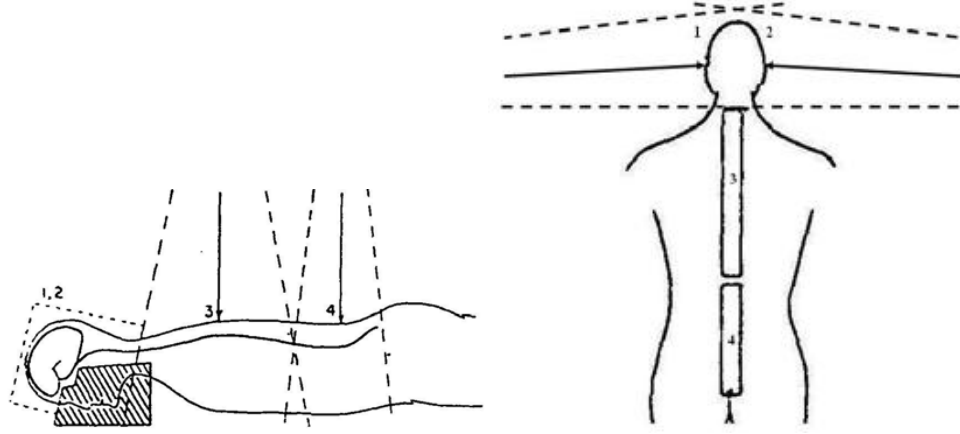
2.4. Kranyospinal Işınlamalarda Kullanılan Farklı Planlama Teknikleri

Literatürde alan birleşim bölgelerindeki problemleri ortadan kaldırmaya yönelik birçok teknik önerilmiştir. Bunlar:

1. Hokey Sopası Tekniği
2. İncelen Kurşun Blok Tekniği
3. Aralık Bırakma Tekniği
4. Hareketli Birleşim Noktaları Tekniği
5. Yarı Blok Işın Tekniği
6. Asimetrik Kolimasyon Tekniği
7. Diverjans Uyum Tekniği

Bu teknikler arasında en yaygın olarak kullanılan Diverjans Uyum Tekniği'dir.

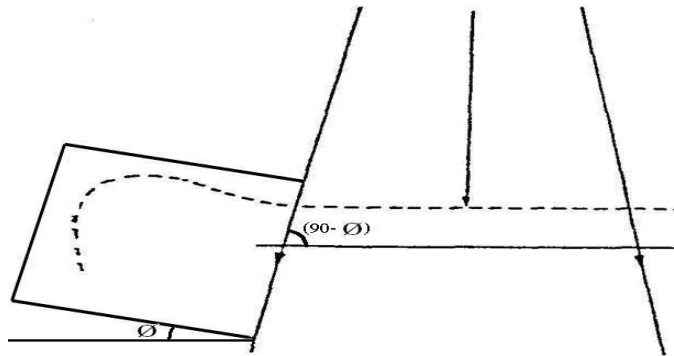
Diverjans Uyum Tekniği, karşılıklı paralel kranyum alanlarda kolimatöre ve masaya rotasyon açısı verilerek alanın alt kenarının ışın diverjansının üst spinal alanın diverjansı ile uyumlu hale gelecek şekilde açı verilerek oluşturulan bir tekniktir.



Şekil 5. Diverjans uyum tekniğinde tedavi alanları.

Masa açısı verilen bu teknikte, simetrik alan tekniğindeki gibi iki kurulum noktası alınarak alanlar yerleştirilir. Işın diverjansından dolayı kesişme noktasında istenmeyen sıcak doz bölgesini ortadan kaldırmak için boyun bölgesinde sağ ve sol yan alanlarda masaya uygun açı verilir. Spinal bölgede ise önce masa 90° döndürüldükten sonra ışın diverjansını yok edecek şekilde gantri açısı verilir. Böylece ışın kenarları paralel hale getirilerek sıcak noktaların oluşması önlenmiş olur [7, 8, 9].

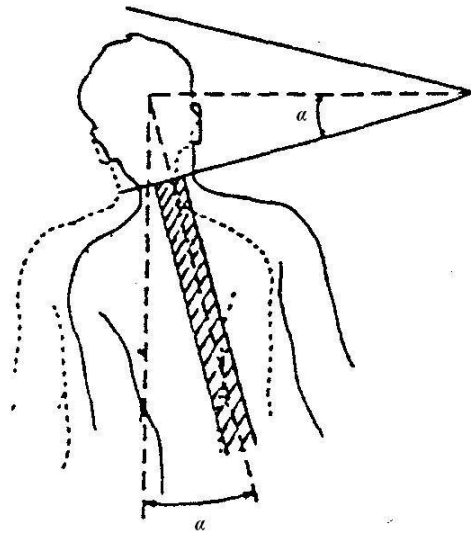
Karşılıklı paralel kranyum alanlarda kolimatöre verilecek olan açının belirlenmesinde spinal alan boyutu ve KCM kullanılır. Kolimatör açısı Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6. Diverjans uyum tekniğinde kolimatör açısı, $\emptyset$

$$\phi = \tan^{-1} \left[\frac{1}{2} \frac{\text{Spinal alan boyutu}}{KCM} \right]$$

Karşılıklı paralel kranyal alanlarda masaya verilecek olan açının belirlenmesinde kranyal alan boyutu ve KCM kullanılır. Masa açısı Şekil 7’de gösterilmiştir.



Şekil 7. Diverjans uyum tekniğinde masa açısı, α

$$\alpha = \tan^{-1} \left[\frac{1}{2} \frac{\text{Kranyal alan boyutu}}{KCM} \right]$$

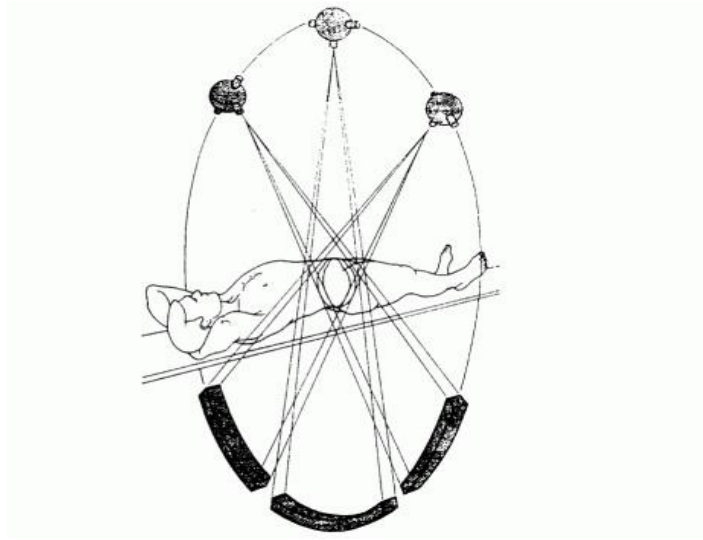
2.5. Görüntüleme Teknikleri

2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT), kolime edilmiş X-ışını kullanılarak incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemidir. Kolime edilmiş X-ışını demetinin objeyi geçen kısmı, X-ışını tüpünün

karşısına yerleştirilmiş dedektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülmektedir [10].

Bir BT kesiti oluşturabilmek için, kesit düzlemindeki her noktanın X-ışını zayıflatma değerini bilmek gerekir. Bu amaçla kesit düzleminin çepeçevre her yönünden X-ışını geçirilir. Yapılan ölçümler güçlü bilgisayarlarla işlenir. Bulunan sayısal değerler, karşılığı olan gri tonlarla boyanarak kesit görüntüleri elde edilir [11].



Şekil 8. BT çekim şeması.

Bir BT aygıtının tarayıcı bölümünü oluşturan tüp ve dedektörlerin gantri içindeki hastadan kesit alımı sırasındaki hareketleri Şekil 8’de görülmektedir [10].

BT bilgisinin tedavi planlamasına katkıları şu şekildedir:

- Hedef hacmin ve bu hacmi çevreleyen yapıların konturlarının çizilmesi.
- Doku heterojenite düzeltmeleri için BT sayıları cinsinden data sağlanması [12].

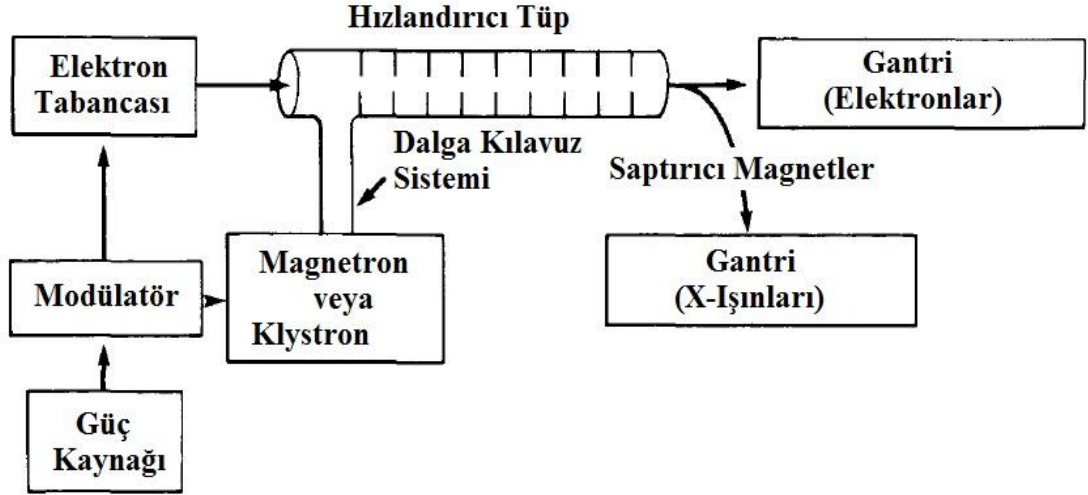
2.5.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik rezonans (MR) görüntüleme, BT gibi bir kesit görüntüleme yöntemidir. Görüntüleri, BT’de olduğu gibi dijitalize edilen sinyallerden gelişmiş bilgisayar programları ile oluşturulur. MR’ın kullandığı enerji radyo dalgalarıdır. Radyofrekans (RF) olarak isimlendirilen bu enerji, elektromanyetik radyasyon yelpazesi içinde yer alır. Veri kaynağı hücre sıvısı ve lipidler içerisinde yoğun olarak bulunan moleküllerdeki hidrojen çekirdeğidir (protonlar) [11].

MR’ın avantajlarından birisi, direkt olarak aksiyal, sagittal, koronal ve oblik düzlemlerde kesitler alınabilmesidir. Böylece radyoterapi için gerekli olan hedef hacmin konturlanması veya patolojik yorumlamanın geliştirilmesini mümkün kılmaktadır. BT’ye göre avantajları; iyonizan radyasyon kullanılmaması, daha yüksek kontrast ve yumuşak doku tümörlerinin daha iyi görüntülenmesidir. Dezavantajları ise; daha düşük uzaysal çözünürlüğe sahip olması ve uygulamanın uzun sürmesi sebebiyle hareket artefaktlarının meydana gelme olasılığının yüksek olmasıdır [12].

2.6. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcı, elektronlar gibi yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanan bir cihazdır. Yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilir veya bir hedefe çarptırılarak X-ışınları üretilmesi sağlanır ve böylece derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılabilir.



Şekil 9. Lineer hızlandırıcı şeması

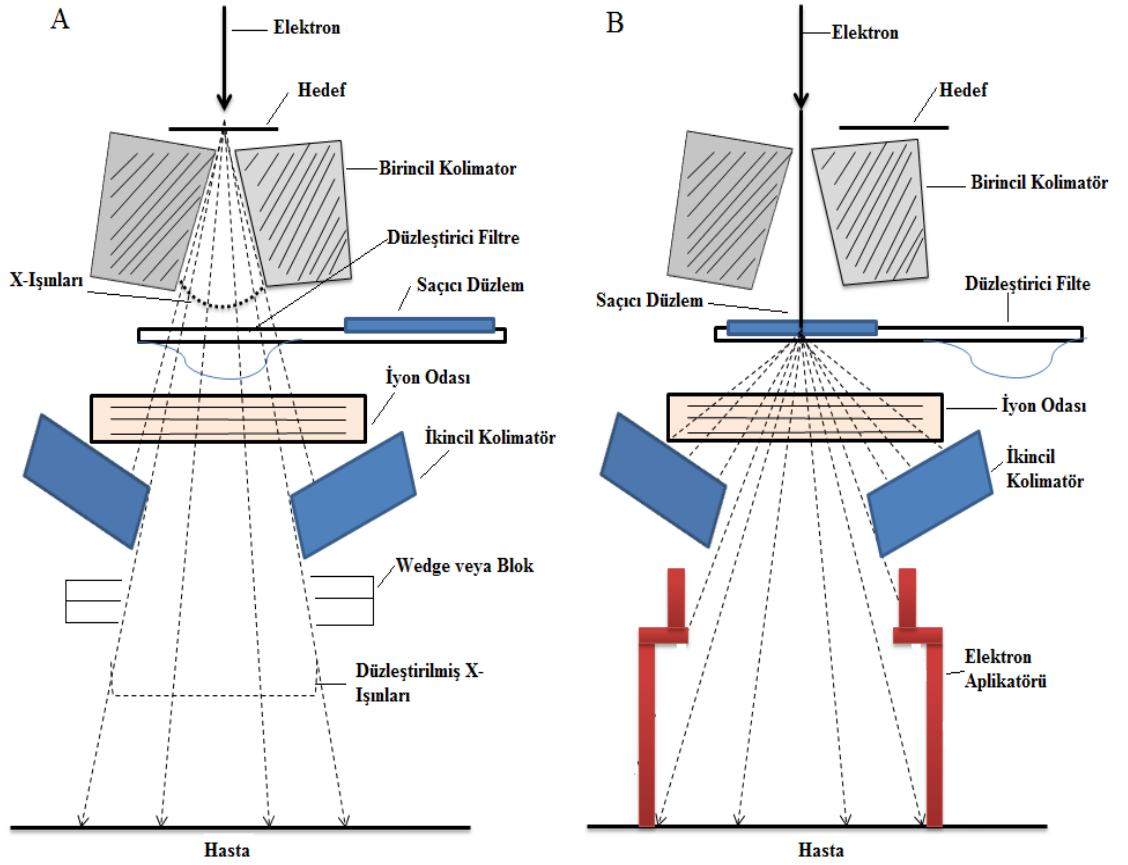
Şekil 9'da temel bileşenleri ile birlikte bir lineer hızlandırıcı şeması görülmektedir. Güç kaynağı, modülâtöre doğru akım sağlamaktadır. Modülâtörde oluşan yüksek voltajlı pulslar magnetron veya klystron gibi özel tüplere gönderilirken aynı anda elektron tabancasına da gönderilirler. Magnetron veya klystronlarda üretilen mikrodalgalar, bir dalga kılavuz sistemi aracılığıyla hızlandırıcı tüp içerisine enjekte edilir. Elektron tabancasında elde edilen elektronlar da hızlandırıcı tüp içerisine enjekte edilir. Yaklaşık 50 keV enerjili elektronlar hızlandırıcı tüp içerisine gönderildikten sonra burada mikrodalgaların elektromanyetik alanları ile etkileşime girer ve bu sinusoidal elektrik alanından enerji kazanırlar.

Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı tüpten çıktıklarında maksimum enerjidedirler ve tüp sonunda bulunan pencereden dışarıya çıkarlar. Daha kısa tüplere sahip olan düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV'ye kadar) elektronların bir hedefe çarptırılması sağlanarak X-ışınları üretilmesi kolaylıkla sağlanabilir. Ancak, yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda uzun tüpler bulunmaktadır. Bu

hızlandırıcılarda 90° veya 270° saptırıcı magnetler aracılığıyla elektronlar yollarından saptırılır ve daha sonra hedefe veya doğrudan ışınlanacak alana gönderilir [12].

2.6.1. Tedavi Kafası (Gantri)

Cihazın tedavi kafası, kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alaşımından oluşan yüksek yoğunluklu kalın koruyucu bir tabaka içermektedir. İçerisinde, X-ışın hedefi, saçılma engelleyici, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalizasyon sistemi bulunur. Gantri, radyasyondan korunma yönetmeliklerine uyacak şekilde sızıntı radyasyonları engelleyici bir koruma sağlayacak özelliktedir (Şekil 10) [12].



Şekil 10. Tedavi kafasının bileşenleri. A: X-ışını, B: Elektron tedavi modu

Son zamanlarda üretilen lineer hızlandırıcıların çoğu radyasyon kaynağının yatay ekseninde rotasyon yapabilmesine izin verecek şekilde dizayn edilmektedir. Gantri rotasyon yaptıkça kolimatör eksenini vertikal düzlemde hareket eder. Kolimatör eksenini ile gantrinin rotasyon ekseninin kesişme noktası *izosentr* olarak adlandırılır.

2.6.2. Düzleştirici Filtre

Alan boyunca ışın yoğunluğunu üniform yapmak için düzleştirici filtre kullanılır (Şekil 10A). Bu filtre genelde kurşundan yapılmakla birlikte tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların karışımları da kullanılabilir [12].

2.6.3. Kolimasyon

Işınlar ilk olarak, hedefin altında bulunan birincil sabit kolimatörler ile kolime edilirler. X-ışınları kullanıldığında kolime edilen ışınlar doğrudan düzleştirici filtreye gider. Elektronlar kullanıldığında ise filtre kullanılmaz (Şekil 10B).

Işınlar filtreyi geçtikten sonra iyon odasına gelirler. İyon odasında doz hızı, entegre doz ve alan simetrisi takibi yapılır.

İyon odasından çıkan ışınlar, hareket edebilen ikincil kolimatörlere gelir. İkincil kolimatörler iki çift tungsten veya kurşun bloklardan (jaw) oluşur. 0,5 x 0,5 ile 40 x 40 cm^2 'ye kadar farklı dikdörtgensel alanlar oluşturacak şekilde ayarlanabilirler.

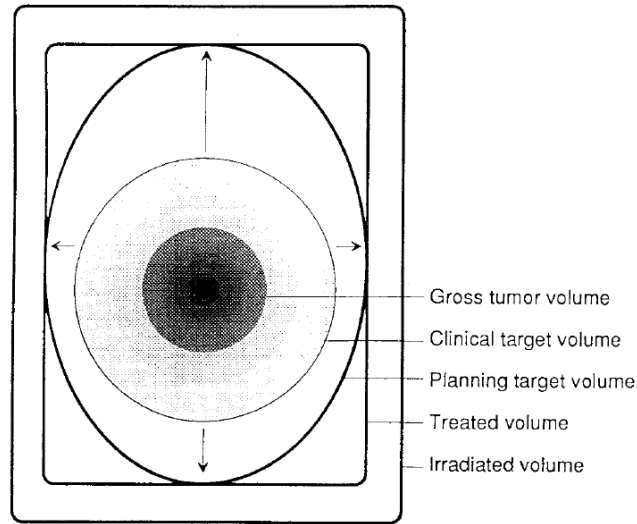
Alan boyutunun belirlenmesi ışık lokalizasyon sistemi ile sağlanır. İyon odası ile jawlar arasına yerleştirilen bir ayna ve ışık kaynağı sayesinde ışık demeti oluşturulur. Böylece meydana gelen ışık alanı radyasyon alanı ile uyumlu olur. Bu alanların birbiri ile uyumunun kontrolü düzenli olarak yapılmalıdır.

X-ışını kolimasyon sistemi çoğu lineer hızlandırıcılarda benzer olmasına rağmen, elektron kolimasyon sistemleri çok çeşitlilik göstermektedir. Elektronlar havada hemen saçılmaya uğradıkları için, kolimasyon sistemleri hastanın cilt yüzeyine yakın olacak şekilde ayarlanabilmelidir [12].

Birincil ve ikincil kolimatörlerin dışında, blok kullanmadan düzensiz alanlara şekil vermek için kullanılan yaprak kolimatörler bulunmaktadır. Çok yapraklı kolimatör olarak adlandırılan MLC'ler (multi-leaf collimator) ışını; her hastaya, alana ve tümöre göre şekillendirerek gönderebilmektedir. Yaprak kalınlıkları modellere göre değişebilmekle birlikte genelde eşmerkezde 0,5-1 cm'dir. 3B-KRT, YART ve VMAT gibi gelişmiş radyoterapi teknikleri için gereklidir [13].

2.7. Hacim Tanımlamaları

Tedavi planlaması için gerekli olan hacimler ICRU'nun 50 ve 62 No'lu protokollerinde belirtilmiştir (Şekil 11) [12].



Şekil 11. ICRU hacim tanımlamalarının şematik gösterimi.

2.7.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

Fizik muayene ya da görüntüleme yöntemleriyle saptanan tümör hacmidir. GTV, tümör eğer görülebilir, dokunulabilir veya görüntüleme yöntemleri ile görüntülenebilir durumda ise tanımlanır. Bu hacim primer tümör, metastatik lenfadenopati veya diğer metastazları içerebilir. Eğer tümör cerrahi olarak çıkarılmışsa GTV tanımlanamaz [12].

2.7.2. Klinik Hedef Hacim (CTV)

CTV, GTV'yi saran ve/veya yok edilmesi gereken subklinik malign hastalığı içeren doku hacmidir. CTV dışında hiçbir tümör hücresi bulunmamaktadır. Radyoterapinin amacına ulaşması için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi gerekmektedir [12].

2.7.3. İnternal Hedef Hacim (ITV)

ICRU'nun 62 No'lu protokolünde, tedavi sırasında CTV'nin şeklinde, boyutunda ve pozisyonunda meydana gelebilecek değişiklikleri engellemek amacıyla CTV'ye bir internal marj (IM) eklenmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu marj ile birlikte CTV'yi içeren hacme ITV denir [12].

2.7.4. Planlanan Hedef Hacim (PTV)

CTV'ye, hasta hareketlerinden kaynaklanan bir internal marj (IM) ve set-up belirsizliklerinden kaynaklanan bir set-up marjı (SM) eklenmesiyle elde edilen hacme PTV denir. CTV'ye belli bir pay verilerek PTV'nin tanımlanmasının sebebi; planlamadan sonra ortaya çıkabilecek olan belirsizlikler nedeniyle tedavi boyunca CTV'nin tedavi alanı dışına çıkmasını engellemektir [12].

2.7.5. Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV)

CTV'nin uygun şekilde tedavi edilmesi gerektiği kadar risk altındaki organların da uygun şekilde korunması gerekmektedir. Riskli organlar belirlendikten sonra, hareketlerindeki belirsizlikleri engellemek amacıyla IM ve SM ilave edilmelidir. Böylece, riskli organları korumaya yönelik PRV'ler tanımlanmış olmaktadır [12].

2.7.6. Tedavi Hacmi (TV)

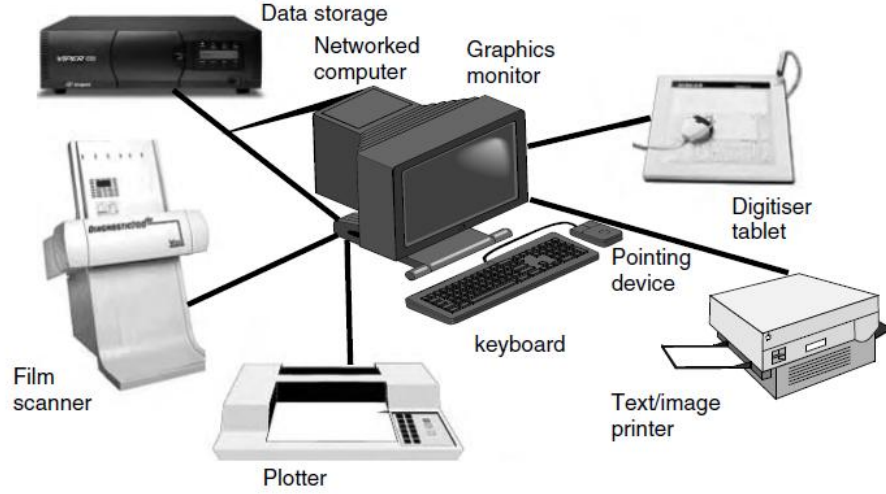
Tedavi tekniğinin sınırlamalarına izin vermek için tedavi hacmi etrafına marjlar eklenmelidir. Böylece minimum hedef dozu, bu marjı da içine alan PTV'yi uygun bir şekilde saran izodoz yüzeyi ile belirlenir. Bu izodoz yüzeyi ile kaplanan hacme TV denir. TV genellikle PTV'den daha büyüktür ve seçilen tedavi tekniğine göre değişir [12].

