



ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRANYOSPİNAL İŞINLAMALARDA TOMOTERAPİ CİHAZI
VE KLASİK LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZI İÇİN HACİMSEL
YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ YÖNTEMLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

GAMZE GÖKÇE AVŞAR
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Meriç Şengöz

İSTANBUL-2022



ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRANYOSPİNAL İŞINLAMALARDA TOMOTERAPİ CİHAZI
VE KLASİK LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZI İÇİN HACİMSEL
YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ YÖNTEMLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

GAMZE GÖKÇE AVŞAR
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Meriç Şengöz

İSTANBUL-2022

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi
Program : Sağlık Fiziği Yüksek Lisans
Tez Başlığı : Kranyospinal Işınlamalarda Tomoterapi Cihazı ve Klasik
Lineer Hızlandırıcı Cihazı İçin Hacimsel Yoğunluk Ayarlı
Radyoterapi Yöntemlerinin Karşılaştırılması
Öğrencinin Adı-Soyadı : Gamze Gökçe Avşar
Savunma Sınavı Tarihi : 15/02/2022

Bu tez çalışması jürimiz tarafından Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Üye (Jüri Başkanı) Prof. Dr. Enis Özyar
Acıbadem Maslak Hastanesi
Radyasyon Onkolojisi
Üye (Tez Danışmanı) Prof. Dr. K. Meriç Şengöz
Acıbadem Altunizade Hastanesi
Radyasyon Onkolojisi
Üye Prof. Dr. Hilal Acar Demir
Medipol Üniversitesi Tıp
Fakültesi Radyasyon Onkolojisi

BEYAN

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

15/02/2022

Gamze Gökçe Avşar

İmza

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tez süreci boyunca bana hep destek olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Sn. Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ'e

Yüksek lisans eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle bizlere her zaman destek olan çok değerli hocalarım Sn. Prof. Dr. Enis ÖZYAR, Sn. Prof. Dr. Banu ATALAR ve Sn. Prof. Dr. Fulya AĞAOĞLU'na

Eğitim sürecimiz boyunca bizler için çok emek veren ve bizlere destek olan çok kıymetli hocalarım Sn. Bülent YAPICI, Sn. Gökhan AYDIN ve kıymetli hocam Sn. Görkem GÜNGÖR'e

Tez çalışması sürecinde beni sabırla dinleyerek çalışmamın her aşamasında çok emek veren değerli hocam Sn. Dr. Evren Ozan GÖKSEL'e, yine tezimin her aşamasında değerli bilgi ve deneyimlerini benimle her daim paylaşan değerli hocam Sn. Zeynep ÖZEN'e, Sn. Halil KÜÇÜCÜK'e ve Öznur ŞENKESEN'e

Eğitim süreci boyunca her daim birlikte hareket ederek ve birbirimize destek olarak ve tam bir ekip ruhuyla bilgilerimizi paylaştığımız çok değerli dönem arkadaşlarım Erdi AŞILIOĞLU, Kaya TETİK ve A. Deniz DEMİRSAR'a

Her daim yanımda olan, beni her zaman destekleyen değerli aileme ve eşim

Fırat AVŞAR'a teşekkür ederim. Tezimi oğlum Fidel AVŞAR'a ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	iii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	1
ABSTRACT	2
1 GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
2 GENEL BİLGİLER	5
2.1 Merkezi Sinir Sistemi Anatomisi.....	5
2.2 Kranyospinalin Tarihçesi.....	6
2.3 Kranyospinal Kanseri Tümör Tipleri.....	8
2.3.1 Astrositomlar	8
2.3.2 Beyin sapı gliomları.....	8
2.3.3 Medulloblastoma	8
2.3.4 Ependimom.....	8
2.3.5 Germ hücreli tümörler.....	9
2.3.6 Kranyofarenjiom	9
2.4 Hastalıkta Yayılım ve Tanı	9
2.5 Kranyospinal Tedavide Kritik Organlar	10
2.6 Kranyospinal Kanserlerinde Tedavi Teknikleri.....	10
2.7 Radyoterapide Tedavi Teknikleri	11
2.7.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi.....	11
2.7.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)	12
2.7.3 Hacimsel yoğunluk ayarlı radyoterapi (VMAT).....	12
2.7.4 RapidArc	13
2.7.5 Helikal tomoterapi (HT)	14
3 GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	16
3.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	16
3.2 VitalBeam (VB).....	17
3.3 Tomoterapi	18
3.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	20
3.4.1 Tomoterapi Accuray TPS	20

3.4.2	3.4.2. Varian Eclipse TPS	22
3.5	Hastaların Seçimi.....	23
3.6	Simülasyon	23
3.7	Eclipse TPS'sinde Planların Hazırlanması (RapidArc).....	24
3.8	Accuray TPS'sinde Planların Hazırlanması	25
3.9	İstatistiksel Analiz Yöntemi.....	27
3.10	Planların Değerlendirilmesi.....	27
3.10.1	Konformite indeksi (CI).....	27
3.10.2	Doz homojenite indeksi (DHI).....	28
4	BULGULAR	29
4.1	Akciğer Doz Değerleri	29
4.2	Kalp İçin Doz Değerleri.....	33
4.3	Lensler İçin Doz Değerleri	37
4.4	Böbrekler İçin Doz Değerleri.....	39
4.5	Karaciğer İçin Doz Değerleri.....	41
4.6	PTV Beyin İçin Doz Değerleri	42
4.7	PTV Spinal İçin Doz Değerleri	43
4.8	Dose Homojenite İndeksi (DHI)	44
4.8.1	PTV spinalin DHI değerleri	44
4.8.2	PTV beyinin DHI değerleri	45
4.9	Konformite İndeksi Değerleri (CI).....	45
5	TARTIŞMA	47
6	SONUÇ	55
7	KAYNAKLAR.....	56
8	EKLER.....	59
	EK 1. Etik Kurul Kararı	59
9	ÖZGEÇMİŞ	61

KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ

3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT-Three Dimensional Conformal Radiotherapy)
AAA	Analitic Anizotropic Algorithm
BOS	Beyin Omurilik Sıvısı
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CI	Konformite İndeksi (Conformity Index)
CN	Konformite Numarası (Conformity Number)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatörler (MLC- Multi Leaf Collimators)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DHI	Doz Homojenite İndeksi (Dose Homogeneity Index)
HT	Helikal Tomoterapi (Helical Tomotherapy)
HFS	Head First Supine
KSI	Kranyospinal Işınlama (CSI- Cranio-Spinal Irradiation)
KCM	Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)
MSS	Merkezi Sinir Sistemi (CNS- Central Nervous System)
MU	Monitor Unit
MV	Mega Volt
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PTV	Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
PET	Positron Emission Tomography
RT	Radyoterapi
RA	RapidArc
ROIs	Hedef veya Kritik Organ
SAD	Kaynak Eksen Mesafesi (Source Axes Distance)
VB	VitalBeam
VMAT	Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Spinal Kord Anatomisi	5
Şekil 2. RapidArc Tekniğinde Kranyospinal Bölgede %95'lik Doz Dağılımı	14
Şekil 3. Helikal Tomoterapi Tekniğinde Kranyospinal Bölge Doz Dağılımı	15
Şekil 4. Siemens Somatom Force CT Cihazı	16
Şekil 5. VitalBeam Cihazı	18
Şekil 6. Tomoterapi HDA Cihazı	19
Şekil 7. Tomoterapi Accuray TPS Görüntüsü	21
Şekil 8. Eclipse TPS Görüntüsü	22
Şekil 9. Eclipse TPS Spinal ve Kranyum %95'lik Doz Dağılımı	25
Şekil 10. Accuray TPS Doz Dağılımı	26
Şekil 11. Akciğerlerin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	30
Şekil 12. Akciğerin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)	31
Şekil 13. Akciğerin 10 Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)	32
Şekil 14. Akciğerin 20 Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)	33
Şekil 15. Kalbin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	34
Şekil 16. Kalbin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)	35
Şekil 17. Kalbin 10 Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)	36
Şekil 18. Kalbin 20Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)	37
Şekil 19. Sol Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	38
Şekil 20. Sağ Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	39
Şekil 21. Sol Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	40
Şekil 22. Sağ Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	41
Şekil 23. Karaciğerin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	42

Şekil 24. PTV Beyinin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)	43
Şekil 25. PTV Spinalin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy).....	44



TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Çocukluk Çağı Merkezi Sinir Sistemi Tümörlerinde Kullanılan RT Teknikleri	11
Tablo 2. Hastaların Toplam PTV Uzunluğu, Kranyum, Üst Spinal Bölge ve Alt Spinal Bölge veya Tüm Spinal Bölge İçin Ayarlanmış Olan Alan ve Arc Sayıları ..	25
Tablo 3. Akciğerlerin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri.....	29
Tablo 4. Akciğerlerin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri.....	30
Tablo 5. Akciğerin 10 Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri.....	31
Tablo 6. Akciğerin 20 Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri.....	32
Tablo 7. Kalbin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri.....	33
Tablo 8. Kalbin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri	34
Tablo 9. Kalbin 10Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri.....	35
Tablo 10. Kalbin 20Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri.....	36
Tablo 11. Sol Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri.....	37
Tablo 12. Sağ Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri	38
Tablo 13. Sol Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri	39
Tablo 14. Sağ Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri	40
Tablo 15. Karaciğerin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri	41

Tablo 16. PTV Beyinin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri	42
Tablo 17. PTV Spinalin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri	43
Tablo 18. PTV Spinalin HT ve VB İçin DHI Değerleri ve Ortalaması	44
Tablo 19. PTV Beyinin HT ve VB İçin DHI Değerleri ve Ortalaması	45
Tablo 20. PTV Spinalin HT ve VB İçin CI Değerleri ve Ortalaması	45
Tablo 21. PTV Beyinin HT ve VB İçin CI Değerleri ve Ortalaması	46