2.7.7. Işınlanan Hacim (IV)

Belirlenen hedef dozunun %50 veya daha fazlası gibi önemli miktarda bir absorbe doz alan doku hacmine IV denir. Bu hacim tedavi hacminden daha büyüktür ve seçilen tedavi tekniğine bağlıdır.

2.8. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle birlikte tedavi planlama sistemleri de önemli ölçüde karmaşık bir hale gelmiştir. Bilgisayar sistemlerinin ana bileşenleri ise hemen hemen aynı kalmıştır (Şekil 12) [14].



Şekil 12. Tedavi planlama sisteminin ana bileşenleri.

Bir TPS sistemi, özel bir monitör, dijital yazıcı, çizici, film tarayıcı ve data depolama sistemi gibi donanımlardan oluşmaktadır [14].

TPS’de bilgisayar tabanlı bir sanal hasta oluşturmak üzere hastanın BT veya MR görüntüleri kullanılmaktadır. Radyasyon iletim simülasyonları ve optimizasyon aracılığıyla, tedavi geometrik, radyolojik ve dozimetrik yaklaşımlar kullanılarak planlanmaktadır. Örneğin; YART için bu süreçte, uygun demet tipi ve ışın enerjisi seçimi yapılır. Planlar doz-hacim histogramları aracılığıyla değerlendirilir. Bu histogramlar tedavi edilecek hacimdeki dozun üniformitesinin ve doz alması istenmeyen sağlıklı dokuların değerlendirilmesine olanak sağlar [15].

İki temel radyoterapi planlama yöntemi vardır. Bunlardan biri *ileri planlama* yöntemidir. Bu yöntem, tümöre yeterli radyasyonu iletecek ve sağlıklı dokuların aldığı dozu minimuma düşürecek şekilde planlama sisteminde ışın demetlerinin yerleştirilmesidir. Kullanılacak demet sayısına, demetlerin iletileceği açılara, wedge kullanılıp kullanılmayacağına, her bir demeti şekillendirmek için hangi çok yapraklı kolimatör konfigürasyonunun seçileceğine önceden karar verilir. TPS bu bilgileri

kullanarak gerekli tedavi süresini hesaplar. Diğer yöntem ise *ters planlama* yöntemidir. Bu yöntemde hastanın kritik organları ve tümöre ait bilgileri belirlendikten sonra hedef dozlar ve her bir kritik organı ilgilendiren gerekli faktörler TPS'ne girilir. Ardından optimizasyon yapılır ve TPS girilen dataya en uygun planlama seçeneğini sunar [15].

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

3B-KRT, üç boyutlu anatomik bilgilere dayalı ve normal dokuya minimum, hedef hacme yeterli doz iletimini sağlayacak şekilde tedavi sağlayan bir tekniktir. Tümör kontrol probabilitésinin (TCP) maksimize edilmesi ve normal doku komplikasyon probabilitésinin (NTCP) minimize edilmesi gibi klinik amaçlar, konformal doz dağılımı konseptini açıklamak için kullanılabilir. Yani 3B-KRT tekniği, hedeflenen klinik sonuca ulaşmak için hem fiziksel hem de biyolojik temelleri bir arada kullanır.

3B-KRT ile optimal doz dağılımına ulaşmak amaçlanmaktadır, ancak bazı engeller ortaya çıkabilmektedir. En büyük sınırlama tümör boyutundaki belirsizlikten kaynaklanmaktadır. Medikal görüntüleme tekniklerindeki modern gelişmelere rağmen, CTV bu görüntülerde genellikle fark edilebilir durumda değildir. Hastalığın invaziv kapasitesine de bağlı olarak görüntülenen olgu genellikle CTV değildir. Bu durumda CTV ile karıştırılan ve sıklıkla görüntülenen aslında GTV'dir. Eğer kesitsel imajlarda görüntülenen CTV, hastalığın mikroskobik yayılımını tamamen içermiyorsa bu durumda 3B-KRT, konformal olma özelliğini tamamen kaybeder. Eğer hastalıklı dokunun herhangi bir kısmı unutulursa veya alması gereken doz miktarından çok daha az doz alırsa tedavi planlamada, tedavi iletiminde ve kalite kontrol işlemlerinde harcanan tüm çabalar ve alınan önlemler anlamsız kalacaktır.

Planlamadan önce dikkat edilmesi gereken bazı hatalar daha bulunmaktadır. Hasta hareketi, kritik organlar, görüntüleme, tedavi ve simülasyon esnasındaki eksternal markerlar çeşitli hatalara sebep olabileceği gibi, PTV'nin konturlanmasında da sistematik hatalara sebep olabilmektedir. Eğer PTV belirlenirken yeterli marjlar bırakılırsa, demet açıklığı düzgün şekillenir ve uygun bir şekilde PTV'yi sarar.

Tedavi alanları uygun bir şekilde dizayn edilse bile, tümörün ve normal dokuların biyolojik cevaplarının da dikkate alınması 3B-KRT'nin amaçlarından biridir. Bir tedavi planının optimizasyonu yalnızca doz dağılımı ile değil, hastalığın ve ışınlanan normal dokuların doz-yanıt karakteristikleri de detaylı bir şekilde incelenerek değerlendirilmelidir [12].

2.10. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Geleneksel eksternal radyoterapide, radyasyon demetleri alan boyunca üniform yoğunlukta olacak şekilde tedavi uygulanır. Bazen de yoğunluk profilini modifiye etmek için wedge veya kompensatörler kullanılır. Kompozit bir plan elde etmek üzere demet yoğunluklarının değiştirilmesi işlemine *yoğunluk ayarlama* denir. Bu durumda wedge ve kompensatörler; yoğunluk modülatörleri olarak adlandırılabilir. Dinamik çok yapraklı kolimatörler ise daha gelişmiş modülasyon sistemleridir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), tedavi demetlerinin herhangi bir istenilen pozisyondan üniform olmayan bir akış ile hastaya iletiildiği bir tedavi tekniğidir. Plan optimizasyonu için tedavi kriterleri uzman fizikçi tarafından belirlenir ve verilen ışın demetlerinin yönleri için optimal fluence profilleri 'ters planlama' ile yapılır. Bu şekilde elde edilen profiller elektronik olarak lineer hızlandırıcılara iletilir [12].

YART tekniği; statik ve dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Statik teknikte; ışınlama esnasında gantri ve MLC'ler hareketsizdir. Her bir alt alan ışınlanır ve radyasyon kesilir. Farklı bir alt alan oluşturulur ve tekrar radyasyon iletilir. Dinamik teknikte; ışınlama sırasında gantri sabittir. Işınlama sırasında hareket eden MLC'ler aracılığıyla doz modülasyonu sağlanır. Radyasyon iletimi kesilmeden her bir alt alan ışınlanır [12].

2.11. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi

VMAT, gelişmiş bir radyoterapi tekniğidir. Bu teknikte gantri dönerken, hastaya sürekli radyasyon verilir, tedavi bir veya birden fazla ark ile tamamlanabilir. Gantri dönerken birden çok parametre eşzamanlı olarak değişebilir, bunlar; diyaframlar arası mesafe, MLC pozisyonu, doz hızı, gantri rotasyon hızı ve kolimatör açısıdır.

Tedavi kontrol sistemi, radyoterapi süresince her kontrol noktası için belirlenen parametreleri otomatik olarak düzenler. Gerçek zamanlı işlemci ve paylaşımlı hafıza ile verilen doz ve MLC pozisyonları senkronize edilir. Algoritmalar MLC hareketlerini kontrol ederek pozisyon hatalarını engeller. Tolerans dışı bir durum olduğunda veya radyasyon iletimi durduğunda gantri de durur. Sistem tolerans şartlarının tekrar sağlanmasını bekler ve tedavi yeniden başlatıldığında nerede olması gerekiyorsa o noktaya hareket eder. Segmentasyon süresince, gantri açılımları boyunca doz yoğunluk profilleri yeniden düzenlenir. MLC hareket yönü açılımları arasında değişir. Bir açılımında sol alan kenarındaki MLC'ler gantri dönerken sağ alan kenarına hareket eder.

Kontrol noktaları arasında kalan bölgelere *ark segmentleri* denir. Ark segmentleri içinde MU değeri ve gantri açısı sürekli değişirken MLC pozisyonları ve doz hızı sabit kalır [16].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ekim 2013 – Ağustos 2014 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada medullablastom tanılı 20 hasta değerlendirilmiştir. Hastaların 3B-KRT planlamaları ile tedavileri daha önceden tamamlanmış ve bu çalışmaya retrospektif olarak dahil edilmiştir.

3.1. Gereçler

3.1.1. Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada Elekta marka, Synergy model lineer hızlandırıcı (Resim 1) kullanılmıştır.



Resim 1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı

Cihazda 6 – 15 MV foton enerjileri ile 6 – 9 – 12 – 15 – 18 MeV elektron enerjileri mevcuttur. Çalışmada yapılan tüm ölçümler, 6 MV’lık foton enerjisi ile gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerden önce cihazın mekanik ve dozimetrik kalibrasyonları yapılmıştır.

3.1.2. Bilgisayarlı Tomografi

Çalışmada “Toshiba Asteion” marka, “TSX-021B” model bilgisayarlı tomografi tarayıcısı (Resim 2) kullanılmıştır.



Resim 2. Toshiba Asteion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Bu cihaz 24 W'lık X-ışını çıkış kapasitesine sahip olmakla birlikte, 120 kV enerji ve 200 mA akım değerleri ile çekim yapılabilir. 1 – 10 mm arasında kesit kalınlığı kullanılarak vücudun istenilen bölgesinde, geniş bir diagnostik kapasite ile transaksiyel görüntüler elde edilebilmektedir.

3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmada, 3B-KRT tedavi planlamaları için “Precise Plan” yazılımının 2.12 sürümü kullanılmıştır. Bu yazılım BT görüntülerini bilgisayar ağı üzerinden alabilen ve bu görüntüleri üç boyutta düzenleyerek konformal tedavi planlamasına olanak sağlayan bir programdır.

YART ve VMAT tedavi planlamaları için ise Monte Carlo algoritmasına dayanan Monaco v3.3 TPS kullanılmıştır. Monaco, hem hedef için hem de risk altındaki organlar için değer fonksiyon seçenekleri sağlamaktadır. Optimizasyon iki aşamada gerçekleşmektedir. İlk aşamada hem hedef bölge hem de risk altındaki organlar için doz yoğunluk haritası oluşturulur. Bu haritadan elde edilen veriler istenilen kriterlere uygun bulunursa ikinci olarak; segment şekli oluşturma optimizasyonuna geçilir. Bu işlemde MLC'ler sardırılır [16, 17].

3.1.4. SPSS İstatistik Yazılımı

SPSS bilgisayar programı (Statistical Package for the Social Sciences), istatistiksel analize yönelik bir yazılımdır. Sağlık, pazarlama, reklamcılık ve eğitim gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır.

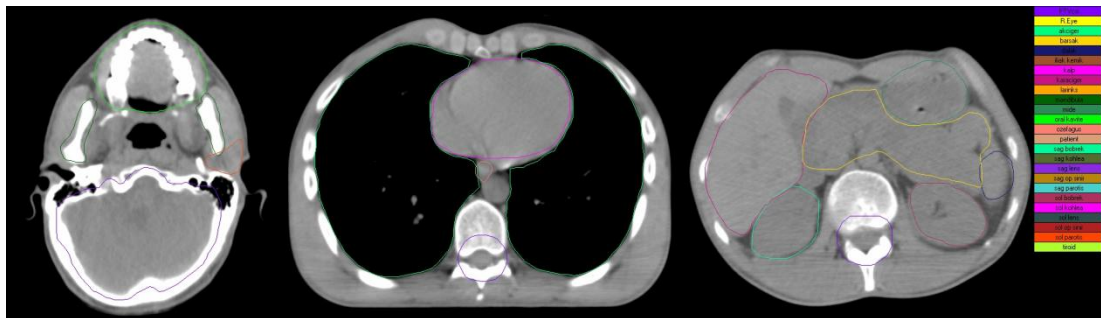
Bu çalışmada SPSS'in 18. sürümü kullanılmış ve verilerin analizi için ‘non-parametric Wilcoxon’ testi uygulanmıştır.

3.2. Yöntem

3.2.1. Konturlama

Gerekli PTV ve kritik organ hacimleri hastaların BT görüntüleri üzerinde radyasyon onkoloğu tarafından konturlanmıştır (Şekil 13).

Kranyal alanlar için, beyine 5 mm marj; spinal alanlar için, spinal kord'a 10 mm marj verilerek PTV konturlaması yapılmıştır. Değerlendirilecek kritik organlar; akciğer, böbrekler, gözler, kalp, optik sinirler, kohlea, mandibula, lensler, tiroid, larinks, karaciğer, parotisler, oral kavite, özefagus, dalak, mide, barsak ve iliak kemikler olarak belirlenmiş ve konturlanmıştır. Bu organlardan akciğer, böbrekler, gözler, kalp, optik sinirler ve kohlea, radyasyon onkoloğu tarafında birincil öncelikli organlar olarak belirlenmiştir.

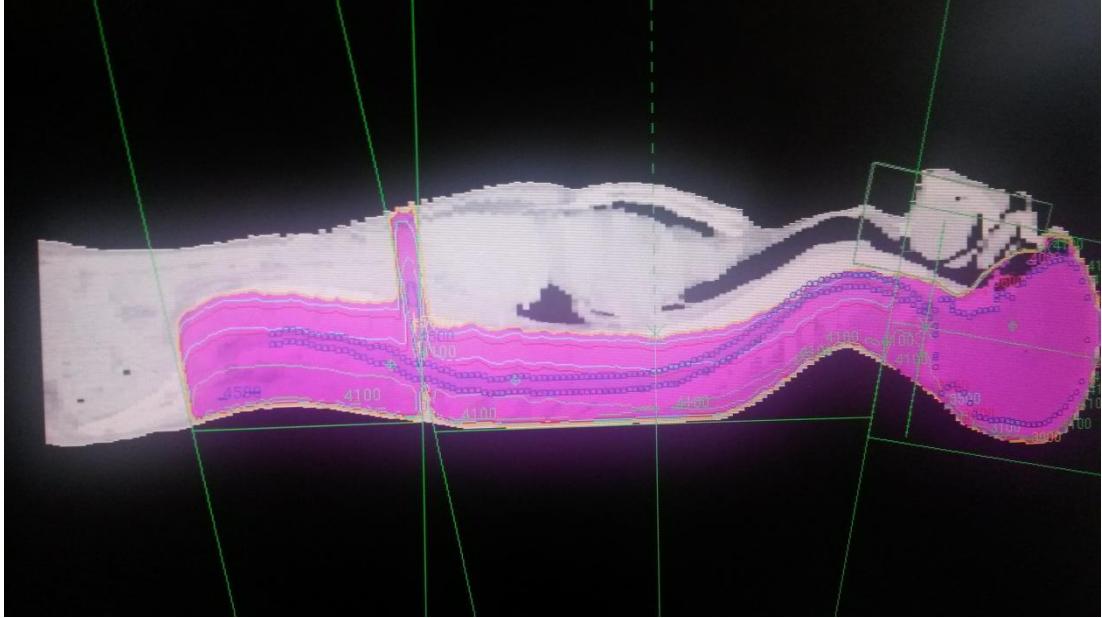


Şekil 13. PTV ve kritik organlara ait konturlar.

3.2.2. Tedavi Planlaması

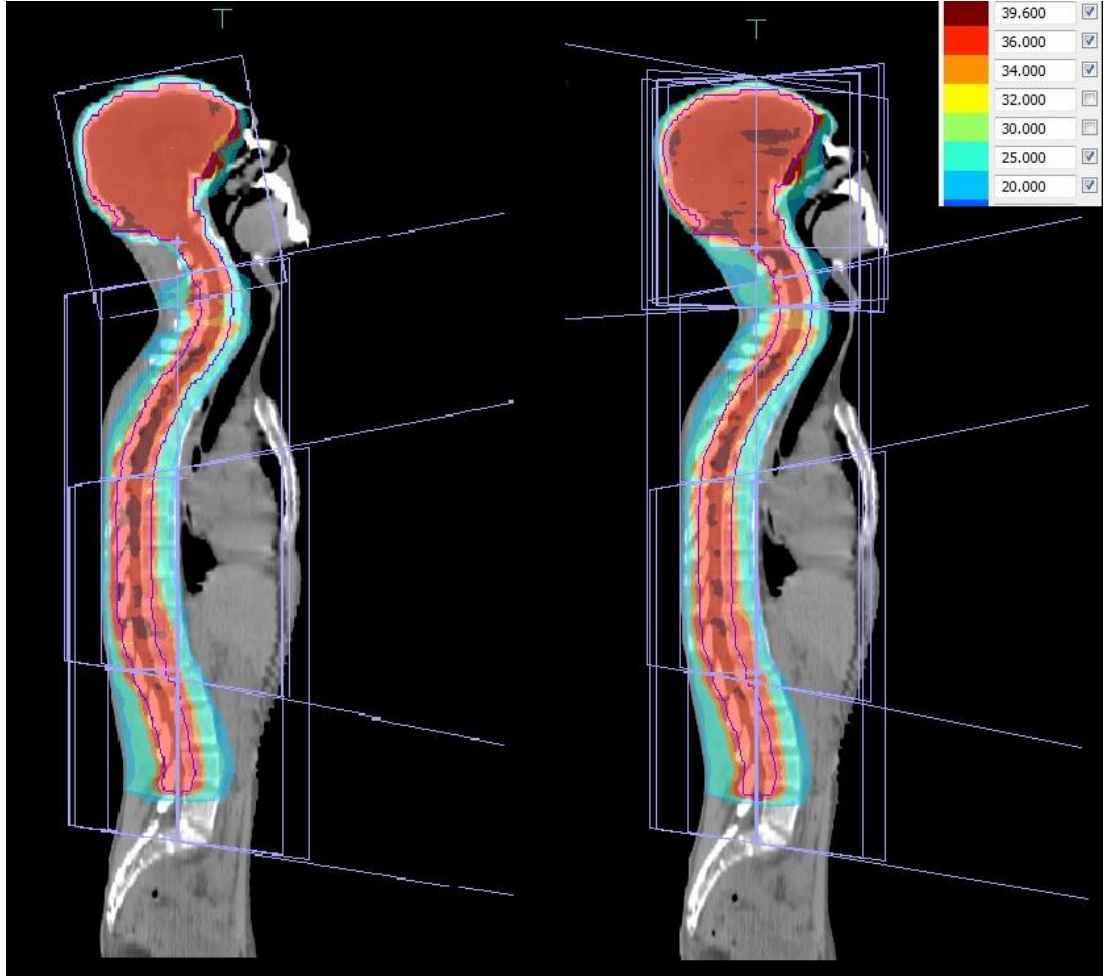
3B-KRT planlamalar, sağ yan ve sol yan olmak üzere karşılıklı paralel iki kranyum sahadan ve bir veya hastanın boy uzunluğuna göre iki arka spinal sahadan oluşmaktadır. Kranyal sahalar sagittal düzleme dik, spinal saha ise koronal düzlemde

ışınlanmıştır. Kranyum sahalarının alt sınırı ile spinal sahanın üst sınırını çakıştırmak amacıyla kranyum sahalarında; 11°'lik kolimatör rotasyonu kullanılmıştır (Şekil14).



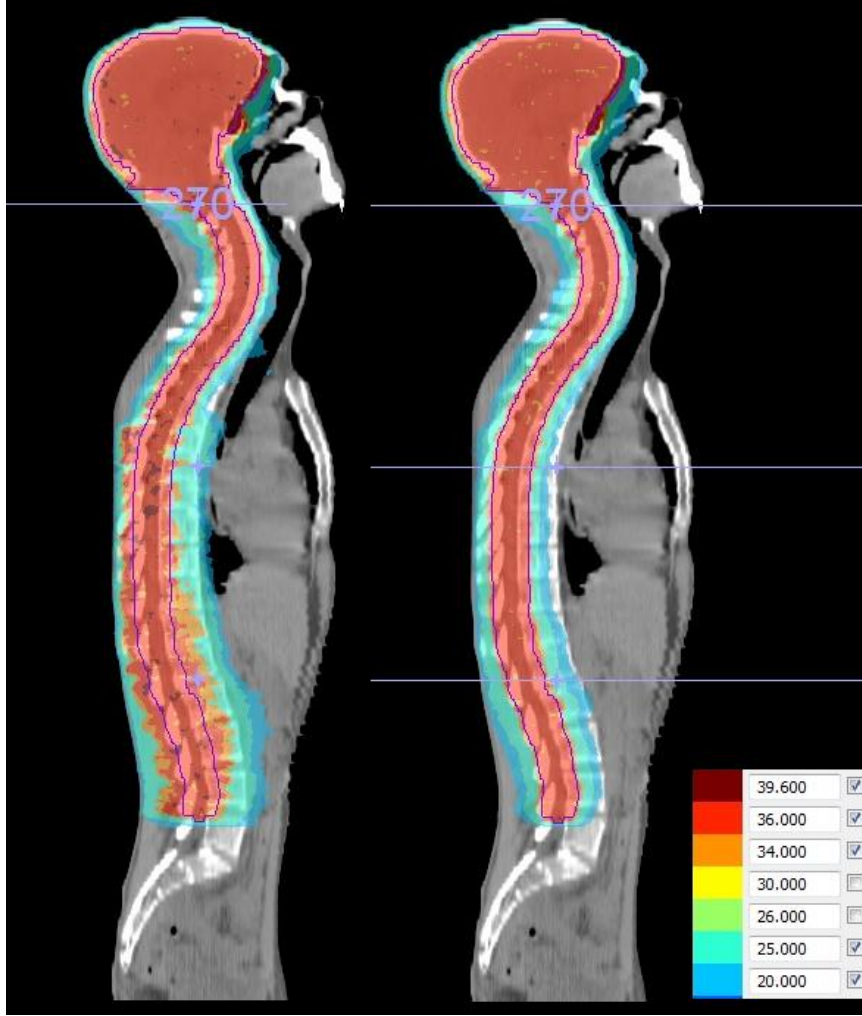
Şekil 14. 3B-KRT planlamasından sagital bir kesit.

YART planlamaları için iki ayrı yöntem belirlenmiştir. Bunların ilkinde (YART1); kranyum klasik yöntemde olduğu gibi karşılıklı paralel iki yan sahadan oluşmakta ve 11°'lik kolimatör açısı bulunmaktadır. Spinal cord için ise 3 saha kullanılmıştır ve ışınların gantri açıları 145°, 180° ve 215°'dir (Şekil 15). İkincisinde ise (YART2); spinal saha gantri açıları aynı tutulmuş, kranyum için karşılıklı olmayan 7 saha kullanılmıştır. Kolimasyon 0° ve gantri açıları sırasıyla 0°, 65°, 100°, 123°, 230°, 257°, 290° şeklindedir (Şekil 15).



Şekil 15. YART1 (sol) ve YART2 (sağ) planlamalarına ait sagittal kesitler.

VMAT planlamaları için de iki ayrı yöntem uygulanmıştır. Bunların ilkinde (VMAT1); kranyum 180° 'den 280° 'ye ve 80° 'den 180° 'ye olmak üzere sağ ve sol 100° 'lik ark, spinal bölge için ise 145° 'den 180° 'ye ve 180° 'den 215° 'ye olmak üzere sağ ve sol 35° 'lik ark seçilmiştir (Şekil 16). İkincisinde ise (VMAT2); kranyum için 180° 'den 360° 'ye ve 360° 'den 180° 'ye olmak üzere iki full ark, spinal alan için de 180° 'den 360° 'ye olmak üzere tek full ark seçilmiştir (Şekil 16).



Şekil 16. VMAT1 (sol) ve VMAT2 (sağ) planlamalarına ait sagittal kesitler.

YART ve VMAT planlamaların tümünde kranyum ve spinal sahalar arasındaki çakışma problemlerinin giderilmesi amacıyla ‘overlap’ kullanılmıştır. Kranyum sahaların alt sınırı her bir hasta için omuz hizasını (yaklaşık 3-5 cm), spinal sahaların üst sınırı ise hastanın çenesini geçmeyecek şekilde açılmıştır (yaklaşık 3-5 cm). İki spinal saha kullanılan hastalarda alt spinal sahaların üst sınırı, üst spinal saha ile 10 cm overlap olacak şekilde açılmıştır.

Tüm planlar 6 MV foton enerjisi ile gerçekleştirilmiştir. Tedavilerin tümü, günlük 1,8 Gy ile 20 fraksiyonda total 36 Gy olmak üzere planlanmıştır. PTV'nin belirlenen dozun %95'inden az doz almamasına dikkat edilmiştir.

Tüm planlamalar QUANTEC (Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic) doz-hacim sınırlamaları dikkate alınarak yapılmıştır (Tablo1).

Kritik Organlar	Doz sınırlamaları	Kritik Organlar	Doz Sınırlamaları
Akciğer	Ortalama doz < 20 Gy, V20 < 30%	Larinks	Ortalama doz < 44 Gy
Böbrek	Ortalama doz < 18 Gy	Karaciğer	Ortalama doz < 32 Gy
Göz	Ortalama doz < 35 Gy, Maksimum 54 Gy	Parotis	Ortalama doz < 25 Gy
Kalp	V25 < 10%	Oral Kavite	Ortalama doz < 30 Gy
Optik Sinir	Maksimum 55 Gy	Özefagus	V50 < 32%
Kohlea	Ortalama doz < 45 Gy	Dalak	Ortalama doz < 6 Gy
Mandibula	Maksimum 70 Gy	Mide	Ortalama doz < 45 Gy
Lens	Maksimum 7 Gy	Barsak	V45 < 195 cc
Tiroid	V26 < 20%	İliak Kemik	Ortalama doz < 3 Gy

Tablo 1. Kritik organlar için belirlenen doz sınırlamaları.

Planların kalite değerlendirmesinde ICRU'nun (International Commission on Radiation Units and Measurements) 83 No'lu raporunda tanımlanan homojenite ve konformite indeks formülleri kullanılmıştır.

Doz homojenitesi ve konformitesi absorbe doz dağılımının kalitesini gösteren birbirinden bağımsız iki kavramdır. Doz homojenitesi, hedef hacim içerisindeki absorbe doz üniformitesini karakterize etmektedir. Doz konformitesi ise, PTV'yi konforme eden yüksek doz bölgesinin derecesini karakterize etmektedir [18].

Buna göre **homojenite indeks:**

$$HI = \frac{D2\% - D98\%}{D50\%}$$

D2% : PTV hacminin %2'sinin aldığı doz

D98% : PTV hacminin %98'inin aldığı doz

D50% : PTV hacminin %50'sinin aldığı doz

Konformite indeks:

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

TV_{RI} : Referans izodozu alan hedef hacmi

TV : Hedef hacmi

V_{RI} : Hedef hacim ve hedef dışı bölgedeki referans izodozu alan toplam hacim

4. BULGULAR

4.1. PTV İçin Elde Edilen Veriler

Her teknik için elde edilen minimum, maksimum ve ortalama dozlara ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 2, 3 ve 4’te verilmiştir. 3B-KRT tekniği ile yapılan planlamalardan elde edilen minimum doz değerleri diğer dört teknikten anlamlı olarak daha yüksektir. VMAT2 ile YART2 ve VMAT1 planlamaları arasında ise minimum doz değerleri açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Tablo 2. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait minimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

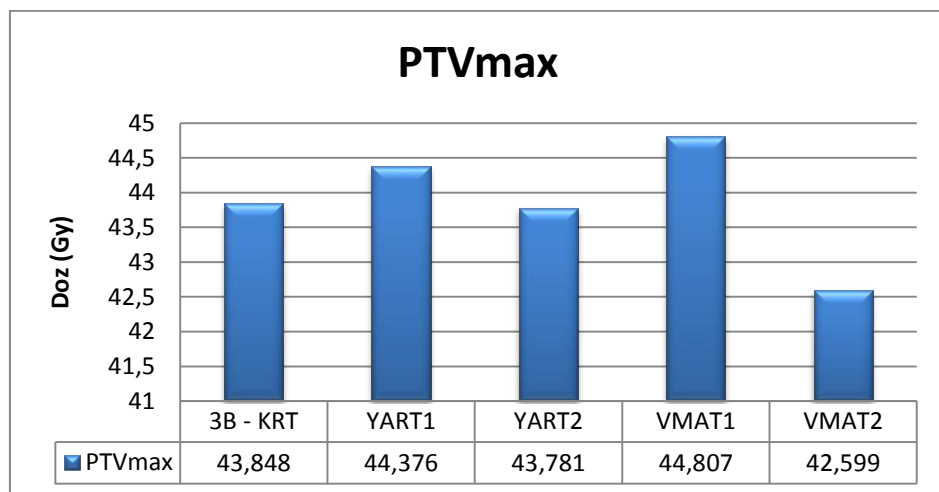
Minimum Doz	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	32,561	16,290	19,987	18,904	19,445
Standart Sapma	±3,404	±2,570	±4,997	±4,763	±4,746
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,004	p=0,000	p=0,010	p=0,145	p=0,296	

YART1, YART2 ve VMAT1 teknikleriyle yapılan planlamalar karşılaştırıldığında, YART2 tekniğiyle yapılan planlamalardan elde edilen

maksimum doz değerlerinin YART1 ve VMAT1 tekniği ile yapılan planlamalardan elde edilen değerlerden anlamlı olarak daha düşük olduğu saptanmıştır. YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleriyle yapılan planlamalar karşılaştırıldığında, VMAT2 tekniği ile yapılan planlamalardan elde edilen maksimum doz değerlerinin diğer iki teknikten daha düşük olduğu saptanmıştır. 3B-KRT planlamalarından elde edilen maksimum doz değerleri ile diğer dört teknikten elde edilen değerler arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Tablo 3. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Maksimum Doz	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	43,848	44,376	43,781	44,807	42,599
Standart Sapma	±4,866	±1,133	±1,375	±1,572	±1,047
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,052	p=0,279	p=0,062	p=0,765	p=0,048	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,332	p=0,001	p=0,002	p=0,012	p=0,000	

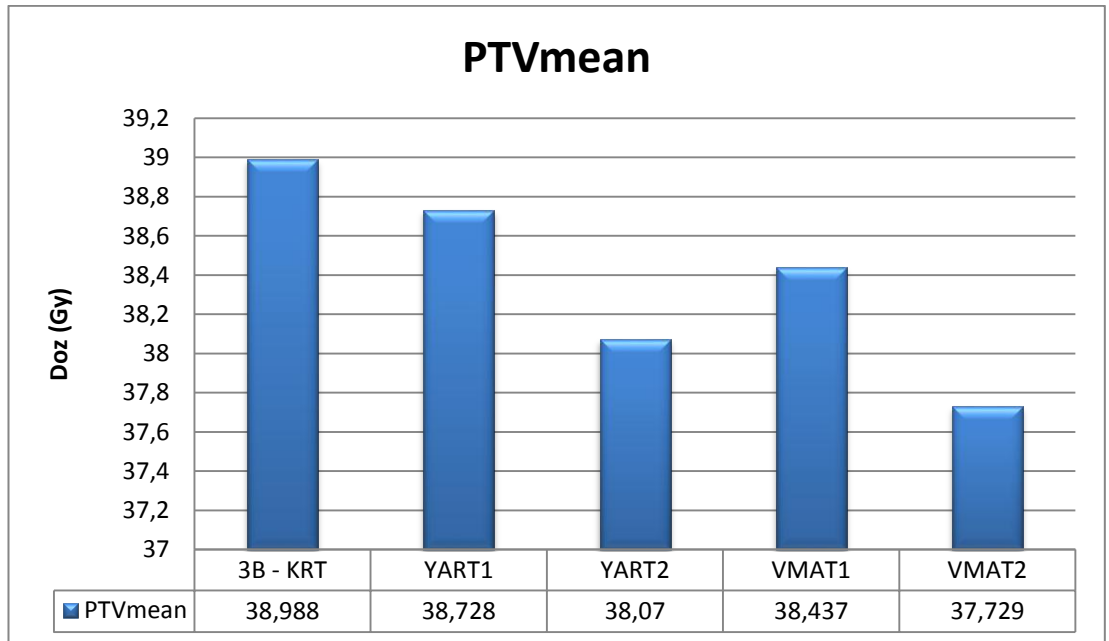


Grafik 1. PTV maksimum doz değerlerinin grafik üzerinde karşılaştırılması.

3B-KRT ve YART1 planlamalarına ait ortalama doz değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. VMAT2 tekniği ile yapılan planlamalardan elde edilen ortalama doz değerleri diğer dđrt teknik ile kıyaslandığında anlamlı olarak daha dđşüktür.

Tablo 4. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Ortalama Doz	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	38,988	38,728	38,070	38,437	37,729
Standart Sapma	±0,371	±0,641	±0,324	±0,835	±0,404
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,079	p=0,000	p=0,019	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,011	p=0,000	p=0,044	p=0,002	p=0,000	



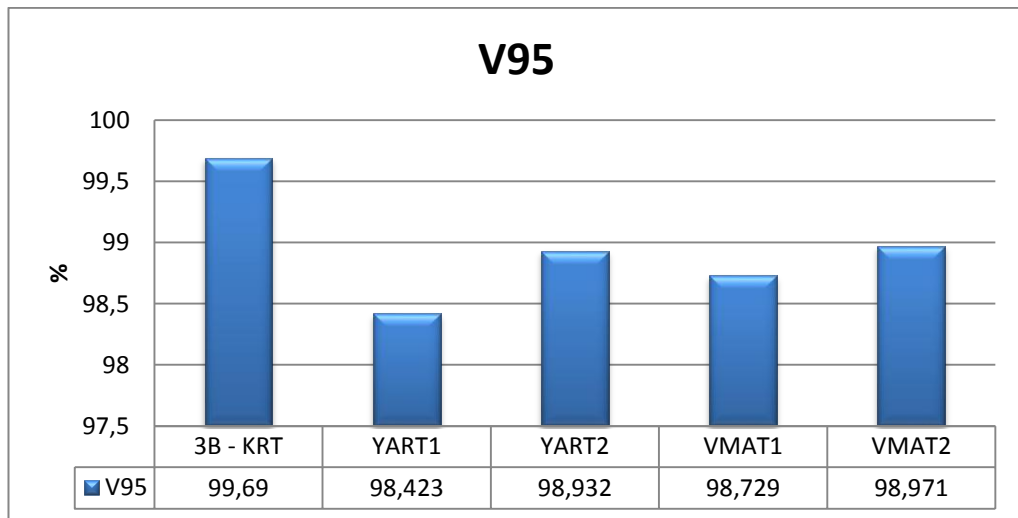
Grafik 2. PTV ortalama doz değerlerinin grafik üzerinde karşılaştırılması.

Belirlenen dozun %95'ini, %107'sini ve %110'unu alan PTV hacimleri sırasıyla Tablo 5, 6 ve 7'de verilmiştir.

YART2 ve VMAT2 tekniklerinde belirlenen dozun %95'ini alan PTV hacimleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. 3B-KRT tekniği ile yapılan planlamalarda belirlenen dozun %95'ini alan PTV hacmi diğer dört teknikteki hacimlerden anlamlı olarak daha yüksektir.

Tablo 5. Beş farklı teknik için belirlenen dozun %95'ini alan PTV hacim yüzdelерinin istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

V95	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	99,690	98,423	98,932	98,729	98,971
Standart Sapma	±0,557	±0,600	±0,527	±0,678	±0,674
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,002	p=0,001	p=0,004	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,002	p=0,000	p=0,046	p=0,681	p=0,002	

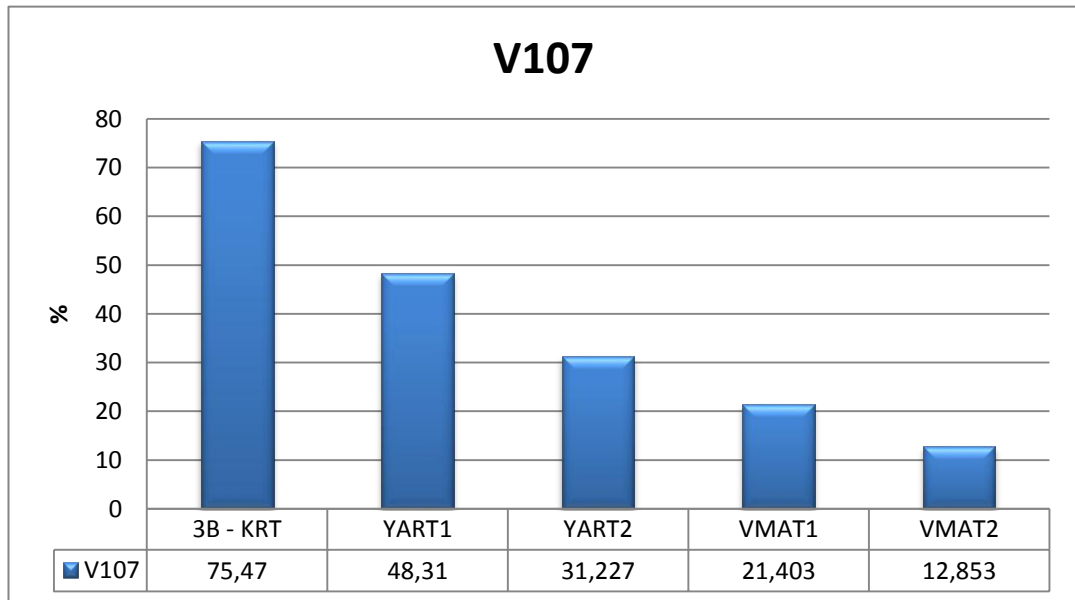


Grafik 3. Belirlenen dozun %95'ini alan hacimlerin grafik üzerinde karşılaştırılması.

Beş teknik için belirlenen dozun %107'sini alan PTV hacimleri karşılaştırıldığında 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçların diğer dört teknikten anlamlı olarak daha yüksek olduğu saptanmıştır.

Tablo 6. Beş farklı teknik için belirlenen dozun %107'sini alan PTV hacim yüzdelерinin istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

V107	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	75,470	48,310	31,227	21,403	12,853
Standart Sapma	±14,689	±9,308	±4,773	±3,173	±5,572
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	

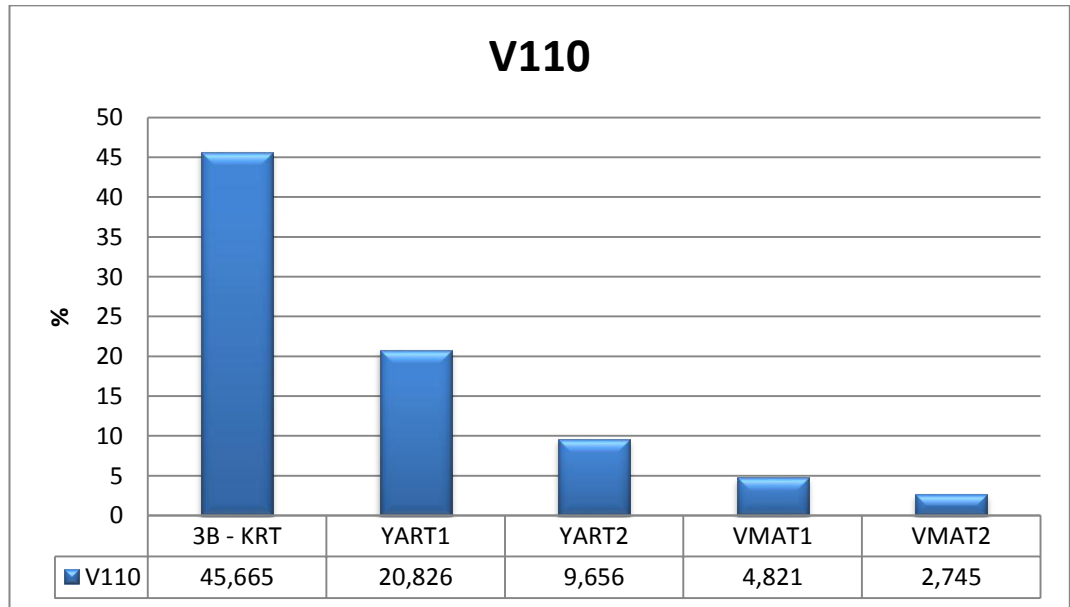


Grafik 4. Belirlenen dozun %107'sini alan hacimlerin grafik üzerinde karşılaştırılması.

VMAT ve YART tekniklerine ait planlamalar için belirlenen dozun %110'unu alan PTV hacimleri arasında anlamlı farklar gözlenmezken, 3B-KRT tekniğine ait planlamalarda belirlenen dozun %110'unu alan hacimleri anlamlı olarak daha yüksektir.

Tablo 7. Beş farklı teknik için belirlenen dozun %110'unu alan PTV hacim yüzdelерinin istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

V110	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	45,665	20,826	9,656	4,821	2,745
Standart Sapma	±13,936	±5,178	±4,787	±2,474	±2,336
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,002	p=0,000	p=0,005	



Grafik 5. Belirlenen dozun %110'unu alan hacimlerin grafik üzerinde karşılaştırılması.

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen D%2, D%98 ve bu değerler kullanılarak hesaplanan homojenite indeksine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 8, 9 ve 10'da verilmiştir.

3B-KRT ile YART ve VMAT1 planlamaları arasında D%2 açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmezken, VMAT2 tekniğinin diğer dört tekniğe göre daha düşük dozlar sağladığı saptanmıştır. YART1 ile VMAT1 tekniği arasında ve YART2 ile VMAT2 tekniği arasında D%98 değerleri açısından anlamlı bir fark saptanmamış, 3B-KRT tekniğine ait planlamalarda diğer dört tekniğe kıyasla daha yüksek dozlar elde edilmiştir.

3B-KRT tekniğine ait planlamalardan elde edilen homojenite indeksi değerleri diğer dört tekniğe kıyasla çok daha iyi bulunmuştur. VMAT1 ve her iki YART planlamalarından elde edilen homojenite indeksi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmamıştır.

Tablo 8. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%2 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

D%2	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	41,056	41,163	40,574	40,850	39,670
Standart Sapma	±0,784	±0,875	±0,834	±1,342	±0,722
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,737	p=0,086	p=0,526	p=0,000	p=0,004	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,073	p=0,000	p=0,279	p=0,001	p=0,000	

Tablo 9. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait D%98 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

D%98	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	37,402	34,823	34,931	34,711	34,972
Standart Sapma	±1,034	±1,310	±0,406	±0,570	±0,549
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,002	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,25	p=0,002	p=0,007	p=0,709	p=0,000	

Tablo 10. Beş farklı tekniğe ait planlamalardan elde edilen homojenite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

HI	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama	0,094	0,162	0,147	0,158	0,123
Standart Sapma	±0,033	±0,036	±0,029	±0,043	±0,028
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,001	p=0,001	p=0,010	p=0,006	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,108	p=0,002	p=0,167	p=0,001	p=0,000	

Konformite indeksine ait veriler Tablo 11’de verilmiştir. 3B-KRT tekniğine ait planlamalardan elde edilen konformite indeksi değerleri diğer tekniklere kıyasla çok daha kötü bulunmuştur. YART ve VMAT tekniklerine ait planlamaların konformite indeksleri açısından aralarında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. VMAT2 tekniğine ait planlamalardan elde edilen konformite indeksi değerleri diğer dört tekniğe kıyasla çok daha iyi bulunmuştur.

Tablo 11. Beş farklı tekniğe ait planlamalardan elde edilen konformite indeksi değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

CI	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama	0,463	0,771	0,812	0,789	0,851
Standart Sapma	±0,109	±0,039	±0,026	±0,027	±0,031
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,067	p=0,000	p=0,009	p=0,004	p=0,000	

4.2. Sağlıklı Dokular İçin Elde Edilen Veriler

4.2.1. Akciğer

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen akciğer ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 12’de verilmiştir. Beş teknik arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalarda diğer dört tekniğe kıyasla daha düşük akciğer ortalama dozları elde edilmiştir.

Tablo 12. Beş farklı planlama tekniğine ait akciğer ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Akciğer (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	5,715	8,149	7,490	9,783	11,311
Standart Sapma	$\pm 1,314$	$\pm 1,721$	$\pm 1,524$	$\pm 1,016$	$\pm 2,671$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,002	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,019	

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen akciğerin 10 Gy, 15 Gy ve 20 Gy alan hacimlerine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 13, 14 ve 15’de verilmiştir. Akciğerin 10 Gy alan hacmi (V10) açısından VMAT teknikleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Diğer teknikler kıyaslandığında, 3B-KRT tekniğinden akciğer için elde edilen V10 değerlerinin diğer dört tekniğe kıyasla daha düşük olduğu saptanmıştır.

Akciğerin 15 Gy alan hacmi (V15) açısından 3B-KRT tekniği ile YART teknikleri arasında ve VMAT1 ile VMAT2 teknikleri arasında anlamlı bir fark belirlenmemiştir. 3B-KRT tekniği V15 açısından en düşük değerleri sağlamıştır.

Akciğerin 20 Gy alan hacmi (V20) açısından 3B-KRT tekniği ile VMAT tekniği arasında anlamlı bir fark saptanmazken, YART2 tekniğine ait planlamalardan elde edilen V20 değerleri diğer dört tekniğe kıyasla çok daha düşük bulunmuştur.

Tablo 13. Beş planlama tekniğine ait akciğer V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Akciğer (V10)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	14,630	31,686	28,803	39,903	48,100
Standart Sapma	±2,554	±8,543	±7,599	±6,824	±20,744
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,004	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,086	

Tablo 14. Beş planlama tekniğine ait akciğer V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Akciğer (V15)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	13,025	16,796	13,345	21,769	26,547
Standart Sapma	±2,417	±6,781	±4,270	±5,148	±19,687
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,086	p=0,881	p=0,000	p=0,005	p=0,001	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,001	p=0,005	p=0,000	p=0,000	p=0,550	

Tablo 15. Beş planlama tekniğine ait akciğer V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Akciğer (V20)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	11,760	7,153	5,164	12,941	9,99
Standart Sapma	±2,624	±2,088	±1,296	±4,694	±5,235
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,279	p=0,232	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,012	p=0,000	p=0,001	p=0,021	

4.2.2. Böbrekler

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen sağ böbrek ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 16’da verilmiştir.

3B-KRT ve VMAT1 tekniklerine ait planlamalarda sağ böbrek ortalama dozları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, 3B-KRT ile diğer teknikler arasında anlamlı farklar saptanmıştır. Ayrıca YART1 ve VMAT2 planlamaları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, diğer YART ve VMAT planlamaları arasında anlamlı farklar belirlenmiştir. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sağ böbrek ortalama dozları diğer dört teknikten elde edilen dozlardan anlamlı olarak daha düşüktür. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalarda ise sağ böbrek ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 16. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ böbrek ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Böbrek (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	3,999	6,850	5,979	4,425	7,167
Standart Sapma	$\pm 1,434$	$\pm 1,178$	$\pm 0,812$	$\pm 1,549$	$\pm 1,702$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,550	p=0,000	p=0,009	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,765	p=0,001	p=0,004	p=0,000	

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen sağ böbreğin 10 Gy, 15 Gy ve 20 Gy alan hacimlerine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 17, 18 ve 19’da verilmiştir.