ÖZET

Kranyospinal Işınlamalarda Tomoterapi ve VitalBeam Cihazlarında Helikal Tomoterapi ve RapidArc Tedavi Planlarının Karşılaştırılması

Çalışmamızda Kranyospinal Işınlamalarda (KSI, Cranio-spinal Irradiation) Tomoterapi cihazı için Helikal Tomoterapi (HT, Helical Tomotherapy), VitalBeam (VB) cihazı için RapidArc (RA) teknikleri ile oluşturulan hasta tedavi planlarının iki farklı cihazda karşılaştırılması amaçlanmıştır. Kranyospinal bölgede astrositom, beyin sapı gliomu, medulloblastom, ependimom, germ hücreli tümör, kranyofarenjiom gibi tümörlerden biri ya da birkaçı tespit edilerek kanser tanısı almış 8 hastanın HT ve RA teknikleri ile yapılmış olan planları retrospektif olarak oluşturulmuştur. Radyoterapinin (RT) en karmaşık türlerinden olan KSI uygulamasında hangi cihaz ve tekniğin avantajlı olabileceği araştırılmıştır. Planlar hedef hacim sarımı, kritik organ doz değerleri ve doz homojenitesi açısından analiz edilmiştir. Homojenite İndeks (HI, Homogeneity Index) değeri HT tekniğinde PTV spinal için 1,03, PTV beyin için 1,02; RA tekniğinde PTV spinal için 1,06 ve PTV beyin için 1,08 olarak hesaplanmıştır. Doz homojenitesi HT'de RA'ya göre daha iyi sonuçlanmıştır. Konformite Numarası (CN) HT'de PTV spinal için 0,70, PTV beyin için 0,77; RA'da PTV spinal için 0,86, PTV beyin için 0,92 olarak hesaplanmıştır. İki teknikte de $CI < 1$ (CI, Conformity Index) olarak sonuçlanmıştır. Hedef hacimlerin ortalama doz değerlerinin ortalaması PTV spinal için HT'de 35,4 Gy ve RA'ta 35,8 Gy; PTV beyin için HT'de 35,3 Gy ve RA'ta 35,9 Gy olarak hesaplanmıştır. Uygulanan HT ve RA tedavi teknikleri göstermektedir ki, her iki teknik de klinik olarak kullanılabilir. Ancak, HT tekniği, planlar için oluşturulan ve overlap bölgelerinde doz inhomojenitesine neden olabilecek alanlar arasında birleştirme yapmayı gerektirmediğinden dolayı RA tekniğine göre daha pratiktir.

Anahtar Sözcükler: Helikal tomoterapi, kranyospinal, kranyospinal ışınlama, medulloblastom, VMAT.

ABSTRACT

Comparison of Helical Tomotherapy and RapidArc Treatment Plans in Tomotherapy and VitalBeam Machines in Cranio-Spinal Irradiations

In this study it is aimed to compare the patient plans created with Helical Tomotherapy (HT) for Tomotherapy and RapidArc (RA) techniques for VitalBeam (VB) in two different devices in Cranio-spinal Irradiations (CSIs). By detecting one or more tumors such as astrocytoma, brain stem glioma, medulloblastoma, ependymoma, germ cell tumor, craniopharyngioma in the craniospinal region, the plans of 8 patients diagnosed with cancer were created retrospectively using HT and RA techniques. In CSI application, one of the most complex types of Radiotherapy (RT), which device and technique might be advantageous has been investigated. The plans were analyzed in terms of target volume coverage, critical organ dose values and dose homogeneity. Results, HI value was calculated 1,03 for PTV spinal, 1,02 for PTV brain in HT technique respectively; in RA technique, it was 1,06 for PTV spinal and 1,08 for PTV brain. Dose homogeneity was better calculated in HT technique than RA. While Conformity Number (CN) in HT technique was calculated as 0,70 for PTV spinal, 0,77 for PTV brain; in RA technique, it was 0,86 for PTV spinal and 0,92 for PTV brain. In both techniques Conformity Index (CI) was resulted in $CI < 1$. Mean dose values of the mean dose values for target volumes were 35,4 Gy in HT and 35,8 Gy in RA for PTV spinal. While PTV brain, it was calculated as 35,3 Gy in HT and 35,9 Gy in RA technique. The HT and RA treatment techniques applied to eight patients show that, both techniques can clinically be used. However, the HT technique is more practical than the RA technique, as it does not require joining between the regions created for the plans which may cause dose inhomogeneity in the overlap regions.

Keywords: Helical tomotherapy, cranio-spinal, cranio-spinal irradiation, medulloblastoma, VMAT.

1 GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide yeni cihazlar ve tedavi planlamasındaki gelişmeler sayesinde uygulamalardaki hassasiyet artmakta, sağlıklı dokulara daha az doz verilirken tümöre ya da yineleme riski olan bölgeye daha yüksek doz verilmektedir (1).

Kranyospinal ışınlama, (KSI, Cranio-Spinal Irradiation) medulloblastom gibi nöroektodermal tümörlerin ve leptomeningeal yayılım riski yüksek olan hastaların iyileştirici tedavisinde önemli bir bileşendir (2,16). Kranyospinal ışınlama, planlama hedef hacminin (PTV, Planning Target Volume) uzunluğu, omurilik ve diğer kritik organların radyo duyarlılığı nedeniyle teknik olarak zordur. Standart lineer hızlandırıcıların mekanik sınırlamaları nedeniyle farklı izomerkezli tedavi alanlarında eşleştirme yapmak gerekmektedir. Bu durum doz inhomojenitesine ve alan birleşim yerlerinde hatalara sebep olmaktadır (2).

Sanziana R.I. Schiopu ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmada 2006 ile 2014 yılları arasında, yaşları 4 ile 70 arasında değişen primer beyin tümörlü 45 hastada kranyospinal bölge ışınlaması için HT tedavi yöntemi kullanılmıştır. Hastalardan 20'si medulloblastoma, 10'u ependymoma, 7'si intracranial germinoma (ICG) ve 4'ü primitive neuroektodermal (PNET) olmak üzere MSS'de malign tümörü olan 45 hasta HT-CSI tedavi yöntemi ile tedavi edilmiştir. Çalışmada hastalığın erken ve geç toksisite etkisinin, sağkalımının ve lokal kontrolünün tanımlanması amaçlanmıştır. Tüm hastalar sırt üstü pozisyonda yatırılarak ve özelleştirilmiş termoplastik maskeler kullanılarak hareketsizleştirilmişlerdir. Tedavi planlaması için 5 mm kesit kalınlığındaki BT görüntüleri başın üstünden tüm pelvise kadar çekilmiştir. Planlamalar Tomoterapi TPS'inde yapılmıştır. Araştırmanın sonucunda en sık görülen akut toksisiteler bulantı, kusma, yorgunluk, iştahsızlık, alopesi ve nörotoksisitelerdir. Hastalığın 3. ve 4. evrelerinde geç toksisiteye rastlanmamıştır. Üç yıllık sağkalım oranı %80 iken 5 yıllık sağkalım oranı %70'tir. Hastalık 11 hastada nüks etmiştir. On hastada lokal nüks, bir hastada multifokal nüks görülmüş olup bir hastada da ikincil kanser teşhisi konmuştur. Uygulanan HT-CSI tedavisi sonrasındaki sağkalımın mevcut literatür ile uyumlu olduğu belirlenmiştir.

Konvansiyonel RT ile karşılaştırıldığında HT yönteminde, tedavi esnasında boşluklardan ve birleşim noktalarından mümkün olduğunca kaçınılır. Çevre organlar daha iyi korunur, daha homojen doz dağılımı ile hedef hacmin daha iyi şekilde kapsanması sağlanır (20).

Sun Zong-wen ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, yaşları 18 ile 30 arasında değişen yetişkin medulloblastoma hastalarında HT, VMAT ve Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT, Three-Dimensional Conformal Radiotherapy) üzerinde çalışılmış ve HT tedavisinin sonuçları değerlendirilmiştir. Yapılan tedavi planları; hastanın ışınlanma süresi, Doz Homojenite İndeksi (DHI, Dose Homogeneity Index), Konformite İndeks (CI, Conformity Index), hedef hacme ve kritik organlara uygulanan maksimum, minimum ve ortalama doz değerleri açısından incelenmiştir. Söz konusu çalışmada yalnızca yetişkin hastalar değerlendirilmiştir. Çalışmamızda çocuk hastaların tedavisi için yapılan planlar da değerlendirilecek olup farklı plan parametreleri araştırılacaktır (4).

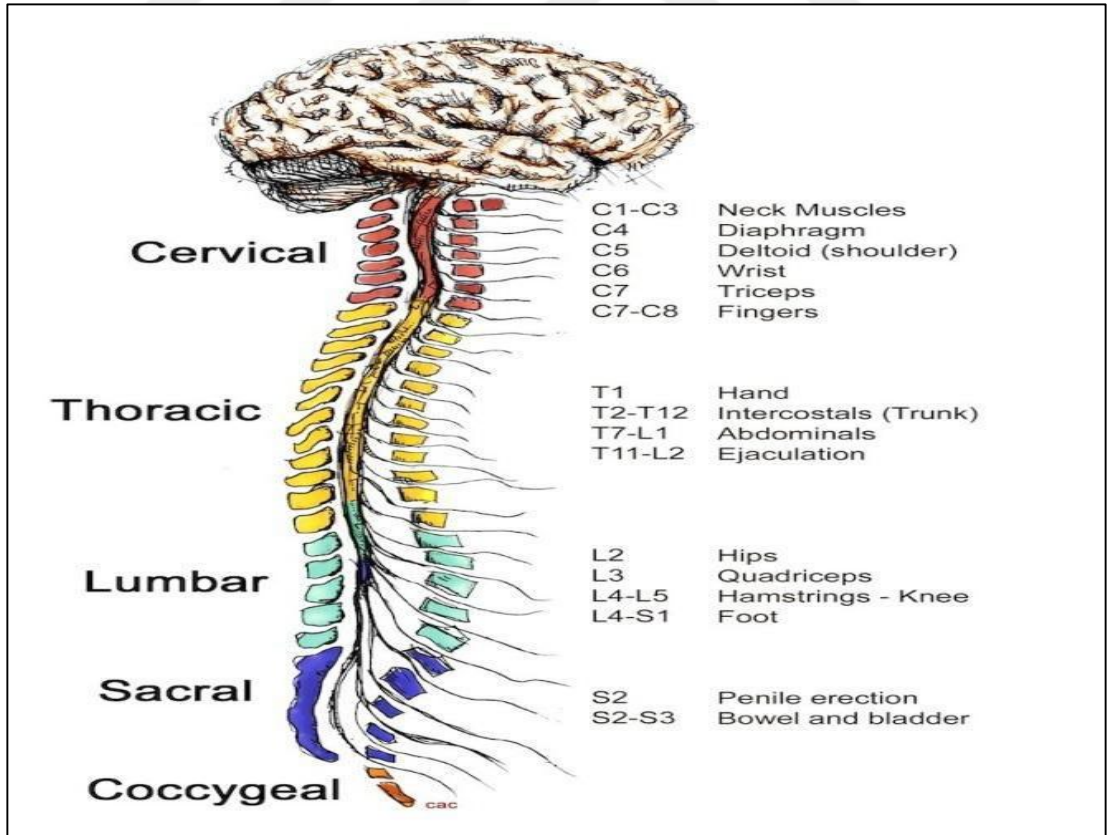
Araştırmamızın konusu, KSI'lerde Tomoterapi ve VitalBeam (VB) lineer hızlandırıcı cihazlarının TPS'sinde yapılan tedavi planlarının karşılaştırılmasıdır. Radyoterapide en karmaşık tedavilerden biri olarak değerlendirilen Merkezi Sinir Sistemi (CNS, Central Nervous System) tümörlerinin HT ve RapidArc tekniği kullanılarak Tomoterapi ve VB cihazlarında oluşturulan tedavi planlamalarının hedef bölgelerdeki doz dağılımı, normal dokuların korunabilirliği, alan kesişim bölgelerindeki doz homojenitesi gibi etmenlerin optimal düzeyde tutularak yapılması, her iki cihazdan da elde edilen hasta tedavi planlarının avantaj ve dezavantajlarının incelenmesi amaçlanmaktadır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Merkezi Sinir Sistemi Anatomisi

İnsan vücudunun sinir sistemi santral (merkezi) ve periferik (çevresel) sinir sistemi olmak üzere iki farklı sistemden oluşur. Merkezi sinir sistemi (MSS) cerebrum (beyin), medulla spinalis (omurilik) ve bu yapıları koruyan zarlardan oluşur. Çevresel sinir sistemi ise kafa sinirleri, omurilik sinirleri ve ganglionlardan oluşur (7, 25, 28).

Merkezi sinir sistemi tümörlerinin çoğu supratentorial kompartmanda yerleşir. Supratentorial kompartman; serebral hemisferler, diensefalon, pineal bölge, sellar ve suprasellar bölgelerden oluşmaktadır. İnfratentorial kompartman ise serebellum, pons ve medullayı kapsamaktadır (1, 11).



Şekil 1. Spinal Kord Anatomisi

2.2 Kranyospinalin Tarihçesi

Kranyospinal ışınlama tekniği ilk olarak 1953 yılında Paterson ve Farr tarafından 250 kV x-ışınları kullanılarak yapılmıştır. Böylece birçok radyoterapi tekniğinde ilerleme sağlanmıştır (9).

Kranyospinal ışınlamada hedef büyük ve karmaşık bir şekle sahiptir. Bu nedenle hedef hacme istenilen doz verilerek doz homojenliği korunurken, normal dokulara verilen doz minimuma indirgenerek toksisitenin en az olması sağlanmalıdır (15).

Literatürde KSI için birçok teknik kullanılmıştır: Tokars ve arkadaşları tarafından ilk kez 1979 yılında hokey sopası tekniği önerilmiş ve bir çok merkez tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknikte kranyal ve spinal alanlar tek bir alandan ışınlanmaktadır bu yüzden bitişik alan problemi yoktur. Tedavide kranyumun bir gün sol taraftan, sonraki gün sağ taraftan ışınlanması nedeniyle doz heterojenitesi oluşmaktadır. Buna ek olarak hasta set-up problemleri ve korunması gerekli alanlar için geniş kurşun blokların yapılmasının zorluğu da bu tekniğin dezavantajları arasındadır (10).

Kranyospinal ışınlamada kullanılmış olan bir diğer teknik de kranyal alan ile spinal alanın birleşim bölgesinde gitgide incelen kurşun blokların kullanıldığı incelen kurşun blok tekniğidir. Bu teknik Kobalt 60 cihazlarında kullanılmıştır. Ancak tekniğin dezavantajı, koruma bloklarının her bir hasta için ayrı ayrı olacak şekilde çok dikkatli hesapların yapılmasını gerektirmesi ve koruma bloklarının hazırlanması için çok fazla zamana gereksinim duyulmasıdır. Bu tekniğin pratikte uygulanması zordur (10).

Kobalt 60 cihazlarında kullanılan bir diğer teknik de aralık bırakma tekniğidir. Bu teknik, karşılıklı paralel kranyal alanlar ile spinal alan arasında aralık bırakılarak uygulanır. Bu teknikte üst üste binmiş (overlap) alanlarda yüksek doza bağlı olarak radyasyon miyelitlerinin oluştuğu ve geniş bırakılan aralık sonucunda düşük doza bağlı olarak bazı tümör yinelemelerinin görüldüğü saptanmıştır. Aynı zamanda, hasta

set-up'larında görülen milimetrik hataların dahi çok ciddi komplikasyonlara neden olması tekniğin pratikte kullanımını zorlaştırmıştır (10).

Literatürde KSI için kullanılmış olan tekniklerden biri de hareketli birleşim noktaları tekniğidir. Kobalt 60 cihazlarında kullanılmıştır (10).

Yarı blok ışın tekniği de Kobalt 60 tedavi cihazlarında kullanılmış bir tekniktir. Bu teknikte de karşılıklı paralel kranyal alanlar ve üst spinal alana yarı blok kesici olarak hazırlanmış olan kurşun blok yerleştirilir. Böylelikle ışın demetinin yarısı kapatılıp diğer yarısı kullanılarak geometrik yarı gölgenin ve alan birleşim noktalarında oluşabilecek sıcak noktaların azaltılması sağlanmış olur. Yarı blok ışın tekniğinde tedavi set-up'ının çok dikkatli yapılması gerekir (10).

Asimetrik kolimasyon tekniği, lineer hızlandırıcılarda KSI'da karşılıklı paralel kranyal alanlarda ve üst spinal alanda ışın demetinin yarısının asimetrik bir şekilde kapatılıp diğer yarısının ise kullanıldığı bir tekniktir. Tekniğin amacı, geometrik yarı gölgenin azaltılarak alan birleşim noktalarında oluşabilecek olan sıcak noktaların azaltılmasının sağlanmasıdır. Bu teknikte kolimatör, tedavi alanının iki katı kadar açılır, açık alanın merkezi, alan birleşim noktasına gelecek şekilde alanın kenarına yerleştirilir. Alanın diğer yarısı ise kolimatör ile asimetrik olarak kapatılır. Lineer hızlandırıcılarda maksimum kolimatör açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ dir. Asimetrik olarak açılacak maksimum alan boyutu eşmerkezde 20 cm dir (10).

Diverjans uyum tekniği, karşılıklı paralel kranyum alanlarda kolimatöre ve masaya rotasyon açısı verilerek alanın alt kenarına ait ışın diverjansı ile üst spinal alanın ışın diverjansının uyumlu hale gelebilmesi için gerekli olan açının verilmesiyle oluşturulan bir tekniktir. Bu teknik uzun yıllar KCM=KAM=80 cm lik Kobalt 60 tedavi cihazları ile kullanılmıştır (10).

2.3 Kranyospinal Kanseri Tümör Tipleri

2.3.1 Astrositomlar

Çocukluk çağı beyin tümörlerinin %35-50'sini astrositomlar oluşturur. Heterojen bir grup olup düşük ve yüksek gradlı olmak üzere iki çeşittir. Yüksek gradlı astrositomlar hızlıca büyür ve kolaylıkla beyin dokusunda yayılır. Düşük gradlı olanların büyümeleri daha yavaştır, genelde lokalize kalırlar. Astrositomlar çoğunlukla; serebellum, serebral hemisferler, talamus ve hipotalamusta görülür. Primer tedavi cerrahidir ve tam rezeksiyon amaçlanır. Düşük gradlı astrositomlarda tam rezeksiyon sonrasında ek tedaviye gerek duyulmaz. Yüksek gradlılarda tam rezeksiyon pek mümkün olmadığından, tüm hastalara yaşlarından bağımsız olarak RT ve KT uygulanır (11).