3B-KRT ile VMAT1 teknikleri, YART teknikleri ile VMAT2 teknikleri ve YART2 ile VMAT2 teknikleri arasında sağ böbreğin 10 Gy alan hacmi açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 3B-KRT tekniğine ait planlamaların sağ böbreğin 10 Gy alan hacmi açısından en düşük değerlere sahip olduğu saptanmıştır.

3B-KRT ile VMAT1, YART1 ile YART2 ve YART1 ile VMAT1 planlama teknikleri arasında sağ böbreğin 15 Gy alan hacmi açısından anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sağ böbreğin 15 Gy alan hacim değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur.

3B-KRT ile YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ve ayrıca YART1 ile YART2 ve VMAT2 teknikleri arasında sağ böbreğin 20 Gy alan hacimleri açısından anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sağ böbreğin 20 Gy alan hacim değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 17. Beş planlama tekniğine ait sağ böbrek V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Böbrek (V10)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	8,670	21,679	19,886	9,583	18,009
Standart Sapma	±3,448	±5,448	±5,721	±7,026	±13,644
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,709	p=0,015	p=0,108	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,232	p=0,000	p=0,502	p=0,001	

Tablo 18. Beş planlama tekniğine ait sağ böbrek V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Böbrek (V15)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	7,205	8,566	6,245	5,194	6,335
Standart Sapma	±3,282	±3,530	±2,634	±5,067	±6,275
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,240	p=0,296	p=0,048	p=0,411	p=0,013	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,004	p=0,079	p=0,093	p=0,627	p=0,108	

Tablo 19. Beş planlama tekniğine ait sağ böbrek V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Böbrek (V20)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	6,068	3,679	1,260	2,560	1,830
Standart Sapma	±3,036	±3,098	±0,892	±2,995	±2,160
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,028	p=0,000	p=0,004	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,091	p=0,002	p=0,091	p=0,445	p=0,091	

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen sol böbrek ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 20’de verilmiştir. 3B-KRT ile VMAT1 teknikleri ve YART1 ile VMAT2 teknikleri arasında sol böbrek ortalama dozları açısından anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sol böbreğin ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 20. Beş farklı planlama tekniğine ait sol böbrek ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Böbrek (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	3,068	6,785	6,160	3,883	7,045
Standart Sapma	±1,454	±1,586	±0,947	±1,529	±1,694
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,052	p=0,000	p=0,033	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,550	p=0,000	p=0,005	p=0,000	

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen sol böbreğin 10 Gy, 15 Gy ve 20 Gy alan hacimlerine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 21, 22 ve 23'te verilmiştir.

3B-KRT ile VMAT1 ve YART2 ile VMAT2 teknikleri arasında sol böbreğin 10 Gy alan hacimleri açısından anlamlı bir fark olmadığı gözlenmiştir. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sol böbreğin 10 Gy alan hacim değerlerinin, diğer dört teknikten elde edilen sonuçlarla kıyaslandığında anlamlı olarak daha düşük olduğu saptanmıştır.

3B-KRT ile YART2 ve VMAT2 teknikleri ve ayrıca YART2 ile VMAT2 teknikleri arasında sol böbreğin 15 Gy alan hacimleri açısından anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır. VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sol böbreğin 15 Gy alan hacmine ait değerlerin, diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük olduğu belirlenmiştir.

YART2 ile her iki VMAT tekniği ve VMAT2 ile YART1 ve VMAT1 teknikleri arasında sol böbreğin 20 Gy alan hacimleri açısından anlamlı bir fark olmadığı gözlenmiştir. Bununla birlikte VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sol böbreğin 20 Gy alan hacmine ait değerlerin, diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük olduğu saptanmıştır.

Tablo 21. Beş planlama tekniğine ait sol böbrek V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Böbrek (V10)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	6,775	23,573	18,851	8,507	19,140
Standart Sapma	±3,140	±8,451	±3,876	±8,792	±14,006
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,601	p=0,000	p=0,005	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,040	p=0,000	p=0,654	p=0,000	

Tablo 22. Beş planlama tekniğine ait sol böbrek V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Böbrek (V15)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	5,600	9,396	6,223	3,504	6,643
Standart Sapma	±2,670	±4,383	±3,705	±4,514	±5,697
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,002	p=0,376	p=0,042	p=0,550	p=0,001	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,017	p=0,004	p=0,794	p=0,001	

Tablo 23. Beş planlama tekniğine ait sol böbrek V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Böbrek (V20)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	4,725	2,345	1,583	1,397	1,883
Standart Sapma	±2,585	±2,047	±1,375	±2,252	±2,395
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,006	p=0,000	p=0,001	p=0,002	p=0,044	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,030	p=0,179	p=0,113	p=0,619	p=0,088	

4.2.3. Gözler

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen sağ göz ve sol göz ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 24 ve 25’te verilmiştir.

VMAT2 ile VMAT1, YART1 ve YART2 teknikleri ile oluşturulan planlamalar arasında sağ gözün ortalama değerleri açısından anlamlı farklar olduğu görülmüştür. 3B-KRT ile her iki YART ve her iki VMAT planlamaları arasında ise anlamlı farklar saptanmamıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sağ gözün ortalama değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

3B-KRT ile her iki VMAT ve her iki YART tekniği arasında, ayrıca VMAT2 ile her iki YART tekniği arasında sol gözün ortalama değerleri açısından anlamlı farklar belirlenmemiştir. YART1 ile YART2 ve VMAT1 teknikleri, YART2 tekniği

ile her iki VMAT teknikleri ve VMAT1 ile VMAT2 teknikleri arasında sol gözün ortalama değerleri açısından anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalarda sol gözün ortalama değerlerinin diğer dört tekniğe kıyasla daha düşük olduğu gözlenmiştir.

Tablo 24. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Göz (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	17,358	18,418	17,724	17,998	19,573
Standart Sapma	$\pm 4,709$	$\pm 2,533$	$\pm 1,000$	$\pm 1,114$	$\pm 2,426$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,145	p=0,765	p=0,681	p=0,073	p=0,247	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,550	p=0,044	p=0,247	p=0,001	p=0,019	

Tablo 25. Beş farklı planlama tekniğine ait sol göz ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Göz (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	18,619	19,240	17,524	18,112	19,037
Standart Sapma	$\pm 4,997$	$\pm 2,521$	$\pm 1,308$	$\pm 1,433$	$\pm 1,859$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,526	p=0,478	p=0,852	p=0,550	p=0,006	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,021	p=0,478	p=0,117	p=0,000	p=0,044	

4.2.4. Kalp

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen kalp ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 26’da verilmiştir.

YART1 ile her iki VMAT tekniği ve VMAT1 ve VMAT2 teknikleri arasında kalp ortalama dozları açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. YART2 planlamaları kalp ortalama dozları açısından en düşük doz değerlerine sahipken, 3B-KRT planlamalarından elde edilen kalp ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksektir.

Tablo 26. Beş farklı planlama tekniğine ait kalp ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Kalp (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	17,372	8,089	7,484	8,447	8,746
Standart Sapma	$\pm 2,957$	$\pm 0,891$	$\pm 1,068$	$\pm 1,501$	$\pm 2,297$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,033	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,794	p=0,108	p=0,014	p=0,004	p=0,601	

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen kalbin 10 Gy, 15 Gy ve 20 Gy alan hacimlerine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 27, 28 ve 29’da verilmiştir.

YART1 ile her iki VMAT tekniği arasında ve VMAT1 ile VMAT2 tekniği arasında kalbin 10 Gy alan hacimleri açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen kalbin 10 Gy alan hacim değerleri en düşük iken, 3B-KRT planlamalarından elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha büyüktür.

VMAT2 tekniği ile her iki YART ve VMAT1 tekniği arasında kalbin 15 Gy alan hacim değerleri açısından anlamlı farklar saptanmamıştır. En ideal hacim değerlerini YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalar sağlarken, 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak çok daha büyüktür.

YART1 ile YART2 ve VMAT teknikleri ve ayrıca YART1 ve YART2 teknikleri ile oluşturulan planlamalarda kalbin 20 Gy alan hacim değerleri açısından anlamlı farklar gözlenmemiştir. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler en ideal iken, 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha büyüktür.

Tablo 27. Beş planlama tekniğine ait kalp V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Kalp (V10)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	66,525	25,371	15,561	24,545	29,620
Standart Sapma	±8,899	±7,530	±3,293	±6,552	±16,067
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,001	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,502	p=0,179	p=0,000	p=0,002	p=0,204	

Tablo 28. Beş planlama tekniğine ait kalp V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Kalp (V15)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	64,485	5,799	4,527	8,809	6,272
Standart Sapma	±9,054	±2,906	±2,060	±4,480	±5,625
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,037	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,044	p=0,970	p=0,001	p=0,232	p=0,167	

Tablo 29. Beş planlama tekniğine ait kalp V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Kalp (V20)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	59,920	2,274	1,712	2,848	0,421
Standart Sapma	±8,815	±1,921	±1,545	±2,686	±0,601
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,107	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,794	p=0,000	p=0,135	p=0,001	p=0,001	

4.2.5. Optik Sinirler

Her planlamadan elde edilen sağ ve sol optik sinirlerin maksimum dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 30 ve 31’de verilmiştir. YART1 ile VMAT1 teknikleri ve YART2 ile VMAT2 teknikleri arasında sağ optik sinir maksimum dozları açısından anlamlı bir fark olmadığı gözlenmiştir. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalarda sağ optik sinir maksimum dozları diğer dört tekniğe kıyasla çok daha yüksek bulunmuştur. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen maksimum dozlar ise diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşüktür.

VMAT1 ile her iki YART tekniği arasında sol optik sinir maksimum dozları açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalarda sol optik sinir maksimum dozları diğer tekniklere kıyasla kötüdür. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen maksimum dozlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşüktür.

Tablo 30. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ optik sinir maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Optik Sinir (D _{max})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	39,805	37,180	36,394	37,245	36,291
Standart Sapma	±0,665	±1,157	±0,817	±1,007	±0,777
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,003	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,737	p=0,010	p=0,000	p=0,765	p=0,001	

Tablo 31. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol optik sinir maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Optik Sinir (D_{max})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	39,747	37,400	36,938	37,478	36,385
Standart Sapma	±0,638	±0,997	±0,783	±1,337	±0,744
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,048	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,970	p=0,000	p=0,198	p=0,025	p=0,006	

4.2.6. Kohlea

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen kohlea ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 32 ve 33’te verilmiştir. YART1 ile VMAT1 ve YART2 ile VMAT2 planlamaları arasında sağ ve sol kohlea ortalama dozları açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen ortalama dozlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşüktür.

Tablo 32. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ kohlea ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Kohlea (D _{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	39,353	38,482	36,871	38,521	37,154
Standart Sapma	±0,695	±0,814	±1,331	±1,224	±0,811
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,002	p=0,000	p=0,006	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,852	p=0,000	p=0,000	p=0,455	p=0,001	

Tablo 33. Beş farklı planlama tekniğine ait sol kohlea ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Kohlea (D _{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	37,771	36,008	34,379	35,735	34,585
Standart Sapma	±0,648	±0,611	±0,855	±1,620	±0,681
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,550	p=0,000	p=0,001	p=0,296	p=0,015	

4.2.7. Mandibula

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen mandibula ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 34’te verilmiştir.

Uygulanan her beş teknik arasında mandibulanın ortalama dozları açısından anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalarda mandibulanın ortalama dozları diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak daha yüksek iken, 3B-KRT tekniğinden elde edilen ortalama dozlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 34. Beş farklı planlama tekniğine ait mandibula ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Mandibula (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	6,312	7,572	10,379	8,829	11,903
Standart Sapma	±1,384	±1,465	±1,157	±1,545	±1,779
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,040	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,009	p=0,000	p=0,001	p=0,000	p=0,000	

4.2.8. Lensler

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen sağ lens ve sol lens için ortalama dozlar ve maksimum dozlara ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 35, 36, 37 ve 38’de verilmiştir.

YART2 ile VMAT1 ve VMAT1 ile VMAT2 teknikleri ile elde edilen sağ lens ortalama dozları arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalar sağ lens ortalama dozları açısından diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı bir şekilde daha düşük dozlar sağlamaktadır. YART1 ile her iki VMAT tekniği arasında sağ lensin maksimum dozları açısından anlamlı farklar bulunmamaktadır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşüktür.

Tablo 35. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ lens ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Lens (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	5,261	9,646	11,157	11,812	12,707
Standart Sapma	$\pm 1,420$	$\pm 2,676$	$\pm 2,324$	$\pm 1,602$	$\pm 1,722$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,023	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,005	p=0,002	p=0,204	p=0,006	p=0,067	

Tablo 36. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sağ lens maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Lens (D_{max})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	7,947	15,017	13,592	16,207	14,980
Standart Sapma	$\pm 4,745$	$\pm 3,981$	$\pm 1,958$	$\pm 2,300$	$\pm 1,221$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,001	p=0,002	p=0,000	p=0,001	p=0,037	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,073	p=0,911	p=0,000	p=0,004	p=0,015	

YART1 ile VMAT1 tekniği arasında sol lensin ortalama dozları açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 3B-KRT tekniği diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük ortalama dozlar sağlamaktadır. 3B-KRT ile her iki YART ve VMAT tekniği ve VMAT1 ile VMAT2 tekniği arasında sol lensin maksimum dozları açısından anlamlı farklar bulunmaktadır. 3B-KRT tekniği diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük maksimum dozlar sağlamaktadır.

Tablo 37. Beş farklı planlama tekniğine ait sol lens ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Lens (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	5,685	9,622	11,660	10,787	12,524
Standart Sapma	$\pm 1,831$	$\pm 2,965$	$\pm 1,737$	$\pm 1,373$	$\pm 0,946$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,005	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,037	p=0,002	p=0,135	p=0,021	p=0,000	

Tablo 38. Beş farklı teknik için oluşturulmuş planlamalara ait sol lens maksimum doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Lens (D_{max})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	8,314	15,193	14,142	14,359	14,771
Standart Sapma	$\pm 4,722$	$\pm 4,741$	$\pm 1,659$	$\pm 1,576$	$\pm 1,412$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,000	p=0,478	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,502	p=0,970	p=0,737	p=0,044	p=0,108	

4.2.9. Tiroid

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen tiroid ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 39’da verilmiştir. 3B-KRT ile her iki YART ve her iki VMAT tekniği arasında tiroid ortalama dozları açısından anlamlı farklar bulunmaktadır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen tiroidin ortalama doz değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksektir.

Tablo 39. Beş farklı planlama tekniğine ait tiroid ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Tiroid (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	27,568	16,517	16,621	15,873	16,215
Standart Sapma	$\pm 4,185$	$\pm 1,419$	$\pm 2,122$	$\pm 2,772$	$\pm 1,752$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,575	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,391	p=0,433	p=0,332	p=0,232	p=0,279	

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen tiroidin 10 Gy, 15 Gy ve 20 Gy alan hacimlerine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 40, 41 ve 42’de verilmiştir.

3B-KRT ile her iki VMAT tekniği, YART1 ile YART2 teknikleri ve VMAT1 ve VMAT2 teknikleri arasında tiroidin 10 Gy alan hacimleri açısından anlamlı farklar gözlenmemiştir. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen tiroidin 10 Gy alan hacim değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

YART1 ile YART2 ve her iki VMAT tekniği ve ayrıca YART2 ile VMAT2 teknikleri arasında tiroidin 15 Gy alan hacimleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşüktür.

YART1 ve YART2 teknikleri arasında tiroidin 20 Gy alan hacimleri açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır. VMAT1 tekniği ile oluşturulan

planlamalardan elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 40. Beş planlama tekniğine ait tiroid V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Tiroid (V10)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	97,785	90,450	86,290	95,302	96,013
Standart Sapma	±5,498	±8,432	±12,560	±6,712	±4,586
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,001	p=0,002	p=0,177	p=0,067	p=0,117	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,048	p=0,014	p=0,010	p=0,003	p=0,711	

Tablo 41. Beş planlama tekniğine ait tiroid V15 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Tiroid (V15)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	97,265	52,161	56,085	44,007	55,741
Standart Sapma	±6,646	±9,997	±15,160	±15,845	±13,721
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,093	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,079	p=0,296	p=0,005	p=0,881	p=0,003	

Tablo 42. Beş planlama tekniğine ait tiroid V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Tiroid (V20)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	96,015	26,644	30,214	5,096	13,924
Standart Sapma	±8,439	±9,985	±10,951	±3,458	±9,862
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,108	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,002	p=0,000	p=0,000	p=0,001	

4.2.10. Larinks

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen larinks ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 43’te verilmiştir.

YART1 ile YART2 ve VMAT1 teknikleri ve YART2 ile VMAT2 teknikleri arasında larinksin ortalama dozları açısından anlamlı farklar gözlenmemiştir. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen larinksin ortalama doz değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalar larinksin ortalama dozları açısından en düşük dozları sağlamaktadır.

Tablo 43. Beş farklı planlama tekniğine ait larinks ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Larinks (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	24,398	11,906	12,564	10,633	13,495
Standart Sapma	$\pm 3,527$	$\pm 1,481$	$\pm 2,012$	$\pm 2,784$	$\pm 2,101$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,086	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,156	p=0,033	p=0,014	p=0,247	p=0,001	

4.2.11. Karaciğer

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen karaciğer ortalama dozlarına ve karaciğerin 10 Gy alan hacimlerine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 44 ve 45’te verilmiştir.

YART2 ile 3B-KRT, YART1 ve VMAT1 teknikleri ve ayrıca her iki VMAT tekniği arasında karaciğerin ortalama dozları açısından anlamlı farklar bulunmaktadır. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen karaciğerin ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler ise diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksektir.

Beş farklı teknik arasında karaciğerin 10 Gy alan hacimleri açısından anlamlı farklar bulunmadığı gözlenmiştir.

Tablo 44. Beş farklı planlama tekniğine ait karaciğer ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Karaciğer (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	7,502	6,961	6,270	6,793	7,320
Standart Sapma	±1,386	±1,200	±0,824	±1,222	±1,350
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,232	p=0,004	p=0,079	p=0,823	p=0,012	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,681	p=0,279	p=0,048	p=0,004	p=0,014	

Tablo 45. Beş planlama tekniğine ait karaciğer V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Karaciğer (V10)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	26,340	25,594	22,569	25,880	24,882
Standart Sapma	±4,960	±11,043	±8,404	±7,512	±15,584
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,681	p=0,093	p=0,794	p=0,313	p=0,126	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,681	p=0,351	p=0,086	p=0,765	p=0,117	

4.2.12. Parotisler

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen sağ ve sol parotis ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 46 ve 47’de verilmiştir.

VMAT1 ile VMAT2 ve YART2 ile her iki VMAT tekniği arasında sağ ve sol parotisin ortalama dozları açısından anlamlı farklar gözlenmemiştir. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sağ ve sol parotisin ortalama değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşüktür.

Tablo 46. Beş farklı planlama tekniğine ait sağ parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağ Parotis (D _{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	31,011	25,226	16,948	17,405	17,743
Standart Sapma	±5,620	±2,468	±0,764	±2,510	±2,102
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,601	p=0,145	p=0,601	

Tablo 47. Beş farklı planlama tekniğine ait sol parotis ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sol Parotis (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	30,971	24,898	16,016	16,826	17,391
Standart Sapma	±3,818	±3,029	±1,481	±2,238	±2,478
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,001	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,167	p=0,044	p=0,296	

4.2.13. Oral Kavite

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen oral kavite ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 48’de verilmiştir.

YART1 ile VMAT1 teknikleri arasında oral kavitenin ortalama dozları açısından anlamlı bir fark gözlenmemiş, diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen oral kavite ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 48. Beş farklı planlama tekniğine ait oral kavite ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Oral Kavite (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	3,420	6,177	7,803	6,553	8,773
Standart Sapma	±0,586	±1,964	±0,856	±1,141	±1,063
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,003	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,313	p=0,000	p=0,001	p=0,000	p=0,000	

4.2.14. Özefagus

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen özefagus ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 49’da verilmiştir.

VMAT1 ile VMAT2 ve YART1 ile her iki VMAT tekniği arasında özefagus ortalama dozları açısından anlamlı farklar bulunmadığı saptanmıştır. 3B-KRT tekniği ile elde edilen özefagus ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 49. Beş farklı planlama tekniğine ait özefagus ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Özefagus (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	31,770	18,001	15,883	18,620	18,669
Standart Sapma	$\pm 1,911$	$\pm 2,490$	$\pm 1,728$	$\pm 2,207$	$\pm 2,645$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,005	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,332	p=0,126	p=0,004	p=0,001	p=0,794	

4.2.15. Dalak

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen dalak ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 50’de gösterilmiştir.

YART1 ve VMAT1 teknikleri arasında dalak ortalama dozları açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen dalak ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen dozlar ise diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksektir.

Tablo 50. Beş farklı planlama tekniğine ait dalak ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Dalak (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	1,043	2,299	1,956	2,041	4,151
Standart Sapma	$\pm 0,431$	$\pm 0,719$	$\pm 0,450$	$\pm 0,897$	$\pm 1,382$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,006	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,017	p=0,000	p=0,940	p=0,000	p=0,000	

4.2.16. Mide

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen mide ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 51’de verilmiştir. VMAT1 ile her iki YART tekniği ve VMAT1 ile VMAT2 teknikleri arasında midenin ortalama dozları açısından anlamlı farklar bulunmaktadır. VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen midenin ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 51. Beş farklı planlama tekniğine ait mide ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Mide (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	7,055	8,248	7,951	6,889	8,187
Standart Sapma	$\pm 3,915$	$\pm 1,227$	$\pm 1,230$	$\pm 1,501$	$\pm 0,967$
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,145	p=0,167	p=0,852	p=0,156	p=0,117	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,001	p=0,794	p=0,004	p=0,881	p=0,001	

4.2.17. Barsak

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen barsak ortalama dozlarına ve 20 Gy alan hacimlerine ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 52 ve 53'te verilmiştir.

YART2 ile her iki VMAT tekniği arasında barsak ortalama dozları açısından anlamlı farklar olmadığı gözlenirken, diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen barsak ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Her beş teknik ile oluşturulan planlamalarda barsağın 20 Gy alan dozları açısından aralarında anlamlı farklar olduğu gözlenmiştir. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 52. Beş farklı planlama tekniğine ait barsak ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Barsak (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	10,952	8,484	8,003	7,446	7,967
Standart Sapma	±1,668	±1,023	±1,260	±1,731	±1,361
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,002	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,001	p=0,004	p=0,062	p=0,765	p=0,015	

Tablo 53. Beş planlama tekniğine ait barsak V20 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Barsak (V20)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	32,230	4,765	3,730	8,526	1,983
Standart Sapma	±6,173	±2,035	±1,890	±3,971	±2,417
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,006	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,002	p=0,000	p=0,001	p=0,007	p=0,000	

4.2.18. İliak Kemik

Beş tekniğin planlamalarından elde edilen iliak kemik ortalama dozlarına ait verilerin ortalama değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 54’te verilmiştir. YART1 ile VMAT2 tekniği arasında iliak kemiğin ortalama

dozları açısından anlamlı bir fark bulunmamış, diğer tüm teknikler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. VMAT1 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen dozlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur.