2.3.2 Beyin sapı gliomları

Genellikle 3-9 yaş aralığında görülür. Primer tedavisi RT'dir ancak RT'ye verilen yanıt iyi olsa da prognozu kötüdür (11).

2.3.3 Medulloblastoma

Genellikle 5 ile 7 yaşları arasında görülür. Çok sık karşılaşılan malign tümörlerdendir. Beyin omurilik sıvısına (BOS) yayılım ihtimali yüksektir. Esas tedavisi cerrahidir. Bunun yanı sıra tedavi, risk gruplarına göre farklılık göstermekle birlikte kombine RT+KT'dir. Beyin omurilik sıvısı yoluyla yayılım riski yüksek olduğundan dolayı RT, KSI şeklinde geniş alanlardan verilmektedir (11).

2.3.4 Ependimom

Ependimal hücrelerin bulunduğu yerlerde görülür. Genellikle yaşamın ilk 4 yılında karşılaşılan beyin tümörüdür. Ana tedavi cerrahidir. İnfratentorial yerleşimli ependimomda, gross total rezeksiyondan sonra adjuvan RT uygulanır. Supratentorial

yerleşimli olanlarda ise, görüntüleme ile doğrulanmış gros total rezeksiyon sonrası adjuvan RT tartışmalıdır (11).

2.3.5 Germ hücreli tümörler

Genellikle pineal bölge ve supraseller bölgede yerleşir. Çocukluk çağı tümörlerinin %2-5'ini oluşturan tümörlerdir. Germinomlarda primer tedavi RT'dir (11).

2.3.6 Kranyofarenjiom

Sıklıkla 6-10 ve 11-15 yaşları arasında görülmektedir. Çocukluk çağı tümörlerin %5-10'unu oluşturmaktadır. Hipofiz ve hipotalamus bölgelerinde görülür. Lokalizasyonu nedeniyle tam olarak çıkarılması zordur. Tedavisinde cerrahi sonrasında adjuvan RT uygulanır (11).

2.4 Hastalıkta Yayılım ve Tanı

Kranyofarenjiom, hipofiz adenomları ve gliomlar çevre beyin dokusuna komşuluk yoluyla yayılım göstermekte iken; ependimom, medulloblastom, PNET ve germ hücreli tümörler nörospinal aks yoluyla yayılım gösterirler. Yüksek gradlı gliomlar, düşük gradlı gliomlara göre tümör çevresindeki ödem alanına daha fazla yayılım gösterir.

Hastalıkta tanı, görüntüleme tekniklerinin ilerlemesi ile daha kolay hale gelmiştir. Kolay uygulanabilir olması sayesinde ilk olarak Bilgisayarlı Tomografi (BT) çekilir. Daha yüksek kalitede görüntü elde edilebilmesi için MR tercih edilmektedir. Leptomeningeal yayılım riski yüksek olan beyin tümörlerinde ve spinal kord tümörlerinde spinal MR görüntüleme planlama amaçlı kullanılabilir (11).

2.5 Kranyospinal Tedavide Kritik Organlar

Kranyospinal tedavide risk altındaki organlar; optik aparatlar (lensler), gözler, kiazma, optik sinirler, koklea, oral kavite, parotid, tiroid, larinks, özofagus, kalp, akciğerler, bağırsaklar, karaciğer, böbrekler, rektum, mesane, üreme organlarıdır (ovaryum, testis) (3, 12). Çalışmamızda akciğer, kalp, sağ ve sol lens, karaciğer, sağ ve sol böbrek kritik organ dozları incelenmiştir.

2.6 Kranyospinal Kansерlerinde Tedavi Teknikleri

Kranyospinal kansерlerinde tedavi yöntemi olarak cerrahi, kemoterapi ve/veya radyoterapi kullanılmaktadır. Kranyospinal tedavilerde, erken çocukluktaki beyin gelişimine olan olumsuz yan etkileri ve uzun dönem yan etkileri en aza indirmek amacıyla RT çok dikkatli şekilde uygulanmalıdır. Kranyospinal bölge tümörleri, lokalizasyonları itibariyle cerrahide tam olarak çıkarılmaları çok zor olan tümörlerdir. Bu nedenle tedavide mutlaka adjuvan RT uygulanması gerekmektedir. Kranyal bölge radyoterapisi sonrasında hastada işitme bozuklukları, zeka geriliği, öğrenme bozukluğu, hipofiz-hipotalamus bölgesinin etkilenmesine bağlı olarak hormonal bozukluklar ve buna bağlı olarak da fiziksel gelişim bozuklukları görülebilmektedir.

Geç etkilerin meydana gelmesinde tedavideki kritik organ sayısı, hastanın yaşı, günlük fraksiyon dozu, uygulanan toplam doz ve kombine tedaviler etkilidir. Tedavi planlanırken normal beyin dokusu radyasyona maruz kalır, bu maruziyetin mümkün olduğunca az olması istenir. Merkezi sinir sistemi tümörlerinin tedavilerinde konvansiyonel RT, 3DCRT, IMRT, VMAT, Stereotaktik Radyoterapi (SRT), Stereotaktik Radyocerrahi (SRC), Brakiterapi (BRT) ve Proton Radyo Terapi (Proton RT) tedavi yöntemleri kullanılmaktadır (11, 29).

Tablo 1. Çocukluk Çağı Merkezi Sinir Sistemi Tümörlerinde Kullanılan RT Teknikleri

Teknik	Avantajları	Dezavantajları
Konvansiyonel RT	Her yerde yapılabilen 2 boyutlu basit uygulama	Çevre normal doku korunması iyi değildir. Geç yan etki görülme olasılığı yüksektir
3BKRT	En yaygın kullanılan yöntemdir. Işınlanan normal doku miktarı azalır	Normal doku çıkış dozu yüksektir
YART	Risk altındaki organlar daha iyi korunur	Genel vücut dozunda artış vardır
SRT	Tümördeki yüksek doz bölgesi çok daha iyi sınırlıdır	Normal doku çıkış dozu yüksektir
SRC	Keskin sınırlı tedavi uygulanır	Tek yüksek fraksiyon dozu komplikasyon riskini artırır
BRT	Kistik tümörde çevre beyin dokusu radyasyona maruz kalmadan kist içine radyoaktif kaynakların yerleştirilmesi	Kullanımı kistik tümörlerle sınırlıdır
Proton RT	Protonun fiziksel özelliğinden dolayı çıkış dozu düşük olduğu için normal doku daha iyi korunur	Kullanımı yaygın değildir

2.7 Radyoterapide Tedavi Teknikleri

2.7.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi

Üç boyutlu konformal radyoterapi, üç boyutlu anatomik bilgilere dayalı bir tedavi şeklidir. Bu tedavide tümöre yeterli ve normal dokuya mümkün olan minimum dozun verilebilmesi için hedef hacme olabildiğince yakın olan tedavi alanları kullanılır. Konformal doz dağılımı kavramı, tümör kontrol olasılığını en üst düzeye çıkarmak ve normal doku komplikasyon olasılığını en aza indirmek gibi klinik hedefleri de içerecek şekilde genişletilmiştir (5).

Tedavilerde hasta hareketi, organ hareketleri, görüntüleme esnasında yerleştirilen markerlar (işaretleyiciler) gibi etmenler sistematik hatalara neden olabilir. Tüm bu faktörler göz önünde bulundurularak PTV oluşturulur. Alanlar optimal şekilde yerleştirilmelidir.

2.7.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)

Geleneksel eksternal radyasyon tedavisinde, çoğu tedavi, doz yoğunluğunun alan boyunca eşit olduğu radyasyon ışınları ile uygulanır. Bazen, kontur düzensizliklerini dengelemek ve daha düzgün doz dağılımları elde etmek için doz yoğunluk profilini değiştirebilecek kamalar veya kompensatörler kullanılır. Bu nedenle, kompensatör ve kamalara yoğunluk modülatörleri denebilir. Hedefe yönelik bir plan oluşturabilmek için ışının yoğunluk profilini değiştirme işlemine yoğunluk modülasyonu, uygulanan tedaviye ise Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavisi (IMRT, Intensity-Modulated Radiation Therapy) adı verilir (5)

IMRT terimi, kompozit doz dağılımını optimize etmek için, tedavi ışınının hastaya herhangi bir konumdan nonuniform bir akı şeklinde verildiği radyoterapi tekniğini ifade eder. IMRT tekniğinin klinik uygulaması iki sistemi gerektirir:

a) Normal dokulara minimum doz verirken, hedef hacme maksimum dozu vermek üzere farklı doğrultulardan yönlendirilmiş çoklu ışınlar için nonuniform akı haritalarını hesaplayabilen bir bilgisayarlı tedavi planlama sistemi, b) Nonuniform akının planlandığı şekilde iletilmesini sağlayan bir sistem (5).

2.7.3 Hacimsel yoğunluk ayarlı radyoterapi (VMAT)

Doz hızının, gantri hızının, çok yapraklı kolimatör hızının ve pozisyonunun ışınlama esnasında değişiklik gösterebildiği, doz dağılımının hacimsel ayarlı olarak oluşturulabildiği tedavi yöntemine VMAT denir (12, 27).

Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, değişken şekil ve yoğunluktaki rotasyonel koni şeklindeki ışının dağıtımını olarak ifade edilir. Bu tedavi yönteminde, gantri arc boyunca değişen MLC yaprakları ve doz hızı ile sürekli hareket eder ve hareketi esnasında hastaya sürekli radyasyon verilir (5, 7). Radyoterapi süresince her kontrol noktası için belirlenen doz hızı, MLC pozisyonu, diyaframlar, kolimatör ve gantri dönüş hızları TPS aracılığıyla otomatik olarak düzenlenir. Verilen doz ve

MLC pozisyonları gerçek zamanlı işlemci ve paylaşımlı hafıza ile senkronize edilir. Servo algoritmalar MLC hareketlerini kontrol ederek pozisyon hatalarını engeller. Tolerans dışı durumlarda ışına durursa gantri de durur. Sistem tolerans şartlarının tekrar gelmesini bekler, tedavi yeniden başlatıldığında gantri olması gereken noktaya hareket eder. Doz yoğunluk profilleri gantri açılımlı boyunca yeniden düzenlenir (7). VMAT, hastanın bir ya da daha fazla arc vasıtasıyla tedavi edilmesinden oluşur. Gantri dönerken diyaframlar arası mesafe ve MLC pozisyonu, doz hızı, gantri rotasyon hızı ve kolimatör açısı gibi birden çok parametre arc boyunca eş zamanlı olarak değişebilir (8).

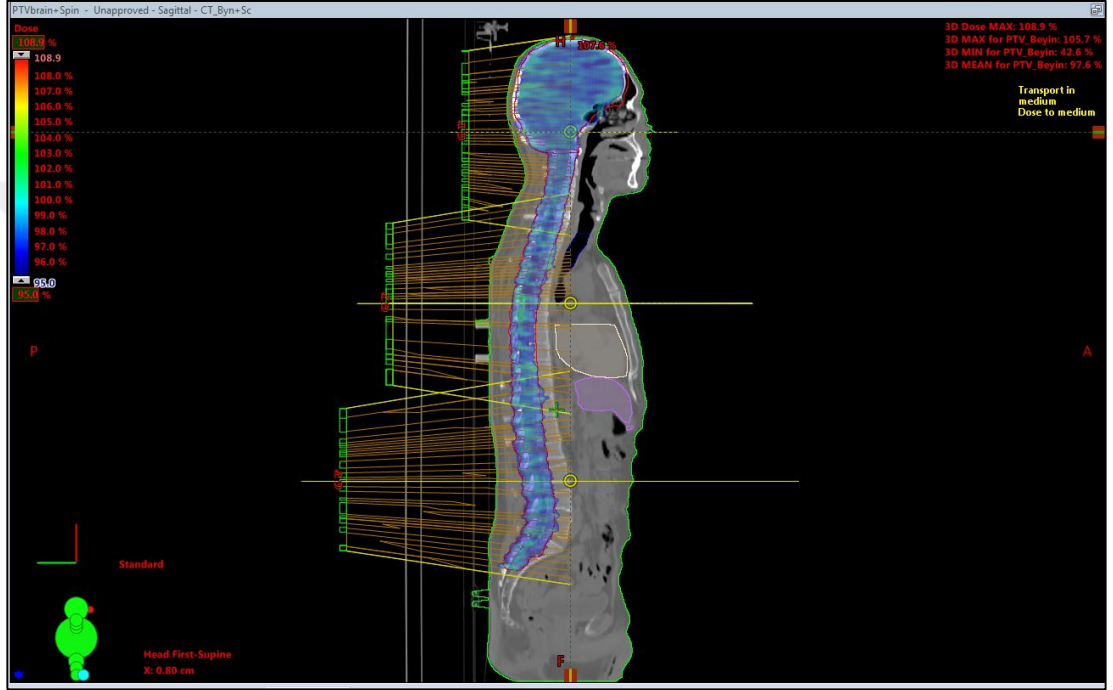
2.7.4 RapidArc

RapidArc, Varian medikal sistemlerin ürettiği bir VMAT formudur. Yoğunluk ayarlı arc terapisi (IMAT, Intensity Modulated Arc Therapy) olarak adlandırılan erken arc terapisi formu ilk kez 1995 yılında Yu ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır (17).

RapidArc, lineer hızlandırıcı gantrisinin hız değişimi ve 360° lik tam rotasyon hareketi yapabilmesi sayesinde yüksek düzeyde konformal doz dağılımı sağlayan bir radyasyon tekniğidir. Hacimsel yoğunluğu ayarlanmış arc tedavi, konvansiyonel radyoterapi teknikleri ile karşılaştırıldığında, maksimum hedef hacim sarımı ve minimum normal doku hasarı sağlar.

RapidArc tedavisinde, gantriye bir ya da daha fazla arc rotasyonu verilebilir. Bu rotasyonda MLC'ler dinamik olarak hareketlidir, aynı zamanda gantri hız rotasyonunun değişimi süresince doz hızı da değişir. Hasta etrafında dönen gantri açısı sayesinde yoğunluk ayarlı doz dağılımı sağlanır. Gantri rotasyonu sayesinde MLC'ler dinamik şekilde hareket eder ve doz dağılımı modüle edilir. MLC pozisyonları ve doz hızı parametrelerinin değişimi sonucunda PTV kabul edilebilir sınırlarda doz ile konforme edilirken, kritik organlara verilen doz minimum seviyede tutularak daha iyi koruma sağlanabilir.

Lineer hızlandırıcı cihazlarındaki çoklu iyon odalarında toplanan yük miktarını temsil eden birim Monitor Unit (MU) olarak tanımlanır. Bir MU bir cGy'lik dozun karşılığıdır (19, 21). Monitor Unit fazla ise cihazdan saçılan ikincil radyasyon miktarı da fazla ve buna bağlı olarak ikincil kanser riski de fazla demektir. Yapılan çalışmalar sonucunda RapidArc tedavisinde tedavi süresinin IMRT'ye göre daha kısa olduğu bulgulanmıştır (17, 18).

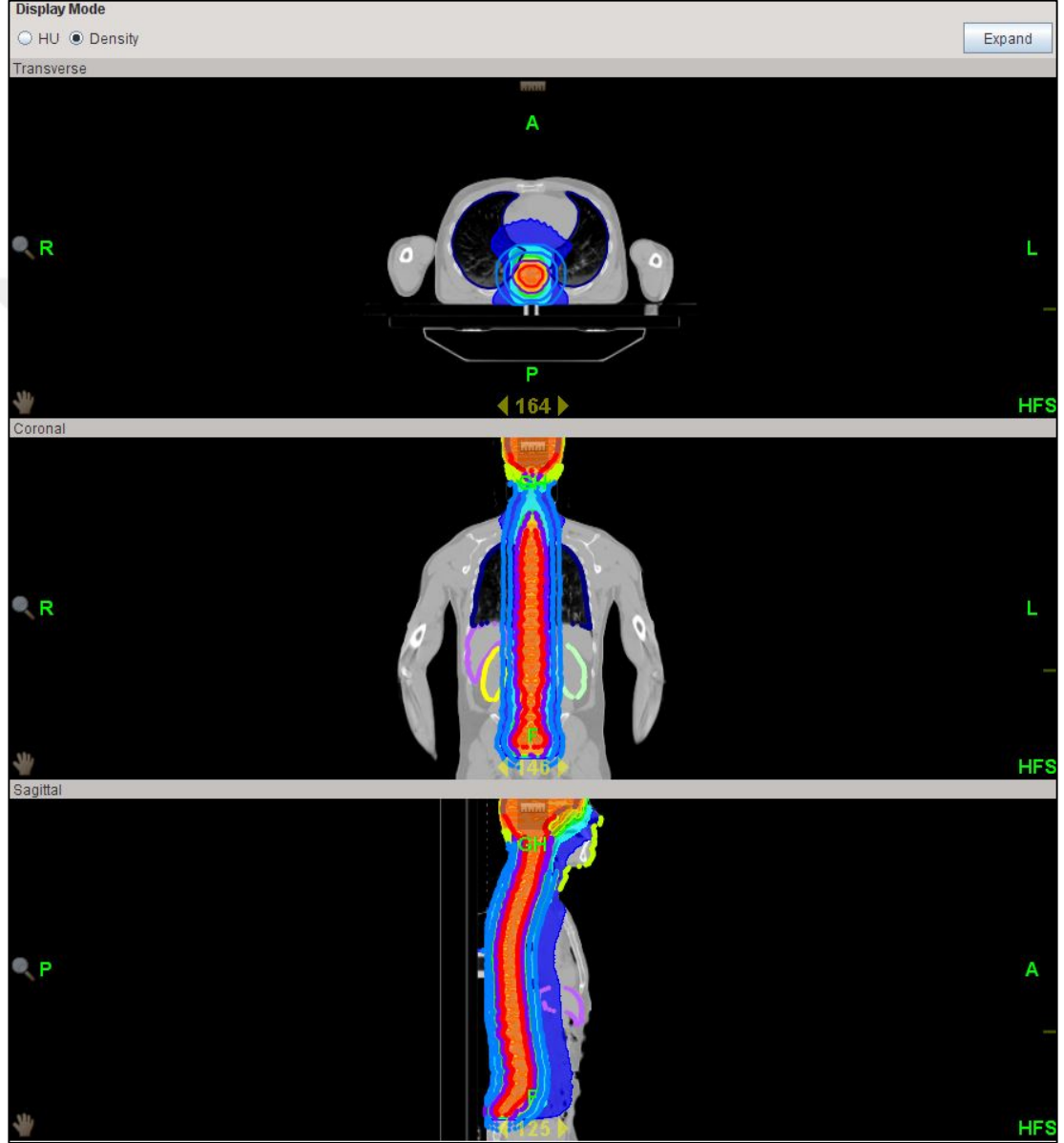


Şekil 2. RapidArc Tekniğinde Kranyospinal Bölgede %95'lik Doz Dağılımı

2.7.5 Helikal tomoterapi (HT)

Helikal Tomoterapi geniş hacimlerin ($40 \times 160\text{cm}^2$) tedavi edilmesini sağlar. Özellikle 3DCRT'nin doğasında bulunan, OAR'da görülebilen yüksek doz dağılımı ve alan birleşim bölgelerinde oluşan problemlerin en aza indirilmesi açısından, HT, 3DCRT ile yapılan tedavilere göre daha net avantajlar sunar. Ancak, HT tekniğini kullanmanın bedeli, uzun süren ışınlama süresi ve artan toplam ışınlanma miktarıdır (15, 26).