Tablo 54. Beş farklı planlama tekniğine ait iliak kemik ortalama doz değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

İliak Kemik (D_{mean})	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (Gy)	5,517	1,526	1,084	0,840	1,348
Standart Sapma	±1,835	±0,770	±0,347	±0,465	±0,381
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,502	p=0,006	p=0,005	p=0,000	

4.3. İntegral Doz İçin Elde Edilen Veriler

Sağlıklı dokunun 5 Gy ve 10 Gy alan hacim verilerine ait ortalama değerler, standart sapma ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 55 ve 56’da gösterilmiştir. 3B-KRT ile YART1 teknikleri arasında 5 Gy alan hacimler açısından anlamlı bir fark saptanmazken, diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu gözlenmiştir. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalar sağlıklı dokunun 5 Gy alan hacimleri açısından en yüksek değerlere sahiptir. En iyi sonuçlar YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilmiştir.

VMAT1 ile VMAT2 teknikleri arasında 10 Gy alan hacimler arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır.

3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalar sağlıklı dokunun 10 Gy alan hacimleri açısından en yüksek değerlere sahiptir. En iyi sonuçlar YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilmiştir.

Tablo 55. Beş planlama tekniğine ait sağlıklı doku V5 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağlıklı Doku (V5)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	35,765	34,846	33,766	40,976	45,780
Standart Sapma	±7,240	±5,492	±5,467	±8,604	±9,293
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,279	p=0,037	p=0,000	p=0,000	p=0,002	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	

Tablo 56. Beş planlama tekniğine ait sağlıklı doku V10 değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Sağlıklı Doku (V10)	3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama (%)	33,720	25,518	24,979	29,485	29,737
Standart Sapma	±6,868	±5,188	±4,936	±7,959	±8,132
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2	
p=0,000	p=0,000	p=0,001	p=0,000	p=0,006	
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2	
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,940	

4.4. Monitor Unit (MU) İçin Elde Edilen Veriler

VMAT1 ve VMAT2 teknikleri arasında MU değerleri açısından anlamlı bir fark gözlenmezken, diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. 3B-KRT tekniği diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak daha az MU değerleri sağlamıştır.

Tablo 57. Beş farklı tekniğe ait MU değerleri ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.

Toplam Monitor Unit (MU)		3B KRT	YART1	YART2	VMAT1	VMAT2
Ortalama		508,000	884,525	1141,150	1331,550	1368,050
Standart Sapma		±112,225	±204,591	±199,556	±128,655	±155,603
3B KRT x YART1	3B KRT x YART2	3B KRT x VMAT1	3B KRT x VMAT2	YART1 x YART2		
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000		
YART1 x VMAT1	YART1 x VMAT2	YART2 x VMAT1	YART2 x VMAT2	VMAT1 x VMAT2		
p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,279		

5. TARTIŞMA

Radyoterapinin kalitesi ve kesinliği PNET'lerin (primitif nöroektodermal tümör) tedavisinde önemli bir role sahiptir. PNET'e bir örnek olan medullablastom sürekli kranyospinal ışınlama yöntemiyle tedavi edilmektedir. Bu teknik büyük hedef hacimleri, kritik organların birbirine yakınlığı ve kranyum ile spinal alanların çakışma bölgeleri açısından bazı zorluklar ortaya çıkarmaktadır [19]. Hedef hacim belirlenmesi, kritik organların korunması, doz homojenitesi ve alan birleşim bölgeleri kranyospinal ışınlamalarda özellikle pediatrik hastalarda her zaman problem olmuştur. Bu teknik zorluklar daha yeni teknolojilerin yaygınca kullanılmaya başlamasıyla birlikte radyoterapi planlamasında ve tedavinin uygulanmasında daha faydalı sonuçlar elde edilecek şekilde değişim göstermiştir [20].

Tedavi alanının büyük ve kompleks olmasından dolayı 3B-KRT tekniği ile tüm tedavi sahasında homojen bir doz dağılımı elde etmek neredeyse imkansızdır. Posterior yüzey (sırt) ile spinal kord arasındaki mesafe hastadan hastaya değişim gösterdiğinden dolayı, 3B-KRT ile spinal kanalda uniform bir doz dağılımı elde etmek çok zordur [19]. Örneğin; medullablastom tedavisinde subaraknoidal alanın yetersiz doz alması sonucunda ikincil oluşumlar meydana gelebilmektedir [21].

Genç ve yetişkin hastalarda mediastinumun ışınlanması ile oluşan kalp rahatsızlıkları doz ile ilişkilidir. Özellikle konvansiyonel tedavilerde kalp ışın yolu üzerinde bulunmaktadır ve tedaviden sonra bazı kalp rahatsızlıkları görülebilmektedir. Bu rahatsızlıklar medullablastom tedavisi için kranyospinal ışınlama tekniği ile tedavi gören çocuklarda da sıklıkla görülmektedir [22].

Daha iyi kritik organ koruması elde etmek üzere kranyospinal ışınlamalar için tomoterapi, elektron ve protonların kullanımı gibi birçok başka tedavi yaklaşımı öne sürülmüştür. Elektronların kullanımı; dozimetri ve alan birleşim bölgelerinin getirdiği sonuçlardan dolayı oldukça komplekstir. Tomoterapi ile oluşturulan planlar YART ile elde edilen sonuçlara benzer sonuçlar vermektedir. Tomoterapi kullanımı, tam anlamıyla ışınların geometrisinin düzenli bir şekilde ayarlanmasını gerektirmektedir, çünkü tedavi hasta etrafında bir tam ark şeklinde uygulanmaktadır ve bu yüzden gantriye istenen açılarda seçmek mümkün değil, sistemin sundukları ile sınırlıdır. Ayrıca spinal bölge için anterior ışınların kullanımı hassas organların alacağı ortalama dozları yükseltebilir. Proton terapi ise, özellikle spinal ışınlama için çok uygundur ve çok iyi bir kritik organ koruması sağlayabilmektedir, ancak kullanımı çok yaygın değildir [22].

Son zamanlarda daha çok gelişme gösteren VMAT gibi lineer aksilatör tabanlı teknikler, konvansiyonel radyoterapi tekniklerinden daha güvenli ve kesin tedavi çözümleri getirerek daha avantajlı olabilmektedir. Bu teknikler integral dozları düşürme ve geometrik belirsizlikleri azaltma olasılığı sunmaktadır [23].

Geometrik açıdan bakıldığında, YART ve VMAT'ın kranyospinal ışınlamalarda kullanımı herhangi bir alan çakıştırma gerektirmemektedir. Konvansiyonel tedavilerde kranyum ve spinal sahalar arasında servikal vertebra hizasında kullanılan alan birleşim bölgelerinin yüksek doz alması sonucu radyasyon miyelopatisi oluşabilmektedir ve düşük doz alması sonucunda da tedavinin başarısızlıkla sonuçlanmasına sebep olmaktadır. Konvansiyonel tekniklerdeki çakışma sahalarının aksine, YART ve VMAT gibi tekniklerin kullanılmasıyla,

optimizasyon sürecinde planlama sistemi tarafından otomatik overlap'ler kullanılarak doz dağılımı kontrol edilebilmekte ve istenilen şekilde uygulanabilmektedir. Overlap kullanımı, tedavi sırasında gerekli olan izosentirler arasında masanın kayması ile ilişkili hataları minimum seviyeye düşürmektedir [23].

Kranyospinal ışınlama tekniklerinde YART ve VMAT kullanımı son zamanlarda merak konusu haline gelmiştir. Tekniklerin avantaj ve dezavantajları ilgiyle araştırılmaktadır. Bu konuda yapılan çalışmalarda hemen hemen birbirine paralel sonuçlar elde edilmiştir. Ancak çalışmada kullanılan tedavi planlama sistemi, lineer hızlandırıcının özellikleri gibi teknik gereçler, hasta seçimi, planlama sırasında kritik organlar için belirlenen serbestlik dereceleri sonuçları değiştirebilmektedir.

Studenski ve arkadaşlarının çalışmasında, PNET'li 10 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 3B-KRT, YART ve VMAT planlamaları karşılaştırılmıştır. 3B-KRT planlamalar kranyum için klasik karşılıklı lateral alanlardan oluşmakta, spinal alan ise 180°'lik gantri açısı ile belirlenmiş tek bir posterior alandan oluşmaktadır. YART planlamasında kranyum için dört tane oblik, bir posterior alan olmak üzere beş alan kullanılmış, spinal alan için belirlenen gantri açıları -40°, -20°, 0°, 20° ve 40°'dir. VMAT planlamasında ise, kranyum için 45° ve 315°'lik kolimatör açılarıyla birlikte çift 356°'lik arklar kullanılmış, spinal alanlarda kolimatör açısı kullanılmadan 200°'lik tek bir ark kullanılmıştır. 36 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı minimum dozların ortalaması 3B-KRT, YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla 18,72±7,76 Gy, 27,39±3,39 Gy, 29±8,24 Gy olarak bulunmuştur. İstatistiksel değerlendirmede YART ve VMAT tekniklerinin 3B-KRT tekniğinden daha avantajlı olduğu görülmüştür [24]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında medullablastom tanılı 4 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 3B-KRT, YART ve TomoTerapi planlamaları karşılaştırılmıştır. 3B-KRT planlaması klasik alanlarla

oluşturulmuştur. YART planlamasında, kranyum için karşılıklı iki yan saha kullanılmış, spinal kord için $0^{\circ}, \pm 20^{\circ}$ ve $\pm 50^{\circ}$ 'lik gantri açıları kullanılmıştır. 35 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı minimum dozların ortalaması kranyum ve spinal alanlar için ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Kranyumun aldığı minimum dozların ortalaması 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $18,5 \pm 6,5$ Gy, $22,6 \pm 2$ Gy, $18,5 \pm 5,3$ Gy olarak bulunmuştur. Spinal bölgenin aldığı minimum dozların ortalaması 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $31,8 \pm 1,7$ Gy, $30,0 \pm 3,4$ Gy, $31,1 \pm 2,3$ Gy olarak bulunmuştur. Kranyal bölge için YART tekniğinin, spinal bölge için ise 3B-KRT tekniğinin avantajlı olduğu görülmüştür [25]. Çalışmamızda, 36 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı minimum dozların ortalaması 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için sırasıyla $32,561 \pm 3,404$ Gy, $16,290 \pm 2,570$ Gy, $19,987 \pm 4,997$ Gy, $18,904 \pm 4,763$ Gy, $19,445 \pm 4,746$ Gy olarak bulunmuştur. 3B-KRT tekniği ile elde edilen değerlerin, diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0,05$).

Studenski ve arkadaşlarının çalışmasında 36 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı maksimum dozların ortalaması kranyal alanlarda 3B-KRT, YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla $39,60 \pm 1,01$ Gy, $42,50 \pm 2,18$ Gy, $40,86 \pm 0,48$ Gy olarak, spinal alanlarda sırasıyla $47,34 \pm 2,47$ Gy, $41,61 \pm 0,85$ Gy, $41,25 \pm 2,09$ Gy olarak belirlenmiştir. Kranyal alanlar için YART tekniğinden elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Spinal alanlar için ise 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$) [24]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında 35 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı maksimum dozların ortalaması kranyal alanlarda 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $37,4 \pm 0,2$ Gy, $38,6 \pm 1,3$ Gy, $38,5 \pm 0,5$ Gy olarak, spinal alanlarda sırasıyla $42,3 \pm 1,5$ Gy, $39,2 \pm 1,2$ Gy, $36,9 \pm 0,3$

Gy olarak belirlenmiştir. Kranyal alanlar için YART tekniğinden elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuş, spinal alanlar için ise 3B-KRT tekniğinden elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur [25]. Patel ve arkadaşlarının çalışmasında, kranyospinal tedavi gören 3 hasta retrospektif olarak planlanmıştır. Çalışmada 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi teknikleri karşılaştırılmıştır. 3B-KRT tekniği için klasik alanlar kullanılmış, VMAT tekniğinde kranyal ve spinal sahalarda 2 ark kullanılmış, TomoTerapi tekniğinde ise tek bir helikal ark kullanılmıştır. 23,4 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı maksimum dozların ortalaması 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $27,8 \pm 2,1$ Gy, $26,2 \pm 0,2$ Gy, $25,4 \pm 0,3$ Gy olarak bulunmuştur. VMAT tekniğinden elde edilen değer TomoTerapi ($p=0,025$) ve 3B-KRT ($p=0,248$) tekniklerine göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur [26]. Çalışmamızda PTV için elde edilen maksimum doz değerlerinin ortalamaları 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için sırasıyla $43,848 \pm 4,866$ Gy, $44,376 \pm 1,133$ Gy, $43,781 \pm 1,375$ Gy, $44,807 \pm 1,572$ Gy, $42,599 \pm 1,047$ Gy olarak bulunmuştur. VMAT1 tekniği ile elde edilen değerlerin diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0,05$).

Studenski ve arkadaşlarının çalışmasında 36 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı ortalama dozlar 3B-KRT, YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla $39,28 \pm 0,85$ Gy, $37,52 \pm 1,43$ Gy, $37,11 \pm 0,20$ Gy olarak bulunmuştur. 3B-KRT tekniğinin ortalama dozlar açısından diğer tekniklere kıyasla daha yüksek olduğu ortaya konmuştur [24]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında 35 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı ortalama dozlar kranyal alanlarda 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $35,5 \pm 0,1$ Gy, $35,5 \pm 0,1$ Gy, $35,9 \pm 0,2$ Gy, spinal alanlarda sırasıyla $37,0 \pm 0,8$ Gy, $36,3 \pm 0,8$ Gy, $35,9 \pm 0,2$ Gy olarak bulunmuştur. 3B-KRT tekniği ile elde edilen

sonuçların diğer tekniklere kıyasla daha yüksek olduğu ortaya konmuştur [25]. Yoon ve arkadaşlarının çalışmasında 10 hasta için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş 3B-KRT, Tomoterapi ve Proton Terapi planlama teknikleri karşılaştırılmıştır. 36 Gy tanımlanmış PTV'nin aldığı ortalama dozlar sırasıyla $37,2\pm0,6$ Gy, $37,2\pm0,2$ Gy, $37,4\pm0,7$ Gy olarak bulunmuş, Proton Terapi tekniğinden elde edilen sonuçların diğer tekniklere göre daha yüksek olduğu bulunmuştur [27]. Çalışmamıza ait istatistiksel sonuçlar 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için sırasıyla $38,988\pm0,371$ Gy, $38,728\pm0,641$ Gy, $38,070\pm0,324$ Gy, $38,437\pm0,835$ Gy, $37,729\pm0,404$ Gy olarak bulunmuş, 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçların diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0,05$). Sonuçlarımız diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir.

Sharma ve arkadaşları çalışmalarında, belirlenen dozun %95'ini alan PTV hacim değerleri kranyal alanlarda 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $\%98,2\pm0,6$, $\%98,3\pm0,7$, $\%99,3\pm0,4$, spinal alanlarda sırasıyla $\%99,5\pm0,2$, $\%98,8\pm1,1$, $\%99,9\pm0,2$ olarak belirlemişlerdir. TomoTerapi tekniğinden elde edilen sonuçların diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı olduğu ortaya konmuştur [25]. Fogliata ve arkadaşları, 5 hastanın her biri için 6 MV enerji kullanılarak oluşturulmuş beş farklı VMAT tekniğini (A, B, C, D, E) karşılaştırmışlardır. A planlamasında PTV'ye 36 Gy tanımlanmış, kranyal ve spinal sahada başlangıç/bitiş gantri açıları $181^\circ/179^\circ$ olacak şekilde 358° 'lik iki ark kullanılmıştır. B planlamasında PTV'ye 36 Gy tanımlanmış, kranyal saha gantri başlangıç ve bitiş açıları $264^\circ/330^\circ$ ve $30^\circ/99^\circ$ olarak, spinal saha gantri başlangıç ve bitiş açıları $181^\circ/179^\circ$ olacak şekilde belirlenmiştir. C planlamasında PTV'ye 30,6 Gy tanımlanmış, kranyal ve spinal saha

gantri başlangıç ve bitiş açıları $180^{\circ}/310^{\circ}$ ve $50^{\circ}/179^{\circ}$ olarak belirlenmiştir. D planlamasında PTV'ye 12 Gy tanımlanmış, spinal ve kranyal sahada tek full ark

kullanılmıştır. E planlamasında PTV'ye 23,4 Gy tanımlanmış, kranyal ve spinal sahada tek full ark kullanılmıştır. Bütün planlamalarda sahalar arasında en az 3cm'lik overlap'ler bulunmaktadır. Çalışmada elde edilen V95 değerleri A, B, C, D ve E teknikleri için sırasıyla %93, %96,5, %94,5, %99 ve %93,5 olarak bulunmuştur. D planlamasından elde edilen sonucun diğer planlamalardan elde edilen sonuçlara göre daha avantajlı olduğu gözlenmiştir [23]. Çalışmamızda V95 değerleri için elde edilen sonuçlar 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1, VMAT2 teknikleri için sırasıyla $99,690 \pm 0,557$, $98,423 \pm 0,600$, $98,932 \pm 0,527$, $98,729 \pm 0,678$, $98,971 \pm 0,674$ olarak bulunmuştur. YART2 ve VMAT2 tekniklerinde belirlenen dozun %95'ini alan PTV hacimleri arasında anlamlı bir fark saptanmayıp, 3B-KRT tekniği ile elde edilen değerlerin diğer dört teknikten daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p < 0,05$).

Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında belirlenen dozun %107'sini alan PTV hacim değerleri kranyal alanlarda 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $0,0 \pm 0,0$, $0,1 \pm 0,1$, $0,3 \pm 0,1$, spinal alanlarda sırasıyla $34,6 \pm 16,4$, $3,0 \pm 1,4$, $0,2 \pm 0,5$ olarak bulunmuştur. Kranyal sahalarda en iyi sonuç 3B-KRT tekniği ile elde edilmiş, spinal sahalarda en iyi sonuç TomoTerapi tekniği ile elde edilmiştir [25]. Fogliata ve arkadaşları V107 değerlerini A, B, C, D ve E teknikleri için sırasıyla %0, %15,5, %0,5, %3,5 ve %1,5 olarak belirlemişlerdir. En iyi sonuç A tekniği ile elde edilmiştir [23]. Çalışmamızda V107 değerleri 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için sırasıyla $75,470 \pm 14,689$, $48,310 \pm 9,308$, $31,227 \pm 4,773$, $21,403 \pm 3,173$, $12,853 \pm 5,572$ olarak

bulunmuştur. 3B-KRT ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere göre dezavantajlı iken, VMAT2 tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşüktür ($p<0,05$). Diğer çalışmaların sonuçlarıyla büyük farklılıklar

olmasının sebebi hasta seçimi, uygulanan tekniklerdeki farklılıklar ve planlama sistemlerindeki farklılıklardan kaynaklanabilir.

Seppälä ve arkadaşlarının çalışmasında 5 hasta için 6 MV kullanılarak oluşturulmuş 3B-KRT ve YART teknikleri karşılaştırılmıştır. 3B-KRT tekniği klasik sahalardan oluşmaktadır. YART tekniği için de aynı sahalar kullanılmış, 3B-KRT tekniğinden farklı olarak bu planlamalarda en az 4 cm'lik overlap kullanılmıştır. 36 Gy tanımlanan PTV için homojenite indeksi değerleri 3B-KRT ve YART teknikleri için sırasıyla 0,12 ve 0,16 olarak bulunmuştur. YART tekniği ile elde edilen değer ile 3B-KRT tekniğinden elde edilen değer arasında anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0,03$) [19]. Langner ve arkadaşlarının çalışmasında 2 hasta için retrospektif olarak oluşturulmuş bir TomoTerapi (1), iki TomoDirect (2, 3) ve bir 3B-KRT (4) planı karşılaştırılmıştır. 2, 3 ve 4 numaralı planlar için kranyum için sağ ve sol karşılıklı iki alan, spinal kord için 180°'lik tek bir alan kullanılmıştır. 2 numaralı planın 3 numaralı plandan farkı 2,5 cm'lik overlap kullanılmış olmasıdır. 23,4 Gy tanımlanmış PTV için elde edilen homojenite indeksi değerleri 1, 2, 3, 4 numaralı planlar için sırasıyla 0,04, 0,17, 0,66, 0,18 olarak bulunmuştur. Tomoterapi tekniği ile elde edilen sonuçların daha iyi olduğu saptanmıştır [28]. Çalışmamıza ait homojenite indeksi değerleri 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için sırasıyla $0,094\pm0,033$, $0,162\pm0,036$, $0,147\pm0,029$, $0,158\pm0,043$,

0,123±0,028 olarak bulunmuştur. 3B-KRT tekniği diğer dört tekniğe kıyasla daha iyi sonuçlar vermiştir ($p<0,05$).

Langner ve arkadaşlarının çalışmasında konformite indeksi için elde edilen değerler 1, 2, 3 ve 4 numaralı planlamalarda sırasıyla 0,84, 0,69, 0,67 ve 0,84 olarak bulunmuştur. TomoTerapi ve 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçlar arasında fark bulunmamış ve diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı oldukları saptanmıştır [28].

Çalışmamıza ait konformite indeksi değerleri 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için sırasıyla; 0,463±0,109, 0,771±0,039, 0,812±0,026, 0,789±0,027, 0,851±0,031 olarak bulunmuştur. 3B-KRT tekniğine ait planlamalardan elde edilen konformite indeksi değerleri diğer tekniklere kıyasla çok daha kötü bulunmuştur. YART ve VMAT tekniklerine ait planlamaların konformite indeksleri açısından aralarında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. VMAT2 tekniğine ait planlamalardan elde edilen konformite indeksi değerlerinin diğer dört tekniğe kıyasla çok daha iyi olduğu görülmüştür ($p<0,05$).

Fogliata ve arkadaşları akciğere ait ortalama dozları incelemişlerdir. Akciğere ait ortalama doz değerleri A, B, C, D ve E planlamaları için sırasıyla 11 Gy, 5,4 Gy, 5,3 Gy, 3,2 Gy ve 8,2 Gy olarak belirlenmiştir. En iyi sonuç D planlaması ile elde edilmiştir [23]. Sharma ve arkadaşları sağ akciğer ortalama doz değerlerini 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla 4,8±2,2 Gy, 5,2±1,4 Gy, 6,7±7,3 Gy olarak; sol akciğer için ise sırasıyla 5,3±2,4 Gy, 5,7±0,9 Gy, 6,7± 3,8 Gy olarak belirlemişlerdir. 3B-KRT ve YART ile elde edilen sonuçlar TomoTerapi tekniğine göre daha avantajlı bulunmuştur [25]. Yoon ve arkadaşları akciğer ortalama dozlarını 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Terapi teknikleri için sırasıyla 4,6±1,1 Gy, 4,0±0,5

Gy, $2,5 \pm 1,2$ Gy olarak belirlemişlerdir. Proton Terapi tekniği ile elde edilen sonuçları 3B-KRT ve TomoTerapi tekniklerine göre daha avantajlı bulmuşlardır [27]. Jacob ve arkadaşlarının çalışmasında 4 hasta için 6 MV enerji ile oluşturulmuş 3B-KRT, YART ve TomoTerapi planlamaları karşılaştırılmıştır. Hastalardan biri 3B-KRT ile oluşturulan planlama ile PTV dozu 18 Gy + 40 Gy ek doz olmak üzere tedavi görmüştür. Diğer hasta YART tekniği ile PTV dozu 15 Gy olacak şekilde planlanmıştır. Diğer iki hasta TomoTerapi tekniği ile PTV dozu 23,4 Gy olacak şekilde planlanmıştır. Akciğer ortalama dozları 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla 3,3 Gy, 2,2 Gy ve 4,1 Gy olarak belirlenmiştir. 3B-KRT ve YART teknikleri ile elde edilen sonuçlar TomoTerapi tekniğine göre daha avantajlı bulunmuştur [29]. Cao ve arkadaşlarının çalışmasında 3 hasta için oluşturulmuş 3B-KRT ve YART planlamaları karşılaştırılmıştır. 3B-KRT tekniğinde kranyum için 6 MV enerji kullanılarak karşılıklı iki yan saha oluşturulmuş, spinal alanlar 6 MV ve 18 MV enerjiler kullanılarak posterior olarak ışınlanmıştır. YART tekniğinde kranyum için 7 alan kullanılıp, gantri açıları sırasıyla 0° , 65° , 100° , 123° , 230° , 257° ve 290° olarak belirlenmiştir. Kranyum ile spinal saha çakışma bölgesine 9,9 cm'lik, spinal sahaların çakışma bölgesine ise 5,5 cm'lik overlap verilmiştir. Akciğerin aldığı ortalama doz değerleri 3B-KRT ve YART tekniği için sırasıyla $5,9 \pm 3,0$ Gy ve $5,9 \pm 2,5$ Gy olarak belirlenmiştir. Sonuçlar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir [30]. Alawi ve arkadaşları PTV için tanımlanan doz 36 Gy olmak üzere, 5 hasta için oluşturulmuş 3B-KRT ve VMAT planlama tekniklerini karşılaştırmışlardır. 3B-KRT tekniği klasik sahalardan oluşmaktadır. VMAT planlamaları ise uygun PTV sarması sağlanacak şekilde her bir planda farklı gantri açıları kullanılarak oluşturulmuş, her planda yaklaşık 2 cm'lik overlap kullanılmıştır. Akciğerin ortalama doz değerleri 3B-KRT ve VMAT teknikleri için sırasıyla 8,05 Gy ve 4,7 Gy olarak belirlenmiştir.