Kranyospinal ışınlamada kullanılan 3DCRT ve IMRT tekniklerine karşın HT tekniği ile daha iyi doz dağılımı ve doz homojenitesi sağlanır. Görüntülerin üst üste bindirilmesi ve ışınlama süresinin uzun sürmesine karşılık, HT ile yapılan tedavi tek seferde tamamlanması açısından da avantajlı bir tekniktir (4).



Şekil 3. Helikal Tomoterapi Tekniğinde Kranyospinal Bölge Doz Dağılımı

3 GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Yunancadaki “tomos” (kesit) ve “grafia” (görüntü) sözcüklerinin birleştirilmesi ile “tomografi” sözcüğü türetilmiştir. Bu nedenle vücuttan kesit kesit görüntü alma işlemi BT olarak adlandırılmıştır. Klasik röntgen cihazı ile görüntüleme ancak iki boyutlu olarak elde edilebilmektedir. Hastalıkların teşhisi ve tedavisi açısından vücut görüntülerinin üç boyutlu olarak elde edilmesi oldukça önemlidir. Bu yüzden röntgen cihazına göre son derece gelişmiş olan BT cihazı geliştirilmiştir.



Şekil 4. Siemens Somatom Force CT Cihazı

Bilgisayarlı tomografi x-ışınının kullanıldığı dijital bir görüntüleme tekniğidir. X-ışını tüpü, BT cihazının hareketli olan halka kısmında (gantri kısmı) bulunur. Bilgisayarlı tomografi ile görüntüleme yöntemi sayesinde vücuttaki herhangi bir bölgenin görüntüsü kesitsel olarak (sagittal, koronal, transversal) olarak elde edilir. Normal röntgen filmlerinde görüntülenemeyen yumuşak doku detayları BT görüntü ile görüntülenebilmektedir. Kesitsel olarak oluşturulan üç boyutlu görüntüleme sayesinde derinlik boyunca tüm organlar ayrı ayrı detaylı şekilde görülebilmektedir.

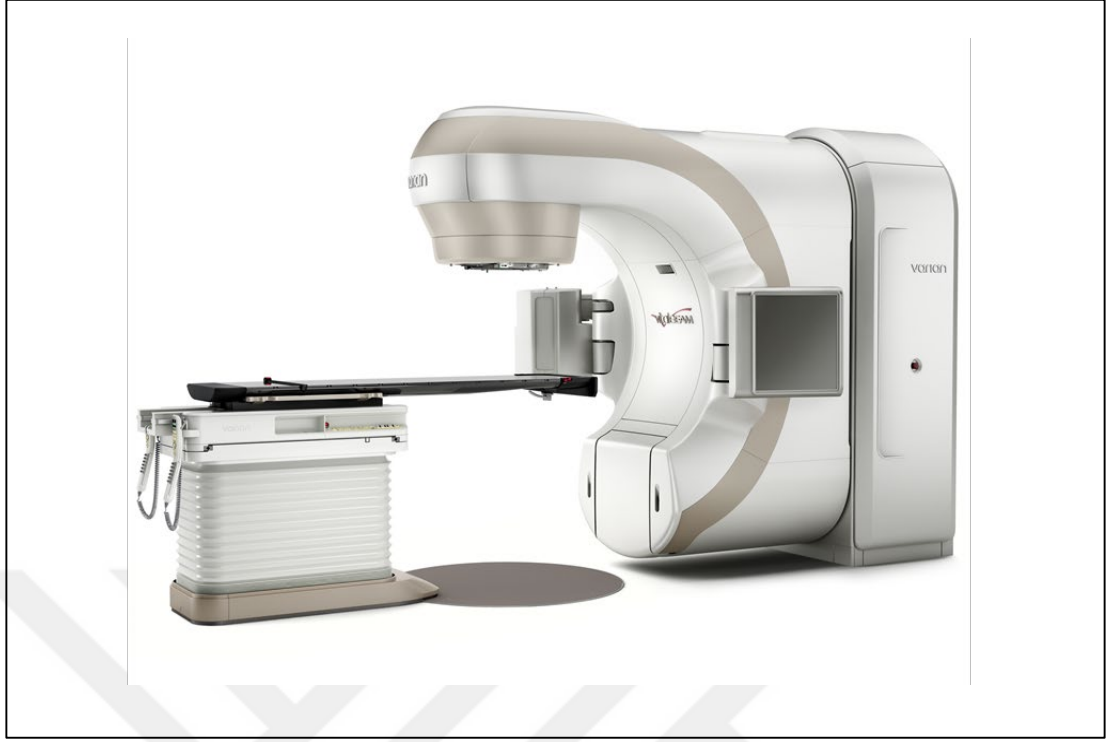
Görüntüleme için fotoelektrik olayın doku içerisinde absorpsiyonu mekanizması kullanılmaktadır. Kemik gibi atom numarası yüksek olan yoğun dokularda x-ışınları fazla tutulmakta iken, akciğer gibi atom numarası düşük olan daha az yoğun

dokularda ise radyasyon daha az tutulmaktadır. Bilgisayarlı görüntülemelerde radyasyon, dokuların yoğunlukları ile ters orantılı olarak verilmekte vücudun doku yoğunluğuna uygun radyasyon haritası oluşturulmaktadır. Bu yoğunluk haritasını elde edebilmek için, BT cihazının gantri kısmında bulunan x-ışını tüpü hasta etrafında 360 derece dönerken aynı esnada vücuda x-ışınları gönderilir. X-ışınları vücuda gönderilmeden önce ve vücudu geçtikten sonra ölçülür. Işının dokuya girmeden önceki miktarı ile dokuyu terkettikten sonra detektörlere ulaşan miktarı dokunun radyasyonu zayıflatma oranını verir. Çekim esnasında bu işlem defalarca tekrarlanarak her bir doku için zayıflatma oranları ayrı ayrı bilgisayar hafızasına depolanır.

Spiral (Helikal) BT cihazında x-ışını tüpü ve detektörler yüksek hızlarda eş zamanlı olarak hasta etrafında 360 derece sürekli dönüş yapar, bu esnada hasta masası da ayaktan başa ya da baştan ayağa doğru gantri dönüşü ile koordineli olacak şekilde hareket eder. Hasta kesintisiz şekilde bir x-ışını tüneline hareket eder gibi görüntüleme işlemine maruz bırakılır. Böylelikle kesitler arasında hiçbir boşluk ve bekleme süresi olmaksızın hastanın tüm vücut BT görüntüsü elde edilebilmektedir. Tüpün 360 derecelik tek sefer dönüşü 1 saniyeden az sürmekle beraber tüm vücut BT görüntüsü birkaç dakika içerisinde tamamlanabilmektedir. Tarama süresinin kısa olması sayesinde toraks ve batin görüntülemelerinde oluşabilecek organ hareketlerinin olumsuz etkileri en aza indirgenmektedir (13).

3.2 VitalBeam (VB)

6-10 MV enerji yapılandırması için doz hızı oranları 5, 10, 15, 20, 40, 60, 80, 100, 200, 300, 400, 500, 600 *MU/dk* dır. 15-20 MV enerji yapılandırması için doz hızı oranları 20, 40, 60, 80, 100, 200, 300, 400, 500, 600 *MU/dk* dır.



Şekil 5. VitalBeam Cihazı

Burada belirtilen doz hızları aslında maksimum doz hızı ayarlarıdır. VitalBeam, optimum tedavi uygulama verimliliği için eksen hareketiyle senkronize etmek üzere gerçek doz hızını otomatik olarak değiştirir (14). Çalıştığımız klinikte VB cihazının enerji değerleri 6 MV, 6 FFF, 10 MV ve 15 MV'dir (30).

VitalBeam cihazının MLC yaprak sayısı 120 adettir. Merkezi yüksek çözünürlüklü yaprak genişliği 5 mm, dış yaprak genişliği ise 10 mm olup maksimum alan boyutu $40 \times 40 \text{ cm}^2$ dir.

3.3 Tomoterapi

Tomoterapi sözcük anlamı olarak tomografi sözcüğünden türetilmiş olup “kesit tedavisi” anlamına gelmektedir. Helikal tomoterapi gantrisi içerisine bir lineer hızlandırıcı ya da radyasyon yayan bir kaynak yerleştirilmiştir. Tedavi ışını MLC sistemi ile modüle edilir ve longitudinal eksende hasta gantri içine doğru hareket ederken hastaya verilir.



Şekil 6. Tomoterapi HDA Cihazı

Tedavi planı için tomografik görüntü alınır ve üç boyutlu görüntüye dönüştürülür (16).