VMAT tekniğinden elde edilen sonuçlar 3B-KRT tekniğine göre daha avantajlı bulunmuştur [31]. Berná ve arkadaşlarının çalışmasında tek hasta için PTV'ye verilen doz 36 Gy olacak şekilde 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi planlamaları oluşturulmuştur. VMAT tekniğinde 2-5 cm'lik overlap'ler kullanılmıştır. Akciğer için elde edilen ortalama dozlar 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla 2,8 Gy, 8,1 Gy ve 6 Gy olarak belirlenmiştir. 3B-KRT ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere göre daha avantajlı bulunmuştur [32]. Çalışmamızda akciğer için elde edilen ortalama dozlar 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1, VMAT2 teknikleri için sırasıyla $5,715 \pm 1,314$ Gy, $8,149 \pm 1,721$ Gy, $7,490 \pm 1,524$ Gy, $9,783 \pm 1,016$ Gy, $11,311 \pm 2,671$ Gy olarak bulunmuştur. 3B-KRT tekniği ile elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). Sonuçlarımız Berná ve arkadaşlarının çalışmasıyla uyumluluk göstermektedir.

Parker ve arkadaşları 3 hasta için 6 MV enerji ile 2B ve 3B-KRT ile YART teknikleri kullanılarak oluşturulan planlamaları karşılaştırmışlardır. PTV için belirlenen doz 23,4 Gy'dir. YART tekniğinde kranyum için konvansiyonel planlamalarda kullanılan karşılıklı iki yan saha kullanılmış, spinal sahalar için gantri açıları sırasıyla 140°, 160°, 180°, 200° ve 220° olarak belirlenmiştir. Çalışmada akciğerin 10 Gy, 15 Gy ve 20 Gy alan hacimleri incelenmiştir. Sağ akciğerin V10 değerleri 2B, 3B ve YART teknikleri için sırasıyla %36, %15, %11, sol akciğer için sırasıyla %22, %5, %5 olarak belirlenmiştir. V15 değerleri sağ akciğer için sırasıyla %31, %11, %4, sol akciğer için sırasıyla %19, %3, %1 olarak bulunmuştur. V20 değerleri sağ akciğer için sırasıyla %16, %5, %0, sol akciğer için sırasıyla %12, %1, %0 olarak belirlenmiştir. V10, V15 ve V20 değerleri açısından YART tekniğinin diğer tekniklerden daha avantajlı olduğunu belirlemişlerdir [22]. Studenski ve

arkadaşları da akciğerin V20 değerlerini incelemişlerdir. Elde edilen değerler 3B-KRT, YART ve VMAT teknikleri için sırasıyla $23,8 \pm 8,1$, $24,8 \pm 7,1$ ve $55,9 \pm 4,0$ olarak belirlenmiştir. 3B-KRT ile YART tekniği arasında anlamlı bir fark görülmeyp ($p=0,538$), VMAT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,001$) [24]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında akciğerin V10 değerleri incelenmiştir. Sağ akciğer için belirlenen V10 değerleri 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $20,5$, $60,6$, 91 , sol akciğer için sırasıyla $16,5$, $56,5$, $88,5$ olarak belirlenmiştir. 3B-KRT tekniği diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı olarak belirlenmiştir [25]. Langner ve arkadaşlarının çalışmasında akciğerin V20 değerleri incelenmiştir. 1, 2, 3 ve 4 numaralı planlar için sırasıyla $0,4$, $11,3$, $13,5$ ve $2,9$ olarak belirlenmiştir. TomoTerapi ve 3B-KRT teknikleri ile elde edilen sonuçlar daha avantajlı bulunmuştur [28]. Cao ve arkadaşlarının çalışmasında akciğerin V20 değerleri 3B-KRT ve YART teknikleri için sırasıyla $18,7 \pm 2,5$, $4,8 \pm 4,2$ şeklindedir. YART tekniği ile elde edilen V20 değerleri 3B-KRT tekniğinden elde edilen değerlere göre daha avantajlı olarak belirlenmiştir [30]. Lee ve arkadaşları 2 hasta için 6 MV enerji ile spinal alanlar için 3B-KRT elektron, 3B-KRT foton ve proton tedavi tekniği, kranyum için her üç teknikte de klasik 3B-KRT yani fotonlar kullanılarak planlamalar oluşturmuşlardır. PTV'ye tanımlanan doz $23,4$ Gy'dir. Tüm kranyum alanlar klasik karşılıklı yan sahalardan oluşmaktadır. Spinal bölgede ise posterior-anterior ışınlar kullanılmıştır. Çalışmada akciğerin V10, V15 ve V20 değerleri incelenmiştir. Elde edilen V10 değerleri elektron, foton ve proton teknikleri için sırasıyla 15 , 14 , 2 olarak belirtilmiştir. V15 değerleri sırasıyla 8 , 11 , 1 olarak, V20 değerleri ise sırasıyla 3 , 7 ve 0 olarak bulunmuştur. En iyi sonuçlar protonlar kullanılarak oluşturulan planlardan elde edilmiştir [33].

Çalışmamızda ise akciğer için elde edilen V10 değerleri 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1, VMAT2 teknikleri için sırasıyla $\%14,630 \pm 2,554$, $\%31,686 \pm 8,54$, $\%28,803 \pm 7,599$, $\%39,903 \pm 6,824$, $\%48,100 \pm 20,744$ şeklindedir. V15 değerleri sırasıyla $\%13,025 \pm 2,417$, $\%16,796 \pm 6,781$, $\%13,345 \pm 4,270$, $\%21,769 \pm 5,148$, $\%26,547 \pm 19,678$ olarak bulunmuş, V20 değerleri ise sırasıyla $\%11,760 \pm 2,624$, $\%7,153 \pm 2,088$, $\%5,164 \pm 1,296$, $\%12,941 \pm 4,694$, $\%9,99 \pm 5,235$ olarak belirlenmiştir. Akciğerin V10 değerleri açısından VMAT teknikleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Diğer teknikler kıyaslandığında, 3B-KRT tekniğinden akciğer için elde edilen V10 değerlerinin diğer dört tekniğe kıyasla daha düşük olduğu saptanmıştır ($p < 0,05$). V15 değerleri açısından 3B-KRT tekniği ile YART teknikleri arasında ve VMAT1 ve VMAT2 teknikleri arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. 3B-KRT tekniği V15 açısından en düşük değerlere sahiptir ($p < 0,05$). V20 değerleri açısından 3B-KRT tekniği ile VMAT tekniği arasında anlamlı bir fark saptanmazken, YART2 tekniğine ait planlamalardan elde edilen V20 değerleri diğer dört tekniğe kıyasla çok daha düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). Sonuçlarımız Sharma ile Langner ve arkadaşlarının çalışmalarından elde edilen sonuçlarla uyumluluk göstermektedir. Diğer çalışmalardan elde edilen sonuçlardaki farklılıklar tekniklerdeki farklılıktan kaynaklanmaktadır.

Fogliata ve arkadaşları böbreklere ait ortalama dozları incelemiş ve A, B, C, D ve E teknikleri için sırasıyla 8,5 Gy, 4,4 Gy, 7,4 Gy, 3,5 Gy ve 6,8 Gy elde etmişlerdir. En düşük dozlar D tekniği ile sağlanmıştır [23]. Sharma ve arkadaşlarının elde ettiği sağ böbrek ortalama dozları 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla $3,1 \pm 1,7$ Gy, $5,3 \pm 1,7$ Gy, $4,5 \pm 0,6$ Gy olarak, sol böbrek için ise sırasıyla $3,2 \pm 1,5$ Gy, $5,7 \pm 1,1$ Gy, $4,5 \pm 0,5$ Gy olarak belirlenmiştir. 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçlar avantajlı bulunmuştur [25]. Yoon ve

arkadaşlarının elde ettiği böbreklere ait ortalama dozlar 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Terapi teknikleri için sırasıyla $4,3\pm1,5$ Gy, $4,9\pm0,6$ Gy, $2,2\pm1,6$ Gy olarak verilmiştir. Proton Terapi tekniği diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı bulunmuştur [27]. Alawi ve arkadaşları böbreklere ait ortalama dozları 3B-KRT ve VMAT teknikleri için sırasıyla 3,8 Gy ve 7,45 Gy olarak elde etmişlerdir. 3B-KRT tekniğinin daha avantajlı olduğunu belirlemişlerdir [31]. Berná ve arkadaşları böbreklere ait ortalama dozları 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi teknikleri için sırasıyla 1,2 Gy, 6,4 Gy ve 6,5 Gy olarak saptamışlar, 3B-KRT tekniğinin diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı olduğunu gözlemlemişlerdir [32]. Çalışmamızda böbreklere ait ortalama dozlar 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için sağ böbrek ortalama dozları sırasıyla; $3,999\pm1,434$ Gy, $6,850\pm1,178$ Gy, $5,979\pm0,812$ Gy, $4,425\pm1,549$ Gy, $7,167\pm1,702$ Gy, sol böbrek ortalama dozları sırasıyla $3,068\pm1,454$ Gy, $6,785\pm1,586$ Gy, $6,160\pm0,947$ Gy, $3,883\pm1,529$ Gy, $7,045\pm1,694$ Gy olarak bulunmuştur. 3B-KRT ve VMAT1 tekniklerine ait planlamalarda sağ böbrek ortalama dozları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken ($p>0,05$), 3B-KRT ile diğer teknikler arasında anlamlı farklar saptanmıştır. Ayrıca YART1 ve VMAT2 planlamaları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken ($p>0,05$), diğer YART ve VMAT planlamaları arasında anlamlı farklar saptanmıştır. Sağ ve sol böbreğin ortalama dozları açısından 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Sonuçlarımız diğer çalışmalarla uyumluluk göstermektedir.

Parker ve arkadaşları çalışmalarında böbrekler için V10, V15 ve V20 değerlerini incelemişlerdir. 2B, 3B-KRT ve YART teknikleri için sağ böbrek V10 değerleri sırasıyla %54, %7, %7, sol böbrek için sırasıyla %43, %4, %6 olarak bulunmuştur. V15 değerleri sağ böbrek için sırasıyla %48, %5, %0, sol böbrek için

sırasıyla %37, %2, %0 olarak, V20 değerleri sağ böbrek için sırasıyla %34, %2, %0, sol böbrek için sırasıyla %27, %1 ve %0 olarak bulunmuştur. 3B-KRT ve YART tekniği ile elde edilen sonuçlar birbirine yakın olup, 2B tekniklere göre daha avantajlı oldukları belirtilmiştir [22]. Studenksi ve arkadaşları çalışmalarında böbreklerin V20 değerlerini incelemişlerdir. 3B-KRT, YART ve VMAT teknikleri için sağ böbrek V20 değerleri sırasıyla $21,0 \pm 18,7$, $15,5 \pm 11,2$, $53,9 \pm 33,6$, sol böbrek V20 değerleri sırasıyla $21,1 \pm 17,0$, $24,8 \pm 7,1$, $76,8 \pm 29,4$ olarak belirlenmiştir. 3B-KRT ve YART tekniği ile elde edilen sol böbrek ($p=0,119$) ve sağ böbrek ($p=0,139$) V20 değerleri arasında anlamlı bir fark yok iken, VMAT tekniği ile elde edilen değerler diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,001$) [24]. Sharma ve arkadaşları 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sağ böbrek V10 değerlerini sırasıyla %17,0, %58,5, %71,0, sol böbrek V10 değerlerini ise sırasıyla %18,5, %61,7, %45,4 olarak belirlemişlerdir. 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı bulunmuştur [25]. Lee ve arkadaşları böbreklere ait V10 ve V20 değerlerini incelemişlerdir. Elektron tedavi, 3B-KRT ve Proton tedavi teknikleri için böbreklerin V10 değerleri sırasıyla %18, %15, %2 olarak, V20 değerleri sırasıyla %1, %7 ve %0 olarak belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar Proton tedavi tekniklerinin avantajlı olduğunu göstermiştir [33]. Çalışmamızda sağ ve sol böbrek için V10, V15 ve V20 değerleri incelenmiştir. 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1, VMAT2 teknikleri için sağ böbrek V10 değerleri sırasıyla $8,670 \pm 3,448$, $21,679 \pm 5,448$, $19,886 \pm 5,721$, $9,583 \pm 7,026$, $18,009 \pm 13,644$ olarak, sol böbrek için V10 değerleri sırasıyla $6,775 \pm 3,140$, $23,573 \pm 8,451$, $18,851 \pm 3,876$, $8,507 \pm 8,792$, $19,140 \pm 14,006$ olarak bulunmuştur. 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklerden elde edilen sonuçlara kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). V15 değerleri

sağ böbrek için sırasıyla %7,205±3,282, %8,566±3,530, %6,245±2,634, %5,194±5,067, %6,335±6,275, sol böbrek için sırasıyla %5,600±2,670, %9,396±4,383, %6,223±3,705, %3,504±4,514, %6,643±5,697 olarak elde edilmiştir. VMAT1 tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). V20 değerleri sağ böbrek için sırasıyla %6,068±3,036, %3,679±3,098, %1,260±0,892, %2,560±2,995, %1,830±2,160, sol böbrek için sırasıyla %4,725±2,585, %2,345±2,047, %1,583±1,375, %1,397±2,252, %1,883±2,395 olarak elde edilmiştir. Sağ böbrek V20 değerleri açısından YART2 tekniği, sol böbrek V20 değerleri açısından VMAT1 tekniği avantajlı bulunmuştur ($p<0,05$). Sonuçlarımız diğer çalışmalardan elde edilen sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Teknik farklılıklar dışındaki değişiklikler planlama sistemine kullanıcı tarafından verilen emirlerdeki farklılıklardan kaynaklanabilir.

Fogliata ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 5 farklı VMAT tekniği için gözlerin aldığı ortalama dozlar incelenmiştir. A, B, C, D ve E teknikleri için gözlerin aldığı ortalama dozlar sırasıyla 11,4 Gy, 15,5 Gy, 11,4 Gy, 9,0 Gy ve 11,2 Gy olarak belirlenmiştir. D tekniği ile oluşturulan plan diğer tekniklere göre daha avantajlı bulunmuştur [23]. Sharma ve arkadaşları ise 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için sağ göz ortalama dozlarını sırasıyla 19,4±6,7 Gy, 19,4±6,7 Gy, 8,2±0,6 Gy olarak, sol göz ortalama dozlarını sırasıyla 21,3±4,9 Gy, 21,3±4,9 Gy ve 8,1±0,7 Gy olarak belirlemişlerdir. 3B-KRT ve YART teknikleri arasında herhangi bir fark görülmezken, TomoTerapi ile elde edilen sonuçlar daha avantajlı bulunmuştur [25]. Berná ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada VMAT ve TomoTerapi teknikleri için belirlenen gözlerin aldığı ortalama dozlar sırasıyla 10,8 Gy ve 13,3 Gy olarak verilmiştir. VMAT tekniğinin TomoTerapi tekniğine göre daha iyi sonuçlar verdiği belirlenmiştir [32]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve

VMAT2 teknikleri ile sağ göz için ortalama dozlar sırasıyla 17,358±4,709 Gy, 18,418±2,533 Gy, 17,724±1,000 Gy, 17,998±1,114 Gy, 19,573±2,426 Gy, sol göz için ortalama dozlar 18,619±4,997 Gy, 19,240±2,521 Gy, 17,524±1,308 Gy, 18,112±1,433 Gy, 19,037±1,859 Gy olarak bulunmuştur. VMAT2 tekniği ile VMAT1, YART1 ve YART2 teknikleri ile oluşturulan planlamalarda sağ gözün ortalama değerlerine ait değerler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır ($p<0,05$). 3B-KRT ile her iki YART ve her iki VMAT planlamaları arasında ise anlamlı farklar saptanmamıştır ($p>0,05$). 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen sağ gözün ortalama değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. 3B-KRT ile her iki VMAT ve her iki YART tekniği arasında, ayrıca VMAT2 ile her iki YART tekniği arasında sol gözün ortalama değerleri açısından anlamlı farklar gözlenmemiştir ($p>0,05$). YART1 ile YART2 ve VMAT1 teknikleri, YART2 tekniği ile her iki VMAT teknikleri ve VMAT1 ile VMAT2 teknikleri arasında sol gözün ortalama değerleri açısından anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. Sol göz ortalama dozları açısından YART2 tekniği diğer tekniklerden daha iyi sonuçlar vermiştir. ($p<0,05$).

Fogliata ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kalp ortalama dozları incelenmiştir. 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D, E için elde edilen kalp ortalama dozları sırasıyla 7,1 Gy, 9,0 Gy, 3,3 Gy, 4,0 Gy, 5,3 Gy olarak bulunmuştur. En iyi sonuç D tekniği ile elde edilmiştir [23]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri için elde edilen kalp ortalama dozları sırasıyla 17,8±2,1 Gy, 7,5±1,0 Gy, 5,0±1,0 Gy olarak verilmiştir. YART tekniği 3B-KRT tekniğine göre daha iyi sonuçlar vermiş olup, TomoTerapi ile elde edilen sonuçlar her iki tekniğe kıyasla daha avantajlı bulunmuştur [25]. Jacob ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde

edilen kalp ortalama dozları sırasıyla 11,4 Gy, 8,0 Gy, 4,9 Gy olarak belirlenmiştir. YART ile elde edilen ortalama dozlar 3B-KRT'ye göre daha düşük iken, TomoTerapi tekniğinden elde edilen sonuçlar her iki tekniğe kıyasla daha avantajlı bulunmuştur [29]. Alawi ve arkadaşları ise 3B-KRT ve VMAT ile elde edilen kalp ortalama dozlarını sırasıyla 18,7 Gy ve 8 Gy olarak bulmuş, VMAT tekniği 3B-KRT'ye göre daha avantajlı olarak belirlenmiştir [31]. Berná ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi ile elde edilen kalp ortalama dozları sırasıyla 15,3 Gy, 4,9 Gy ve 11 Gy olarak belirlenmiş, VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir [32]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için kalp ortalama dozları sırasıyla $17,372 \pm 2,957$ Gy, $8,089 \pm 0,891$ Gy, $7,484 \pm 1,068$ Gy, $8,447 \pm 1,501$ Gy, $8,746 \pm 2,297$ Gy olarak bulunmuştur. İstatistiksel karşılaştırmalar 3B-KRT tekniği ile elde edilen dozların YART ve VMAT tekniklerine göre daha yüksek olduğunu gösterirken ($p < 0,05$), YART2 tekniğinden elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). 3B-KRT tekniği ile elde edilen dozlar açısından sonuçlarımız diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur. Kalp dozları açısından VMAT ve YART daha avantajlı sonuçlar vermektedir.

Parker ve arkadaşları çalışmalarında kalp için V10, V15 ve V20 değerlerini karşılaştırmışlardır. Kalp için 2B, 3B-KRT ve YART teknikleri ile elde edilen V10 değerleri sırasıyla %76, %55, %10, V15 değerleri sırasıyla %69, %46, %0, V20 değerleri sırasıyla %10, %6 ve %0 olarak bulunmuştur. YART teknikleri ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla çok daha avantajlı bulunmuştur [22]. Studenski ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve VMAT tekniklerinden elde edilen kalp V20 değerleri sırasıyla $67,2 \pm 13,4$, $45,5 \pm 19,8$, $12,3 \pm 10,1$ olarak belirlenmiştir. 3B-KRT tekniğinden elde edilen sonuçlar oldukça kötü iken

($p=0,007$), VMAT tekniği ile elde edilen V20 değerleri diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0,001$) [24]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen kalp V10 değerleri sırasıyla %73,7, %93,9, %72,9 olarak verilmiştir. 3B-KRT ve TomoTerapi tekniklerinden elde edilen sonuçlar benzerlik göstermekte ve YART tekniğine göre daha kötü değerler sağlamaktadır [25]. Lee ve arkadaşları kalp için elektron tedavi, 3B-KRT ve proton tedavi teknikleri kullanılarak elde edilen V10 değerlerini sırasıyla %10, %65, %0, V15 değerlerini sırasıyla %2, %59, %0, V20 değerlerini ise sırasıyla %0, %12 ve %0 olarak vermişlerdir. 3B-KRT tekniğinin diğer tekniklerle kıyaslandığında oldukça kötü sonuçlar verdiği belirtilmiş, proton ile yapılan tekniklerin daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir [33]. Çalışmamızda kalp için 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen V10 değerleri sırasıyla $66,525\pm8,899$, $25,371\pm7,530$, $15,561\pm3,293$, $24,545\pm6,552$, $29,620\pm16,067$, V15 değerleri sırasıyla $64,485\pm9,054$, $5,799\pm2,906$, $4,527\pm2,060$, $8,809\pm4,480$, $6,272\pm5,625$, V20 değerleri sırasıyla $59,920\pm8,815$, $2,274\pm1,921$, $1,712\pm1,545$, $2,848\pm2,686$, $0,421\pm0,601$ 'dir. Kalp için karşılaştırılan V10, V15 ve V20 değerleri için 3B-KRT tekniği diğer dört tekniğe kıyasla oldukça kötü sonuçlar vermiştir ($p<0,05$). En iyi sonuçlar YART2 tekniği ile elde edilmiştir ($p<0,05$).

Mostafa ve arkadaşları medullablastom tanılı 10 pediatrik hasta için kranyal sahalarda 4 MV'lik, spinal sahalarda 6 MV'lik enerjiler kullanarak dört farklı 3B-KRT tekniği planlamışlardır. PTV dozu 36 Gy olarak belirlenmiştir. Plan 1'de kranyum sahanın izosentırı beyin ortasında olacak şekilde ayarlanmış, gözleri ve lensleri korumak için MLC'ler kullanılmıştır. Plan 2'de, Plan1'deki izosentir gözlerin arkasına alınmıştır. Plan 3'te izeosentir gözlerin arkasındadır, gözler ile

lenslerin korunması için bloklar kullanılmıştır. Plan 4'te, Plan 3'teki izosentir beyin ortasında olacak şekilde ayarlanmıştır. Çalışmada optik sinirlerin maksimum dozları karşılaştırılmıştır. Çalışmada Plan 1, 2, 3 ve 4 için optik sinir maksimum dozlarının 34 Gy ile 37 Gy arasında değişim gösterdiği ve ortalamalarının 35,568 Gy olduğu belirtilmiştir [34]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen sağ optik sinir maksimum dozları sırasıyla $39,805 \pm 0,665$ Gy, $37,180 \pm 1,157$ Gy, $36,394 \pm 0,817$ Gy, $37,245 \pm 1,007$ Gy, $36,291 \pm 0,777$ Gy, sol optik sinir maksimum dozları sırasıyla $39,747 \pm 0,638$ Gy, $37,400 \pm 0,997$ Gy, $36,938 \pm 0,783$ Gy, $37,478 \pm 1,337$ Gy, $36,385 \pm 0,744$ Gy'dir. 3B-KRT teknikleri ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). En avantajlı teknik VMAT2 olarak belirlenmiştir ($p < 0,05$). 3B-KRT tekniğinden elde edilen sonuçlarımız Mostafa ve arkadaşlarının çalışmasından elde edilen sonuçlardan biraz daha yüksektir, bu durum planlama sistemindeki farklılıklardan kaynaklanabilir.

Dinh ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 50 hasta için bir YAPT (Yoğunluk Ayarlı Proton Terapi) ve iki farklı proton tedavi tekniği değerlendirilmiştir. PTV dozu 36 Gy olarak belirlenmiştir. Çalışmada kohleaların aldığı ortalama dozlar karşılaştırılmıştır. İki proton tedavi tekniği ve YAPT için sağ kohlea ortalama dozları sırasıyla $36,4 \pm 1,4$ Gy, $36,7 \pm 0,9$ Gy ve $27,4 \pm 1,5$ Gy, sol kohlea ortalama dozları sırasıyla $36,4 \pm 1,3$ Gy, $36,7 \pm 1,0$ Gy ve $28,6 \pm 3,3$ Gy olarak bulunmuştur. YAPT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer iki tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,05$) [35]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen sağ kohlea ortalama dozları sırasıyla $39,353 \pm 0,695$ Gy, $38,482 \pm 0,814$ Gy, $36,871 \pm 1,331$ Gy, $38,521 \pm 1,224$ Gy, $37,154 \pm 0,811$ Gy, sol kohlea ortalama dozları sırasıyla $37,771 \pm 0,648$ Gy, $36,008 \pm 0,611$ Gy, $34,379 \pm 0,855$

Gy, $35,735 \pm 1,620$ Gy, $34,585 \pm 0,681$ Gy'dir. YART1 ile VMAT1 ve YART2 ile VMAT2 planlamaları arasında sağ ve sol kohlea ortalama dozları açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$). YART2 tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). Çalışmamızda YART planlamalarından elde edilen dozlar Dinh ve arkadaşlarının çalışmasında proton teknikleri ile oluşturulan planlamalardan elde edilen dozlarla benzerlik göstermektedir. Fakat farklı planlama teknikleri kullanılmasıyla kohlea dozlarının daha fazla düşürülebildiği görülmektedir.

Seppälä ve arkadaşlarının çalışmasında, mandibula için 3B-KRT ve YART tekniği ile elde edilen ortalama dozların sırasıyla 6,2 Gy – 13 Gy ve 7,5 Gy – 26 Gy arasında olduğu belirtilmiştir. 3B-KRT tekniğinin YART tekniğine göre daha düşük dozlar sağladığı belirtilmiştir [19]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen mandibula ortalama dozları sırasıyla $6,312 \pm 1,384$ Gy, $7,572 \pm 1,465$ Gy, $10,379 \pm 1,157$ Gy, $8,829 \pm 1,545$ Gy, $11,903 \pm 1,779$ Gy'dir. Uygulanan her beş teknik arasında mandibulanın ortalama dozları açısından anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. VMAT tekniğinden elde edilen değerler diğer tekniklerden anlamlı olarak yüksek bulunmuş ($p < 0,05$), 3B-KRT tekniği diğer tekniklere kıyasla en iyi dozları sağlamıştır ($p < 0,05$). Sonuçlarımız Seppälä ve arkadaşlarının çalışmasıyla uyumludur.

Fogliata ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 5 farklı VMAT tekniği için lenslerin aldığı ortalama dozlar karşılaştırılmıştır. A, B, C, D, E teknikleri için sırasıyla lenslerin ortalama dozları 5,6 Gy, 9,4 Gy, 8,9 Gy, 6,8 Gy, 7,1 Gy olarak belirlenmiştir. Aralarında çok yüksek farklılıklar bulunmamakla birlikte, en iyi sonuç A tekniği ile elde edilmiştir [23]. Yoon ve arkadaşlarının çalışmasında lensler için belirlenen ortalama dozlar 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Terapi teknikleri için

sırasıyla $7,7\pm4,7$ Gy, $4,0\pm0,8$ Gy ve $3,6\pm3,1$ Gy'dir. Proton Terapi tekniği diğer tekniklere göre daha avantajlı bulunmuştur [27]. Jacob ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen sol lens ortalama dozları sırasıyla 6,5 Gy, 1,0 Gy, 10,2 Gy, sağ lens ortalama dozları sırasıyla 5,5 Gy, 1,2 Gy, 2,3 Gy'dir. YART tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı olarak belirlenmiştir [29]. Mostafa ve arkadaşlarının çalışmasında 4 farklı 3B-KRT tekniği ile elde edilen lenslere ait maksimum dozlar karşılaştırılmıştır. Plan1, 2, 3 ve 4 ile elde edilen sağ lens maksimum dozları sırasıyla 15,732 Gy, 13,752 Gy, 5,58 Gy, 4,68 Gy, sol lens maksimum dozları sırasıyla 17,244 Gy, 14,724 Gy, 4,104 Gy, 3,888 Gy olarak belirlenmiştir. 4 numaralı plan ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p=0,005$) [34]. Dinh ve arkadaşlarının çalışmasında iki farklı proton tedavi tekniği ve YAPT teknikleri ile elde edilen maksimum dozlar sağ lens için sırasıyla $22,8\pm5,2$ Gy, $25,2\pm5,9$ Gy, $12,9\pm5,0$ Gy, sol lens için sırasıyla $22,2\pm5,5$ Gy, $24,8\pm6,1$ Gy, $12,5\pm4,0$ Gy olarak belirlenmiştir. YAPT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0,05$) [35]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen sağ lens ortalama dozları sırasıyla $5,261\pm1,420$ Gy, $9,646\pm2,676$ Gy, $11,157\pm2,324$ Gy, $11,812\pm1,602$ Gy, $12,707\pm1,722$ Gy, sol lens ortalama dozları sırasıyla $5,685\pm1,831$ Gy, $9,622\pm2,965$ Gy, $11,660\pm1,737$ Gy, $10,787\pm1,373$ Gy, $12,524\pm0,946$ Gy'dir. Maksimum dozlar için elde edilen değerler sağ lens için sırasıyla $7,947\pm4,745$ Gy, $15,017\pm3,981$ Gy, $13,592\pm1,958$ Gy, $16,207\pm2,300$ Gy, $14,980\pm1,221$ Gy, sol lens için sırasıyla $8,314\pm4,722$ Gy, $15,193\pm4,741$ Gy, $14,142\pm1,659$ Gy, $14,359\pm1,576$ Gy, $14,771\pm1,412$ Gy'dir. Lenslerin ortalama ve maksimum dozları açısından en avantajlı teknik 3B-KRT tekniği olarak saptanmıştır ($p<0,05$). VMAT teknikleri ile

elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer çalışmalar farklı tedavi seçeneklerinin daha düşük dozlar sağlayabileceğini göstermektedir.

Fogliata ve arkadaşları 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D, E için tiroidin ortalama dozlarını sırasıyla 14,9 Gy, 13,6 Gy, 6,2 Gy, 9,0 Gy ve 9,9 Gy olarak belirlemişlerdir. En ideal sonucu C tekniği vermiştir [23]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen tiroid ortalama dozları sırasıyla $30,5\pm2,5$ Gy, $12,2\pm4,8$ Gy, $8,3\pm2,9$ Gy olarak saptanmıştır. 3B-KRT ile elde edilen sonuçlar oldukça kötü iken, TomoTerapi en ideal sonuçları vermiştir [25]. Yoon ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Tedavi ile elde edilen tiroid ortalama dozları sırasıyla $29,9\pm2,1$ Gy, $4,4\pm0,6$ Gy, $4,1\pm4,7$ Gy olarak verilmiştir. TomoTerapi ve Proton Tedavi tekniklerinden elde edilen sonuçlar birbirine yakın olup, 3B-KRT'ye göre daha avantajlı bulunmuştur [27]. Jacob ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen tiroid ortalama dozları sırasıyla 14,2 Gy, 12,1 Gy ve 6,7 Gy'dir. TomoTerapi tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer iki tekniğe kıyasla daha avantajlı bulunmuştur [29]. Berná ve arkadaşları 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen tiroid ortalama dozlarını sırasıyla 27,2 Gy, 9,5 Gy, 25 Gy olarak bulmuşlardır. 3B-KRT ve TomoTerapi tekniklerinden elde edilen sonuçlar arasında farklılık görülmeyp, VMAT tekniğinin en ideal sonuçları sağladığı belirtilmiştir [32]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1, VMAT2 teknikleri ile elde edilen tiroid ortalama dozları $27,568\pm4,185$ Gy, $16,517\pm1,419$ Gy, $16,621\pm2,122$ Gy, $15,873\pm2,772$ Gy, $16,215\pm1,752$ Gy'dir. En ideal sonuçlar VMAT teknikleri ile elde edilmiş ($p<0,05$), 3B-KRT tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer

tekniklere kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Sonuçlarımız diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir.

Parker ve arkadaşlarının çalışmasında tiroid için 2B, 3B-KRT ve YART teknikleri ile elde edilen V10 değerleri sırasıyla %100, %100, %100, V15 değerleri sırasıyla %100, %100, %70 ve V20 değerleri sırasıyla %53, %48, %8'dir. YART tekniğinin diğer tekniklere kıyasla daha iyi sonuçlar verdiği belirlenmiştir [22]. Studenski ve arkadaşları tiroid için 3B-KRT, YART ve VMAT teknikleri ile elde

edilen V20 değerlerini sırasıyla $98,4\pm4,9$, $99,0\pm3,3$, $79,4\pm26,3$ olarak saptamışlardır. YART ve 3B-KRT teknikleri arasında V20 dozları açısından anlamlı bir fark görülmemiş ($p=0,342$), VMAT ile elde edilen değerler her iki tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$) [24]. Sharma ve arkadaşlarının çalışmasında tiroid için 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen V10 değerleri sırasıyla %100, %100, %100'dür. Çalışmada karşılaştırılan teknikler arasında tiroidin V10 değerleri açısından bir fark görülmemiştir [25]. Lee ve arkadaşları da elektronlar, 3B-KRT ve protonlar ile uygulanan tekniklerde tiroidin V10 değerlerini sırasıyla %24, %100, %7, V20 değerlerini de sırasıyla %0, %47, %0 olarak bulmuşlardır. Protonlar kullanılarak uygulanan teknikten elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla daha ideal bulunmuştur [33]. Çalışmamızda tiroid için 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen V10 değerleri sırasıyla $97,785\pm5,498$, $90,450\pm8,432$, $86,290\pm12,560$, $95,302\pm6,712$, $96,013\pm4,586$, V15 değerleri sırasıyla $97,265\pm6,646$, $52,161\pm9,997$, $56,085\pm15,160$, $44,007\pm15,845$, $55,741\pm13,721$, V20 değerleri sırasıyla $96,015\pm8,439$, $26,644\pm9,985$, $30,214\pm10,951$, $5,096\pm3,458$,

%13,924±9,862'dir. YART ve VMAT teknikleri ile elde edilen sonuçlar 3B-KRT tekniğinden elde edilen sonuçlara göre daha avantajlıdır ($p<0,05$). VMAT teknikleri ise en ideal sonuçları vermiştir ($p<0,05$). Sonuçlarımız diğer çalışmalardan elde edilen sonuçlarla uyumludur.

Fogliata ve arkadaşlarının çalışmasında 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D ve E ile elde edilen larinks ortalama dozları sırasıyla 18,8 Gy, 13,6 Gy, 7,7 Gy, 11,3 Gy, 13,6 Gy'dir. C tekniği ile elde edilen sonuç daha düşük olup, diğer teknikler arasındaki farklılıkların düşük olduğu belirtilmiştir [23]. Jacob ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen larinks

ortalama dozları sırasıyla 6,3 Gy, 1,0 Gy, 10,2 Gy olarak belirlenmiştir. YART tekniğinden elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla oldukça düşük bulunmuştur [29]. Berná ve arkadaşlarının çalışmasında VMAT ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen larinks ortalama dozları sırasıyla 15 Gy ve 28,3 Gy'dir. VMAT tekniğinin TomoTerapi tekniğine göre daha iyi sonuçlar verdiği belirtilmiştir [32]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1, VMAT2 teknikleri ile elde edilen larinks ortalama dozları sırasıyla 24,398±3,527 Gy, 11,906±1,481 Gy, 12,564±2,012 Gy, 10,633±2,784 Gy, 13,495±2,101 Gy'dir. YART1 ile YART2 ve VMAT1 teknikleri ve YART2 ile VMAT2 teknikleri arasında larinksin ortalama dozları açısından anlamlı farklar gözlenmemiştir ($p>0,05$). 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen larinksin ortalama doz değerleri diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). VMAT1 tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Sonuçlarımız diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir.

Fogliata ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D, E için karaciğer ortalama dozları sırasıyla 9,7 Gy, 6,2 Gy, 4,6 Gy, 3,1 Gy, 6,0 Gy olarak belirlenmiş, en ideal sonuç D tekniği ile elde edilmiştir [23]. Sharma ve arkadaşları 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen karaciğer ortalama dozlarını sırasıyla $7,2\pm1,4$ Gy, $5,3\pm0,6$ Gy, $3,9\pm0,6$ Gy olarak belirlemişlerdir. TomoTerapi diğer tekniklere kıyasla daha iyi sonuçlar sağlamıştır [25]. Yoon ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Terapi teknikleri ile elde edilen karaciğer ortalama dozları sırasıyla $8,0\pm1,3$ Gy, $6,1\pm0,5$ Gy, $0,3\pm0,2$ Gy'dir. Proton Terapi ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla oldukça avantajlı olarak belirlenmiştir [27]. Alawi ve arkadaşları 3B-KRT ve VMAT teknikleri ile elde edilen karaciğer ortalama dozlarını sırasıyla 7,73 Gy ve 6,78 Gy

olarak saptamışlardır. Tekniklerden elde edilen sonuçlar arasında çok büyük farklılıklar olmadığı belirlenmiştir [31]. Berná ve arkadaşları ise 3B-KRT, VMAT ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen karaciğer ortalama dozlarını sırasıyla 4,3 Gy, 6,2 Gy, 8 Gy olarak belirlemişlerdir. 3B-KRT tekniği diğer tekniklere kıyasla daha düşük doz değerleri sağlamıştır [32]. Mostafa ve arkadaşlarının çalışmasında 4 farklı 3B-KRT tekniği ile elde edilen karaciğer ortalama dozları 5,04 Gy ile 8,28 Gy arasında değişmektedir ve ortalamaları 6,41 Gy olarak belirtilmiştir [34]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1, VMAT2 teknikleri ile elde edilen karaciğer ortalama dozları sırasıyla $7,502\pm1,386$ Gy, $6,961\pm1,200$ Gy, $6,270\pm0,824$ Gy, $6,793\pm1,222$ Gy, $7,320\pm1,350$ Gy'dir. YART ve VMAT teknikleri arasında karaciğer ortalama dozları açısından anlamlı farklar bulunmadığı saptanmıştır ($p>0,05$). En iyi sonuçlar YART2 tekniği ile elde edilmiştir ($p<0,05$).

Parker ve arkadaşlarının çalışmasında karaciğer için 2B, 3B-KRT ve YART teknikleri ile elde edilen V10 değerleri sırasıyla %38, %24 ve %4'tür. YART tekniği diğer tekniklere kıyasla daha düşük değerler sağlamıştır [22]. Sharma ve arkadaşları 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen karaciğere ait V10 değerlerini sırasıyla %32,4, %72,6, %42,7 olarak belirlemişlerdir. 3B-KRT tekniği diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı olarak belirlenmiştir [25]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen karaciğere ait V10 değerleri sırasıyla $26,340 \pm 4,960$, $25,594 \pm 11,043$, $22,569 \pm 8,404$, $25,880 \pm 7,512$, $24,882 \pm 15,584$ 'tür. Beş teknik arasında karaciğer V10 değerleri açısından anlamlı farklar bulunmadığı saptanmıştır ($p > 0,05$).

Fogliata ve arkadaşlarının çalışmasında parotislere ait ortalama dozlar 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D, E için sırasıyla 15,3 Gy, 14,3 Gy, 9,7 Gy, 6,2 Gy, 9,5 Gy olarak belirlenmiştir. A ile B ve C ile E teknikleri arasında farklılık görülmezken, D

tekniği en ideal sonucu sağlamıştır [23]. Yoon ve arkadaşları 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Tedavi teknikleri ile elde edilen sağ parotis ortalama değerlerini sırasıyla $26,6 \pm 7$ Gy, $3,8 \pm 0,4$ Gy, $7,1 \pm 5,8$ Gy, sol parotis ortalama dozlarını sırasıyla $23,4 \pm 9,4$ Gy, $3,8 \pm 0,4$ Gy, $6,3 \pm 6,6$ Gy olarak belirlemişlerdir. TomoTerapi tekniği diğer tekniklere kıyasla daha düşük dozlar sağlamıştır [27]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen sağ parotis ortalama dozları sırasıyla $31,011 \pm 5,620$ Gy, $25,226 \pm 2,468$ Gy, $16,948 \pm 0,764$ Gy, $17,405 \pm 2,510$ Gy, $17,743 \pm 2,102$ Gy, sol parotis ortalama dozları sırasıyla $30,971 \pm 3,818$ Gy, $24,898 \pm 3,029$ Gy, $16,016 \pm 1,481$ Gy, $16,826 \pm 2,238$ Gy, $17,391 \pm 2,478$ Gy'dir. VMAT teknikleri arasında anlamlı bir fark görülmemiş

($p>0,05$), YART2 tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer çalışmalardaki farklı tekniklerin kullanımı dozların biraz daha düşebileceğini göstermektedir.

Fogliata ve arkadaşlarının çalışmasında 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D ve E için oral kavitenin ortalama dozları karşılaştırılmış ve sırasıyla 9,3 Gy, 5,0 Gy, 3,5 Gy, 3,9 Gy ve 8,5 Gy olarak verilmiştir. A ile E ve C ile D tekniklerinden elde edilen sonuçlar benzerlik göstermiş, en iyi sonuç C tekniği ile sağlanmıştır [23]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen oral kavite ortalama dozları sırasıyla $3,420\pm0,586$ Gy, $6,177\pm1,964$ Gy, $7,803\pm0,856$ Gy, $6,553\pm1,141$ Gy, $8,773\pm1,063$ Gy'dir. YART1 ve VMAT1 teknikleri arasında anlamlı bir fark saptanmamış ($p>0,05$), 3B-KRT tekniği ile elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0,05$). VMAT teknikleri ile elde ettiğimiz sonuçlar literatür ile benzerlik göstermektedir. Ancak YART ve 3B-KRT teknikleri oral kavite dozları açısından VMAT tekniklerine kıyasla daha avantajlıdır.

Fogliata ve arkadaşlarının çalışmasında 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D ve E için özefagus ortalama dozları sırasıyla 19,2 Gy, 15,7 Gy, 8,4 Gy, 9,8 Gy, 13,7 Gy olarak elde edilmiştir. C tekniği en düşük dozu sağlamıştır [23]. Sharma ve arkadaşları 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen özefagus ortalama dozlarını sırasıyla $32,7\pm2,3$ Gy, $18,7\pm1,8$ Gy, $9,1\pm0,3$ Gy olarak bulmuşlardır. TomoTerapi ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı olarak belirlenmiştir [25]. Yoon ve arkadaşları 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Tedavi teknikleri ile elde edilen özefagus ortalama dozlarını sırasıyla

34,6±1,1 Gy, 22,9±1,1 Gy, 19,4±6,2 Gy olarak belirlemişlerdir. Proton Tedavi tekniği diğer tekniklere kıyasla daha avantajlı olarak belirtilmiştir [27]. Jacob ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT, YART ve TomoTerapi teknikleri ile elde edilen özefagus ortalama dozları sırasıyla 16,0 Gy, 13,4 Gy ve 10,5 Gy olup, TomoTerapi en iyi sonuçları sağlayan teknik olarak belirlenmiştir [29]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen özefagus ortalama dozları sırasıyla 31,770±1,911 Gy, 18,001±2,490 Gy, 15,883±1,728 Gy, 18,620±2,207 Gy, 18,669±2,645 Gy olup, en ideal sonuçlar YART2 tekniği ile elde edilmiştir ($p<0,05$). 3B-KRT tekniği ile elde ettiğimiz sonuçlar diğer çalışmalardan elde edilen sonuçlarla paralellik göstermektedir. TomoTerapi ve Proton Tedavi gibi farklı tedavi yaklaşımları özefagus dozlarının biraz daha azaltılabildiğini göstermektedir.

Fogliata ve arkadaşlarının çalışmasında 5 farklı VMAT tekniği; A, B, C, D ve E için dalak ortalama dozları incelenmiş ve sırasıyla 5,4 Gy, 2,3 Gy, 5,3 Gy, 1,3 Gy, 1,3 Gy ve 4,8 Gy olarak verilmiştir. A ve C tekniğinden elde edilen sonuçlarda bir farklılık görülmemiş, D tekniği en ideal sonucu sağlayan teknik olarak belirtilmiştir [23]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile edilen dalak ortalama dozları sırasıyla 1,043±0,431 Gy, 2,299±0,719 Gy, 1,956±0,450 Gy, 2,041±0,897 Gy, 4,151±1,382 Gy'dir. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen dalak ortalama dozları diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilen dozlar ise diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak daha yüksektir ($p<0,05$). VMAT tekniklerinden elde ettiğimiz sonuçlar, Fogliata ve arkadaşlarının çalışmasından elde edilen sonuçlara benzerdir.

Yoon ve arkadaşları tarafından 3B-KRT, TomoTerapi ve Proton Tedavi teknikleri ile elde edilen mide ortalama dozları incelenmiş ve sırasıyla $3,6\pm2,0$ Gy, $4,5\pm1,1$ Gy, $0,6\pm0,8$ Gy olarak belirlenmiştir. TomoTerapi ile elde edilen sonuçlar diğer tekniklere kıyasla yüksek bulunup, Proton Tedavi tekniği en avantajlı teknik olarak belirlenmiştir [27]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen mide ortalama dozları sırasıyla $7,055\pm3,915$ Gy, $8,248\pm1,227$ Gy, $7,951\pm1,230$ Gy, $6,889\pm1,501$ Gy, $8,187\pm0,967$ Gy'dir. VMAT1 tekniği ile elde edilen dozlar diğer dört tekniğe kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Yoon ve arkadaşlarının çalışmasından anlaşılabileceği gibi farklı tedavi yaklaşımları daha iyi sonuçlar verebilmektedir.

Parker ve arkadaşlarının çalışmasında 2B, 3B-KRT ve YART teknikleri ile elde edilen barsak V20 değerleri incelenmiş ve sırasıyla %8, %3, %0 olarak verilmiştir. YART tekniği diğer tekniklerden daha avantajlı bulunmuştur [22]. Studenksi ve arkadaşları 3B-KRT, YART ve VMAT teknikleri için elde edilen barsak V20 değerlerini sırasıyla $38,8\pm12,1$, $40,2\pm13,7$, $22,3\pm14,7$ olarak belirlemişlerdir. 3B-KRT ve YART tekniği arasında barsak V20 değerleri açısından anlamlı bir fark saptanmamış ($p=0,596$), VMAT tekniği ile elde edilen değerler diğer

tekniklere kıyasla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p=0,023$) [24]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen barsak V20 değerleri sırasıyla $32,230\pm6,173$, $4,765\pm2,035$, $3,730\pm1,890$, $8,526\pm3,971$, $1,983\pm2,417$ 'dir. Bütün teknikler arasında anlamlı farklar olduğu belirlenmiş, VMAT2 tekniği ile elde edilen değerler diğer dört tekniğe kıyasla

anlamli olarak dūřuk bulunmuştur ($p<0,05$). Çalışmamız Studenski ve arkadaşlarının çalışmasıyla paralellik gōstermektedir.