Tomoterapi helikal şekilde ışınlama yapan eksternal radyoterapi cihazıdır (16). Tomoterapi ile büyük hacimler ($40 \times 135 \text{ cm}^2$) tedavi edilebilir, gantri ve masa hareketi süreklilik gösterir. Kaynak cilt mesafesi (SSD, Source Skin Distance) 85 cm'dir. Cihaz sadece IMRT yapmak üzere tasarlanmıştır bu nedenle cihazda ışın düzleştirici filtre bulunmamaktadır (15). Işın kaynağı olarak 6 MV lineer hızlandırıcı gantri üzerine yerleştirilmiştir. Hasta set-up'ı için gantriden 70 cm dışardaki bir noktada sanal izosantr kullanılmaktadır. Bu nokta sabit yeşil lazer ile belirlenmektedir. Yeşil lazerler sabittir ve sadece cihaz kalite kontrolü yapılırken kullanılır. Ayrıca cihaz, kırmızı renkte hareketli lazerler bulundurur ve bu lazerler de tedavi planlamasında, planlama BT'si çekilirken hasta üzerine konan işaretler üzerine ayarlanır. Kırmızı lazerler hareketli olup sadece hasta set-up'ında kullanılmaktadır. Cihazda üç farklı kolimatör boyutu bulunmaktadır. Bu sabit alan boyutları sırasıyla 1.0, 2.5, 5.0 cm iken transvers ekseninde alan boyutu 40 cm'dir. Alan şekillendirilmesinde kullanılan MLC 64 adettir. Yapraklar pnömomatik olarak sürülmekte ve MLC'lerin izosantrdaki kalınlıkları 0,625 cm, yükseklikleri ise 10 cm'dir (16).

Tomoterapi tedavi sistemi sadece x-ışını fotonu üretir, elektron ışını üretmez. Çalışmamızda kullandığımız tomoterapi cihazının doz hızı 850 cGy/dk dır. Masa

konumlandırılması vertikalde $0,0 \text{ mm} + 560,0 \text{ mm}$, longitudinalde $-25,0 \text{ mm} + 2130,0 \text{ mm}$ ve lateralde $0,0 \text{ mm} \pm 25,0 \text{ mm}$ aralıkları dahilinde yapılabilmektedir. Cihazın lateralinde x, longitudinalinde y, vertikalinde z olmak üzere üç tane koordinat sistemi tanımlanmıştır. Cihaz gantrisi longitudinal (y) eksen boyunca döner. Tedavi odasına 3 adet lazer yerleştirilmiştir. Sagittal lazer, transvers lazer ve koronal lazer. Sagittal lazer tedavi odasının tavanına baş üstüne monte edilmiştir. Sagittal lazer, sagittal düzlemi tanımlar ve lateral yönde (x) hareket eder. Tedavi odasının sağ ve sol üst yan duvarlarına tavan yüksekliğinin altına iki adet yan transvers lazer monte edilmiştir. Transvers düzlemi tanımlar ve longitudinal yönde (y) hareket eder. Tedavi odasının sağ ve sol yan duvarlarına iki adet dikey yan koronal lazer monte edilmiştir. Koronal lazer, koronal düzlemi tanımlar ve vertikal yönde (z) hareket eder (22).

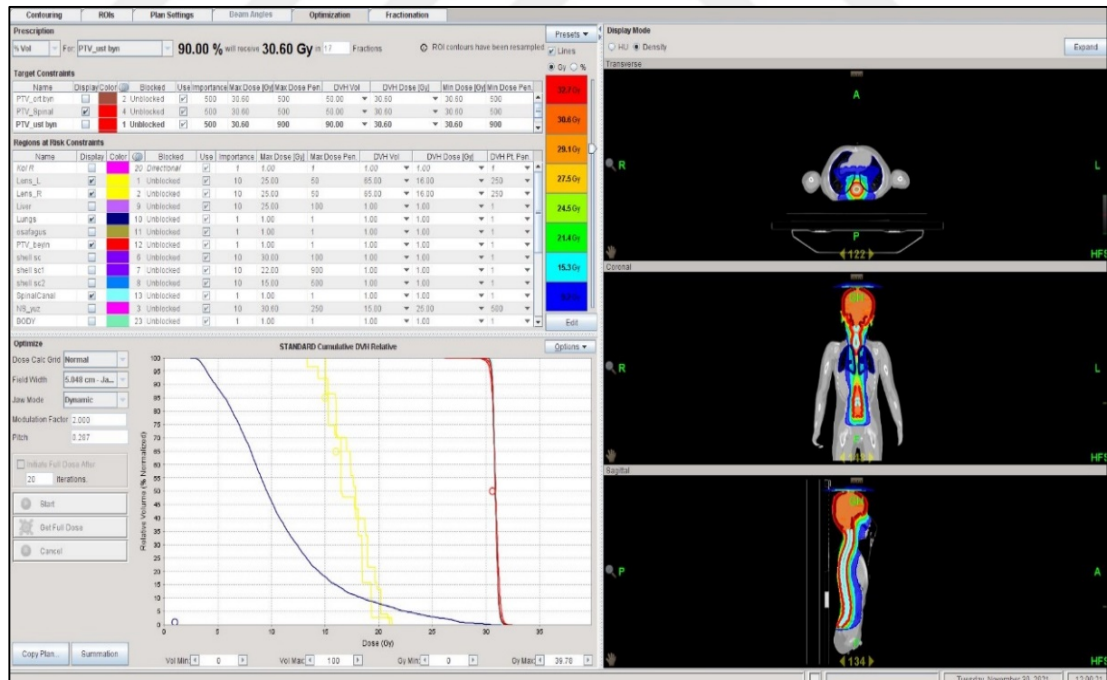
3.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

3.4.1 Tomoterapi Accuray TPS

Tomoterapi Accuray TPS (TomoHDA Version 2.1.4) sadece 6 MV enerji yüklü olup convolution/superposition algoritması ile inverse (ters) planlama yapabilen bir sistemdir. Hassas yapılar TPS'ye yüklü yazılım aracılığıyla kısmen veya tamamen bloklanabilmektedir. Kritik organ tamamen bloklanmış ise herhangi bir şekilde ışına maruz kalmaz iken, kısmi bloklamada sadece gelen ışının çıkışı itibariyle ışınlamaya maruz kalmaktadır. Planlama sisteminin “fine, normal ve course” olmak üzere üç farklı hesaplama grid boyutu bulunmaktadır. Wedge, blok, farklı alan boyutları, elektron enerjisi gibi veriler planlamada bulunmamaktadır (16).

Ters planlama, hedef hacme istenilen dozun verilmesini sağlarken diğer yandan risk altındaki organ hacimleri için izin verilen doz limitlerine bağlı olarak hesaplama yapan bir planlama metodudur. Kullanılan optimizasyon algoritması sayesinde hedef hacim ve kritik organlar için istenilen doz değerleri mümkün olan optimal değerlere kadar elde edilebilir. Optimum değerler sağlanana kadar optimize etme işlemi tekrarlanabilir. Böylece istenen doz değerleri hesaplatılarak uygun doz haritası elde edilmiş olur (27).

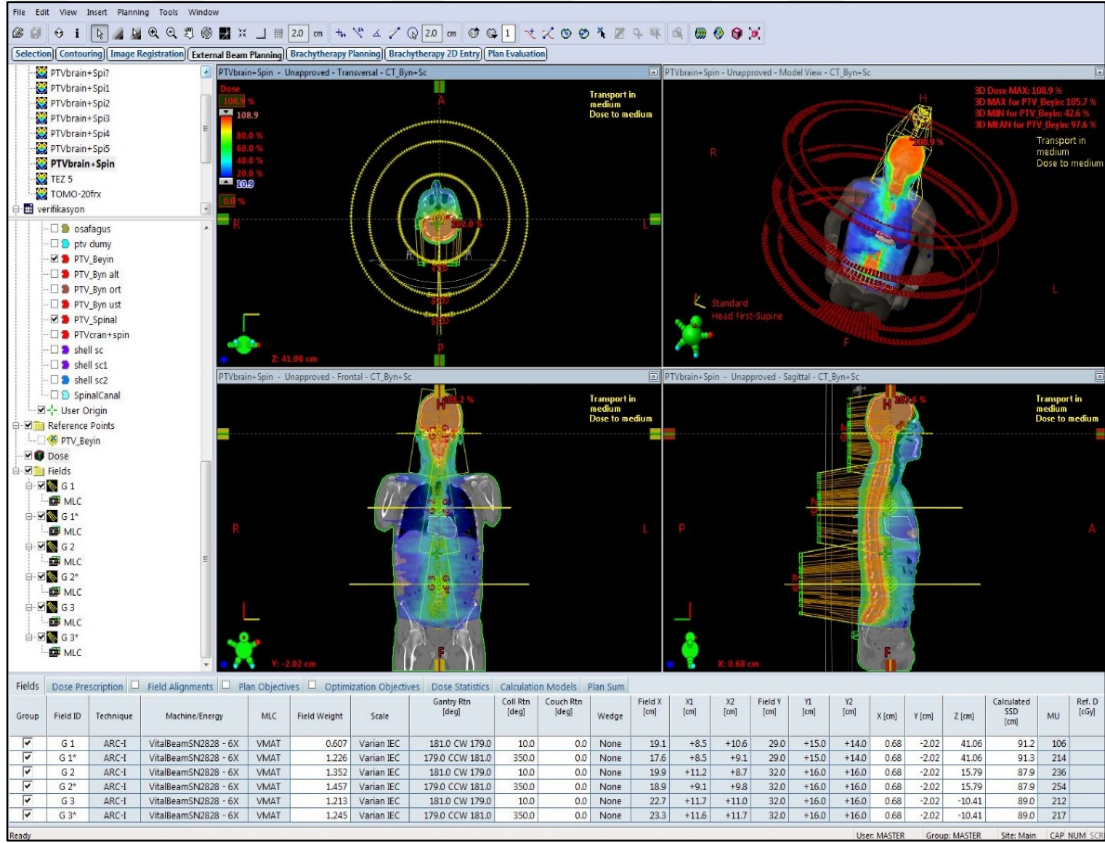
Accuray planlama istasyonu kontrolü, ROIs (Hedef veya kritik organ) sekmesi, plan ayarları, ışın açıları, optimizasyon, hesaplama ve fraksiyonasyon sekmelerinden oluşur. ROIs sekmesinde konturlar görüntülenir, hedefler ya da kritik organ kısıtlamaları belirlenir ve kontur ayarları tanımlanır. Bir konturdan geçen primer radyasyon ışınlarını sınırlamak için bloklama seçeneği kullanılır. Plan ayarları sekmesinde masa ve hasta pozisyonlama yapılır, lazer ayarları, sistem ayarları ve hasta görüntüleri ayarlanır. Lazerler tedavide hasta set-up'ını kolaylaştırmada önemlidir. Kırmızı lazerler, hastayı planlanmış set-up pozisyonunda konumlandırmak için kullanılır. Sistem ayarlarında field width ve pitch parametreleri bulunur. Field width, alan genişliği demektir. Tedavi alanının makine izomerkezindeki boylamsal kalınlığı olarak tanımlanır. Pitch ise adım demektir, boylamsal uzantı (y eksen) boyunca örtüşen primer ışın miktarını belirler. İzin verilen maksimum pitch 0,500'dür. Optimizasyon sekmesinde reçetelendirilmiş dozu alması gereken hacim yüzdesi ve doz değeri tanımlanır, hedef ve kritik organlar için kısıtlamalar dahilinde değerler tanımlanır ve optimizasyon işlemleri yapılır (22).