Parker ve arkadaşlarının çalışmasında tanımlanmayan dokunun 5 Gy ve 10 Gy alan hacimleri incelenmiş olup, 2B, 3B-KRT ve YART teknikleri için V5 değerleri sırasıyla %34, %23, %31, V10 değerleri sırasıyla %32, %21, %14 olarak belirlenmiştir. 3B-KRT ve YART tekniğinin 2B teknikten daha avantajlı olduğu gōsterilmiřtir [22]. Langner ve arkadaşlarının çalışmasında uygulanan Tomoterapi (Plan1), iki TomoDirect (Plan 2 ve 3) ve 3B-KRT (Plan4) teknikleri ile elde edilen tanımlanmayan dokuya ait V5 değerleri sırasıyla %51,2, %41,5, %41,2, %38,6, V10 değerleri sırasıyla %31,6, %38,6, %37,8, %36,0'dır. V5 değerleri açısından 3B-KRT, V10 değerleri açısından ise TomoTerapi tekniği avantajlı sonuçlar vermiştir [28]. Çalışmamızda tanımlanmayan dokular için 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri ile elde edilen V5 değerleri sırasıyla $35,765\pm7,240$, $34,846\pm5,492$, $33,766\pm5,467$, $40,976\pm8,604$, $45,780\pm9,293$, V10 değerleri sırasıyla $33,720\pm6,868$, $25,518\pm5,188$, $24,979\pm4,936$, $29,485\pm7,959$, $29,737\pm8,132$ 'dir. 3B-KRT ile YART1 teknikleri arasında sağlıklı dokunun V5 değerleri açısından anlamlı bir fark saptanmazken ($p>0,05$), diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu gōzlenmiřtir. VMAT2 tekniği ile oluşturulan planlamalar V5 değerleri açısından en yūksək değerlere sahiptir. En iyi sonuçlar YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilmiştir ($p<0,05$). VMAT1 ile VMAT2 teknikleri arasında sağlıklı dokunun V10 değerleri açısından anlamlı bir fark gōzlenmezken ($p>0,05$), diğer teknikler arasında anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalar V10 değerleri açısından en yūksək değerlere sahiptir. En iyi sonuçlar YART2 tekniği ile oluşturulan planlamalardan elde edilmiştir ($p<0,05$).

Seppälä ve arkadaşlarının çalışmasında 3B-KRT ve YART tekniklerinin MU değerleri incelenmiş ve sırasıyla 611 MU ve 1170 MU olarak belirtilmiştir [19]. Çalışmamızda 3B-KRT, YART1, YART2, VMAT1 ve VMAT2 teknikleri için MU değerleri sırasıyla $508,000 \pm 112,225$ MU, $884,525 \pm 204,591$ MU, $1141,150 \pm 128,655$ MU, $1331,550 \pm 128,655$ MU, $1368,050 \pm 155,603$ MU olarak belirlenmiştir. VMAT teknikleri arasında MU değerleri açısından anlamlı bir fark gözlenmezken ($p > 0,05$), diğer tekniklere göre daha fazla MU değerlerine sahip oldukları saptanmıştır. En düşük değerler 3B-KRT tekniği ile elde edilmiştir ($p < 0,05$). Lineer hızlandırıcılardaki ve tedavi planlama sistemlerindeki farklılıklar MU değerleri arasında değişikliklere sebep olabilmektedir.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızda kranyospinal tedavilerde klasik bir yöntem olarak kullanılan 3B-KRT tekniğine alternatif olarak YART ve VMAT tekniklerinin uygulanabilirliğini inceledik. 3B-KRT tekniğindeki alan çakıştırma problemlerini ortadan kaldırma amacıyla, uyguladığımız YART ve VMAT tekniklerinin her birinde overlap kullanıldı. Bunlar kranyum sahaların alt sınırı her bir hasta için omuz hizasını geçmeyecek şekilde (yaklaşık 3-5 cm), spinal sahaların üst sınırı hastanın çenesini geçmeyecek şekilde (yaklaşık 3-5 cm) ve iki spinal saha kullanılan hastalarda alt spinal sahaların üst sınırı, üst spinal saha ile 10 cm overlap olacak şekilde uygulanmıştır. Bu tekniklerin doz homojenitesi, doz konformitesi, kritik organların korunması açısından avantaj ve dezavantajlarını istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Kliniğimizde kranyospinal tedavi için 3B-KRT'ye alternatif olarak YART ve VMAT tekniklerinin uygulanabilir olduğu kanıtlanmış, tercih edilecek olan tekniğin radyasyon onkoloğunun ve uzman fizikçinin karşılıklı olarak planlamadan beklentilerine ve hastanın durumuna bağlı olarak değişeceği görülmüştür.

Uygulanan teknikler ile elde edilen sonuçlar şunlardır:

1. 3B-KRT, iki farklı YART ve iki farklı VMAT tekniklerini kullanarak oluşturduğumuz planlamalardan elde edilen veriler istenilen doz-hacim sınırlamalarını sağlamaktadır. PTV'nin aldığı maksimum dozlar açısından VMAT2 tekniği en avantajlı teknik olarak değerlendirilirken, en yüksek maksimum dozlar VMAT1 tekniğinden elde edilmiştir. YART teknikleri ve 3B-KRT tekniğinden elde edilen maksimumlar birbirine yakındır.

2. 3B-KRT tekniği doz homojenitesi açısından en iyi sonuçları sağlarken, doz konformitesi açısından en kötü değerlere sahiptir. Belirlenen dozun %107'sinden ve %110'undan fazlasını alan PTV hacmi 3B-KRT tekniği ile oluşturulan planlamalarda diğer tekniklere kıyasla oldukça yüksektir. Bu açıdan en iyi sonuçları veren teknik VMAT2 olup, konformite açısından da en avantajlı teknik olarak görülmüştür.

3. Akciğer ortalama dozları ve V10, V15 değerleri için en iyi sonuçlar 3B-KRT tekniği ile sağlanmış olup, VMAT2 tekniğinden elde edilen değerler dezavantajlı bulunmuştur. Akciğer V20 değerleri için ise YART2 tekniği en ideal değerleri sağlamış, VMAT1 tekniği dezavantajlı bulunmuştur. Genel olarak bakılacak olursa akciğer için en iyi sonuçlar 3B-KRT ve YART teknikleri ile elde edilmiştir.

4. Böbreklerin ortalama dozları ve V10 değerleri için 3B-KRT tekniği en iyi sonuçları sağlarken, VMAT2 ve YART1 teknikleri dezavantajlı olarak belirlenmiştir. V15 ve V20 değerleri için ise VMAT1 tekniği 3B-KRT'ye kıyasla daha iyi sonuçlar vermiştir.

5. Gözlerin ortalama dozları için en ideal teknikler 3B-KRT ve YART2 olarak belirlenmiştir. VMAT2 ve YART1 tekniklerinden elde edilen gözlerin ortalama dozları diğer tekniklere kıyasla oldukça yüksek bulunmuştur. Aynı durum lenslerin ortalama ve maksimum dozları için de geçerli olup, en avantajlı teknik 3B-KRT olarak belirlenmiştir. Lenslerin radyasyona maruz kalması, katarakt oluşumu ile doğrudan ilişkilidir [35].

6. Kalp ortalama dozları ve V10, V15 değerleri açısından en ideal sonuçlar YART2, V20 değerleri açısından ise VMAT2 tekniği ile elde edilmiştir. 3B-KRT

tekniki kalp için en kötü değerleri vermiş, diğer dört tekniğe kıyasla dezavantajlı olarak bulunmuştur.

7. Optik sinirlerin maksimum dozları için en düşük değerler VMAT2 tekniği ile sağlanmıştır. Aynı şekilde kohlea ortalama dozları da VMAT2 ve YART2 teknikleri ile minimum iken, 3B-KRT tekniği oldukça yüksek dozlar sağlamıştır. Kohleanın radyasyona maruz kalması sonucu işitme kaybı ile doğrudan ilişkilir [35]. Genel olarak bakıldığında optik sinirler ve kohlea için en ideal teknik VMAT2 iken, 3B-KRT dezavantajlı olarak belirlenmiştir.

8. Mandibula, oral kavite ve dalak ortalama dozları için en iyi sonucu veren teknik 3B-KRT olup, VMAT2 tekniğinden diğer dört tekniğe kıyasla oldukça yüksek dozlar elde edilmiştir.

9. Tiroid ortalama dozları ve V10, V15, V20 değerleri, larinks ortalama dozları, barsak ortalama dozları ve V20 değerleri ve iliak kemik ortalama dozları açısından en iyi sonuçlar VMAT1 tekniği ile elde edilmiştir. Bu kritik organlar için en kötü değerleri 3B-KRT tekniği vermiştir.

10. Karaciğer ortalama dozları ve V10 değerleri, parotis ortalama dozları ve özefagus ortalama dozları açısından en iyi sonuçlar YART2 tekniği ile elde edilmiştir. 3B-KRT tekniği ise bu kritik organlar için diğer dört tekniğe kıyasla dezavantajlı bulunmuştur.

11. Mide ortalama dozları için en iyi sonuçlar VMAT1 tekniği ile elde edilmiştir ve YART1 tekniği dezavantajlı olarak belirlenmiştir.

12. İntegral dozlar için V5 ve V10 değerleri incelenmiştir. V5 ve V10 açısından YART2 tekniği en düşük değerleri sağlamıştır. V5 için en yüksek değerler

VMAT2 tekniğinden, V10 için en yüksek değerler ise 3B-KRT tekniğinden elde edilmiştir. Kranyospinal ışınlamalar sonucu; akut hematolojik, otojenik, sindirim sistemine ilişkin, geç endokrin, merkezi ve periferik nörojenik toksisiteler, üreme sisteminde bozukluklar ve ikincil malignitelerin oluşumunun artması gibi yan etkiler oluşabilmektedir [29]. Sağlıklı dokuların özellikle pediatrik hastalarda gereksiz doz alması geç yan etkilerin oluşma riskini artırmaktadır. Kranyospinal tedavide en çok tartışılan konulardan biri de “low-dose bath” olarak adlandırılan, düşük doz bölgelerinin çok fazla olmasıdır. Düşük doz alan hacimlerin artması ikincil malignitelerin oluşumunu arttırmaktadır [23]. Bu nedenle sağlıklı dokuların aldığı dozlar dikkatle değerlendirilmelidir.

7. ÖZET

KRANYOSPİNAL IŞINLAMALARDA VOLUMETRİK AYARLI ARK TEDAVİ, YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ VE ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ TEDAVİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Kranyospinal ışınlama tekniklerinde klasik bir yöntem olarak kullanılan 3B-KRT'ye alternatif olarak YART ve VMAT tekniklerinin klinik kullanımı değerlendirilmiştir. Bu amaçla iki farklı YART ve iki farklı VMAT tekniği belirlenmiş ve medullablastom tanılı 20 hasta retrospektif olarak planlanmıştır. 3B-KRT planlamaları PrecisePlan tedavi planlama sistemiyle, YART ve VMAT planlamaları Monaco tedavi planlama sistemiyle 6 MV enerji kullanılarak PTV'ye günlük 1,8 Gy ile 20 fraksiyonda total 36 Gy uygulanacak şekilde oluşturulmuştur. Planlar konformite, homojenite, kritik organ dozları, integral dozlar ve tedavi süreleri bakımından karşılaştırılmıştır. Tekniklerin avantaj ve dezavantajları istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Homojenite indeksi değerleri açısından 3B-KRT tekniği avantajlı iken, konformite indeksi değerleri açısından VMAT teknikleri daha avantajlıdır.

Akciğer ortalama dozları ve V10, V15 değerleri, böbreklerin ortalama dozları ve V10 değerleri, lenslerin ortalama ve maksimum dozları, gözler, mandibula, oral kavite ve dalak ortalama dozları açısından 3B-KRT tekniği avantajlıdır.

Akciğer V20 değerleri, kalp ortalama dozları ve V10, V15 değerleri, karaciğer ortalama dozları ve V10 değerleri, kohlea, parotisler ve özefagus ortalama dozları açısından YART teknikleri avantajlı bulunmuştur.

Tiroid ortalama dozları ve V10, V15, V20 değerleri, böbrek V15, V20 değerleri, barsak ortalama dozları ve V20 değerleri, kalp V20 değerleri, kohlea, larinks, mide, iliak kemiklerin ortalama dozları ve optik sinirlerin maksimum dozları açısından ise VMAT teknikleri üstündür.

Sağlıklı dokulara ait V5 ve V10 değerleri açısından en iyi sonuçlar YART teknikleri ile elde edilmiştir.

En düşük MU değerleri 3B-KRT tekniğinden, en yüksek MU değerleri ise VMAT tekniklerinden elde edilmiştir.

Kliniğimizde kranyospinal tedavi için 3B-KRT'ye alternatif olarak YART ve VMAT tekniklerinin uygulanabilir olduğu gösterilmiş olup, tercih edilecek olan teknik radyasyon onkoloğunun ve uzman fizikçinin karşılıklı olarak planlamadan beklentilerine ve hastanın durumuna bağlı olarak değişecektir.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, YART, VMAT, Kranyospinal Işınlama

E-Posta: SoullCollector@gmail.com

8. ABSTRACT

COMPARISON OF INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY, 3D CONFORMAL RADIOTHERAPY AND VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY TREATMENT PLANNING TECHNIQUES FOR CRANIOSPINAL IRRADIATION

In the current study the IMRT and VMAT techniques were evaluated as an alternate method to 3D-CRT that is used as a conventional technique for the craniospinal irradiation. Two different IMRT and VMAT techniques were proposed, and 20 patients diagnosed with medullablastoma were planned retrospectively. A total dose of 36 Gy in 20 daily fractions of 1,8 Gy was prescribed to the PTV. 3D-CRT plans were generated using PrecisePlan treatment planning system, and the IMRT and VMAT plans were generated using Monaco treatment planning system with 6 MV photons. All plans were compared as regards conformity, homogeneity, organs at risk doses, integral doses and treatment times. The advantages and disadvantages of the techniques were evaluated statistically.

3D-CRT technique is the most advantageous regarding the homogeneity index values, and VMAT techniques are the most efficient regarding the conformity.

3D-CRT technique gives the best results for average doses of the lung, and V10, V15 values, average doses of kidney, and V10 values, maximum doses to lenses, and average doses of lenses, eyes, mandible, oral cavity.

IMRT techniques is the most advantageous regarding the lung V20 values, average doses of heart, and V10, V15 values, average doses of liver, and V10 values, average doses of cochlea, parotids, esophagus.

VMAT technique is superior for average doses of thyroid, and V10, V15, V20 values, kidney V20 values, average doses of bowel, and V20 values, heart V20 values, average doses of cochlea, larynx, stomach, iliac bone, and maximum doses to the optic nerves.

IMRT technique is superior for V5 and V10 values for healthy tissues.

3D-CRT technique provides the lowest MU values, and VMAT techniques provide the highest MU values.

It is proved that the IMRT and VMAT techniques are applicable in our clinic for the craniospinal irradiation. Before choosing the technique, the radiation oncologist and physics specialist should compare their expectation from the treatment and the status of the patient.

Key Words: Radiotherapy, IMRT, VMAT, Craniospinal Irradiation

E-Mail: SoullCollector@gmail.com

9. YARARLANILAN KAYNAKLAR

1. M. Beyzadeoğlu, G. Özyiğit, C. Ebruli, **Basic Radiation Oncology**, Springer Berlin Heidelberg, 1st ed. 2010; p. 192-194.
2. Craniospinal Irradiation: <http://ozradonc.wikidot.com/me:craniospinal>
3. R. L. McMahon, N. A. Larrier, Q. J. Wu, **An Image-Guided Technique for Planning and Verification of Supine Craniospinal Irradiation**, Journal Of Applied Clinical Medical Physics, 2010.
4. L. Öztürk, İ. Z. A. Aktan, T. Varol, **Sağlık ve Spor Yüksekokulları İçin İşlevsel Anatomi**, Altın Nokta Yayınevi, İzmir 2012, p. 207-225.
5. Management of Medullablastomas:
<http://www.slideshare.net/santam/medulloblastomas>
6. O. Mora, **Kranyospinal Işınlamalarda Supine ve Prone Tedavi Teknikleri İçin Farklı Tedavi Parametreleri Kullanarak Birleşme Bölgesi ve Riskli Organlardaki Doz Dağılımlarının Değerlendirilmesi**, Yüksek Lisans Tezi, İzmir 2009
7. A. K. Özkan, **Kranyospinal Işınlama Tekniklerinin Yüzüstü ve Sırtüstü Pozisyonlarda Karşılaştırılması**, Yüksek Lisans Tezi, Ankara 2005.
8. Medullablastoma: http://www.slideshare.net/vandana_rt/diagnosis-treatment-management-of-medulloblastoma
9. A. R. Rahman, J. Z. Wang, Z. Huang, J. Montebello, **To Reduce Hot Dose Spots in Craniospinal Irradiation: An IMRT Approach with Matching Beam Divergence**, The Journal of Undergraduate Research at Ohio State, Vol 2, 2011.

10. O. Oyar, M. Yıldız, U. Gülsoy, M. Koroğlu, A. Yeşilbaş, B. Baykal, **Tıbbi Görüntüleme Fiziği**, Nobel Tıp Kitabevleri, Ankara 2003, p. 119.
11. E. Tuncel, **Klinik Radyoloji**, Nobel Tıp Kitabevleri, 2011, p. 87, 106.
12. F. M. Khan, **The Physics of Radiation Therapy**, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, USA 2003, p. 42-47, 222-224, 235.
13. Y. Arslan, **Baş Boyun Kanserlerinin Radyoterapisinde 5 Alan Segmentli Konformal Radyoterapi ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Karşılaştırılması**, Yüksek Lisans Tezi, İzmir 2012.
14. P. Mayles, A. Nahum, J. C. Rosenwald, **Handbook Of Radiotherapy Physics- Theory and Practice**, CRC Press, London 2007, p. 846-848.
15. Radiation Treatment Planning:
http://en.wikipedia.org/wiki/Radiation_treatment_planning
16. H. Ç. İster, **Malign Gliomların Radyoterapisinde Volumetrik Ayarlı Ark Terapinin ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Dozimetrik Karşılaştırılması**, Yüksek Lisans Tezi, İzmir 2013.
17. Monaco Treatment Planning Guide, 2013.
18. ICRU Report 83: **Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy**, Vol. 10, No: 1, 2010.
19. J. Seppälä, J. Kulmala, P. Lindholm, H. Minn, **A method to improve target dose homogeneity of craniospinal irradiation using dynamic split field IMRT**, J. of the European Society for Radiotherapy and Oncology, Vol. 96, 2010.
20. W. A. Parker, C. R. Freeman, **A simple technique for craniospinal radiotherapy in the supine position**, J. of the European Society for Radiotherapy and Oncology, Vol. 78, 2006.

21. N. J. Rene, M. Brodeur, W. Parker, D. Roberge, C. Freeman, **A comparison of optic nerve dosimetry in craniospinal radiotherapy planned and treated with conventional and intensity modulated techniques**, J. of the European Society for Radiotherapy and Oncology, Vol. 97, 2010.
22. W. Parker, E. Filion, D. Roberge, C. R. Freeman, **Intensity-modulated radiotherapy for craniospinal irradiation: target volume considerations, dose constraints, and competing risks**, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 69, No:1, pp. 251-257, 2007.
23. A. Fogliata, S. Bergström, I. Cafaro, A. Clivio, L. Cozzi, G. Dipasquale et al., **Cranio-spinal irradiation with volumetric modulated arc therapy: A multi-institutional treatment experience**, J. of the European Society for Radiotherapy and Oncology, Vol. 99, 2011.
24. M. T. Studenski, X. Shen, Y. Yu, Y. Xiao, W. Shi, T. Biswas et al. **Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation-A comparison with traditional techniques**, J. of the American Association of Medical Dosimetrists, Vol. 38, 2013.
25. D. S. Sharma, T. Gupta, R. Jalali, Z. Master, R. D. Phurailatpam, R. Sarin, **High-precision radiotherapy for craniospinal irradiation: evaluation of three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiation therapy and helical TomoTherapy**, The Br. J. of Radiology, Vol. 82, 2009.
26. S. Patel, H. Warkentin, K. Powell, A. Syme, B. Warkentin, G. Fallone, **Comparison of RapidArc Volumetric Modulated Arc Therapy, Helical Tomotherapy, and 3D Conformal Radiotherapy for Pediatric Craniospinal Irradiation**, Int. J. of Radiation Oncology, Vol. 78, 2010.

27. M. Yoon, D. H. Shin, J. Kim, J. W. Kim, D. W. Kim, S. Y. Park et al.,
Craniospinal irradiation techniques: a dosimetric comparison of proton beams with standard and advanced photon radiotherapy, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 81, pp. 637-646, 2011.
28. U. W. Langner, J. A. Molloy, J. F. Gleason, J. M. Feddock, **A feasibility study using TomoDirect for craniospinal irradiation**, J. of Applied Clinical Med. Phys., Vol. 14, No: 5, 2013.
29. J. Jacob, J. P. Vernant, C. Chira, A. Mazal, S. Zefkili, C. Dauphinot et al.,
Craniospinal irradiation in acute lymphoblastic leukemia: comparison between conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, and helical tomotherapy, J. Nucl. Med. Rad. Ther., S:6, 2012.
30. F. Cao, R. Ramaseshan, R. Corns, S. Harrop, N. Nuraney et al., **A three-isocenter jagged-junction IMRT approach for craniospinal irradiation without beam edge matching for field junctions**, Int. J. of Rad. Onc. Biol. Phys., Vol 84., No: 3, pp. 648-654, 2012.
31. T. Alawi, N. Safadi, S. Al-Ghamdi, N. Mail, A. Saoudi, **A Comparative Study of VMAT (RapidArc) and 3-D Conformal Radiotherapy for Craniospinal Irradiation**, Br. J. Radiology, Vol. 84, pp. 967-996, 2011.
32. A. S. Berná, J. S. Ramos, V. P. Puchades, M. G. Aparicio, F. M. Colodro, P. E. Perez et al., **Volumetric modulated arc therapy (rapidarc) craniospinal irradiation: A planning analysis**, Reports of Practical Onc. & Rad., Vol. 18, Supp. 1, pp. 197, 2013.
33. C. T. Lee, S. D. Bilton, R. M. Famiglietti, B. A. Riley, A. Mahajan, E. L. Chang et al., **Treatment Planning With Protons for Pediatric Retinoblastoma, Medullablastoma, and Pelvic Sarcoma: How Do Protons**

Compare With Other Conformal Techniques?, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 63, No: 2, pp. 362-372, 2005.

34. M. F. Mostafa, A. Helal, M. F. Noaaman, **Radiation doses to normal tissues during craniospinal irradiation: Improvement of the dose to the eye and lens, dosimetric study**, Alexandria J. of Medicine, Vol. 47, pp. 291-298, 2011.
35. J. Dinh, J. Stoker, R. H. Georges, N. Sahoo, X. R. Zhu, S. Rath et al., **Comparison of proton therapy techniques for treatment of the whole brain as a component of craniospinal radiation**, J. of Radiation Oncology, Vol. 8, 2013.

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Sakarya’da doğdum. Orta öğrenimimi Zehra Akkoç Lisesi’nde tamamladım. 2006 yılında Ege Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik bölümünü kazandım. Dört yıllık lisans eğitimim sonrasında 2012 yılında Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü’ne bağlı Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği programında yüksek lisans eğitimi almaya başladım ve buradaki eğitimime halen devam etmekteyim.