Şekil 7. Tomoterapi Accuray TPS Görüntüsü

3.4.2 3.4.2. Varian Eclipse TPS

Eclipse TPS Varian (Palo Alto, CA) firmasına aittir. Günümüzde foton ışınları için AAA (Analitic Anizotropic Algorithm) veya Acuros XB, elektron ışınları için eMonte Carlo algoritması kullanılarak hesap yapılmaktadır. Tasarımı eksternal radyoterapi planlaması için yapılmıştır. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatı ile uyumludur. Bu sayede BT, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve Positron Emission Tomography (PET) görüntülemeleri ile hastanın üç boyutlu görüntüsü modellenilebilmektedir. Planlamalar sisteme girilen blok, wedge verileri ile yapılabilmektedir (16).



Şekil 8. Eclipse TPS Görüntüsü

3.5 Hastaların Seçimi

Bu çalışma, Acıbadem Altunizade Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde yürütülmüştür. Hastane bünyesinde kranyospinal bölgede kanser tanısı konmuş ve tedavisi tamamlanmış olan çocuk ya da yetişkin 8 hasta örneği seçilmiştir. Birinci hastaya beyincik malign neoplazm (medulloblastom), 2'nci hastaya beyin malign neoplazm (beyin tümörü), 3'ncü hastaya lenfoid lösemi, 4'üncü hastaya beyin malign neoplazm (medulloblastom), 5'inci hastaya beyin malign neoplazm (nüks medulloblastom), 6'ncı hastaya beyin malign neoplazm (medulloblastom), 7'nci hastaya beyin malign neoplazm (medulloblastom), 8'nci hastaya beyin malign neoplazm (nüks anaplastik ependimom) tanıları konmuştur. Hastaların yaşları sırasıyla 51, 13, 12, 25, 4, 7, 7 ve 5'tir. Hastaların tedavi planlamaları tomoterapi ve VB cihazları için kullanılmakta olan Accuray ve Eclipse TPS'lerinde hesaplatılmıştır. Hastalar için 8 adet plan Accuray TPS'sinde, 8 adet plan da Eclipse TPS'sinde olmak üzere toplamda 16 adet tedavi planı hazırlanmıştır.

3.6 Simülasyon

Işın tedavisi öncesinde her hasta için simülasyonda tedaviye en uygun olan set-up ayarlamaları yapılmıştır. Her kranyospinal hastası için hastayı sabitlemek üzere immobilizasyon araç gereçlerinden vakumlu yatak, baş yastığı ve maske kullanıldı. Öncelikle vakumlu yatak sedye üzerine yerleştirildi. Yatağın baş kısmına hastanın başını ve boynunu uygun şekilde sabitleyebilmek için özel olarak tasarlanmış ve hastaya uygun olan yastık yerleştirildi. Daha sonra hasta vakumlu yatak üzerine yatırıldı. Baş yastığına uygun şekilde yerleştirildi. Hastaların baş tarafı cihazda olacağından Head First Supine (HFS) pozisyonu verildi. Hastaların kolları aşağıda ve yanlarda duracak şekilde ayarlandı. Vakumlu yatak hastaların tedavi edileceği uygun şekli alana kadar vakumlanarak spinal bölge ve kollar sabitlendi. Son olarak baş maskesi yerleştirildi ve hastaların baş ve yüz kısmı sabitlendi.

Hasta için tedavi sırasında kullanılacak olan immobilizasyon aletlerinden vakumlu yatak ve baş yastığı BT'de görüntü almak üzere kullanıldı. Bilgisayarlı

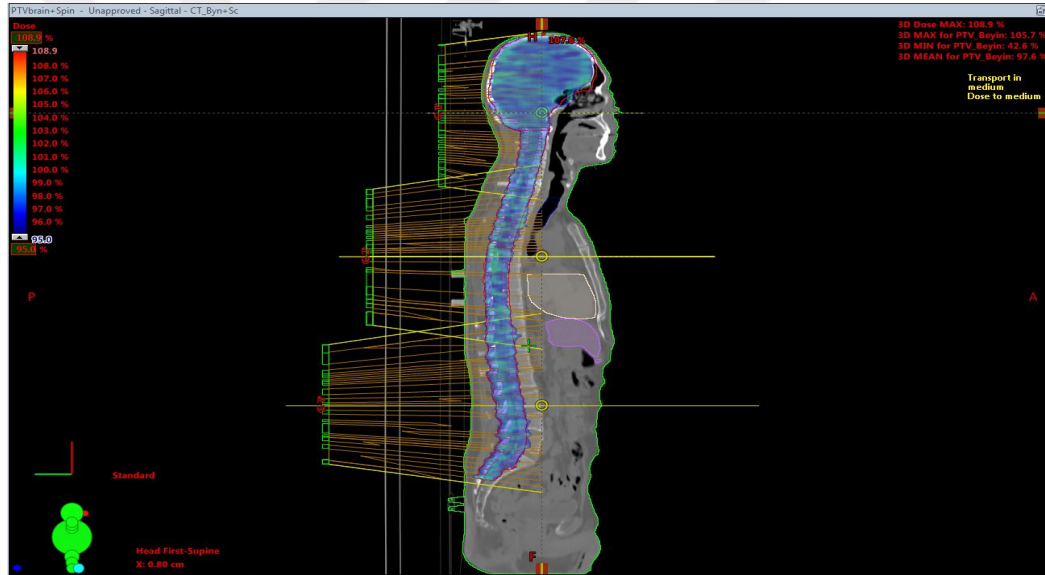
tomografi cihazında hasta tıpkı simülasyonda olduğu gibi masaya yerleştirildi. Lazerler yardımı ile tedavi edilecek bölgeler kalem ile hasta üzerine çizildi. Hastaların üzerine kalem ile işaretlenmiş olan lazer çizgilerinin kesişim noktalarına markerlar yerleştirildi. Spinal bölgede her iki yana ve üst kısma olmak üzere toplamda 3 adet, kranyal bölgede kranyum her iki yanına ve üst kısmına 3 adet olmak üzere toplamda 6 adet marker yerleştirildi. Son olarak markerlar kaldırıldı ve radyasyon tedavisi esnasında kullanılacak olan lazerlerin kesişim noktalarındaki tedavi çizgilerinin hasta üzerinden silinmemesi için bu kesişim noktalarına birer şeffaf bant yapıştırıldı.

3.7 Eclipse TPS'sinde Planların Hazırlanması (RapidArc)

RapidArc tekniğinde kranyum ve spinalin toplam uzunluğu göz önüne alınarak 4 hastada 3 izomerkez, 4 hastada da 2 izomerkez oluşturulmuştur. Her hasta için kranyum, üst spinal bölge ve alt spinal bölge veya tüm spinal bölge için alanlar ve arc lar oluşturulmuştur. Arc'lar kranyum ve spinal bölge için full arc olarak ayarlanmıştır (33). Alanlar, hedef hacmin alanın dışına çıkmasını engelleyecek genişlikte açılmıştır. Gantri rotasyonları birbirinin tersi yönde 181° den 179° a clockwise (cw) ve 179° den 181° ye counter clockwise (ccw) olacak şekilde ayarlanmıştır. Alan birleşim bölgelerinde oluşturulan overlap mesafeleri en az 2 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Spinal bölgedeki her bir arc sekmesinde kollara denk gelen açılar belirlenerek optimizasyonda avoidance açısı değerleri girilmiştir. Bu sayede kolların doz alması engellenmiştir. Kolimatör açıları MLC'lerden kaynaklanan sızıntı radyasyonun mümkün olduğunca engellenebileceği şekilde ayarlanmıştır. Optimizasyondaki doz değerleri, hedef hacmin reçetelendirilen dozu alması ve kritik organların da literatürde belirlenmiş olan doz kısıtlamasına uyması kriteri göz önünde bulundurularak elde edilmiştir. Planlar hedef hacmin %95'inin reçetelendirilen dozun %95'ini alacak şekilde normalize edilmiştir. Planlar için VMAT PO 13.6.23 optimizasyon algoritması kullanılmıştır. Planlarda kullanılmış olan alan, arc ve izomerkez sayıları, toplam PTV uzunluğu parametreleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir:

Tablo 2. Hastaların Toplam PTV Uzunluğu, Kranyum, Üst Spinal Bölge ve Alt Spinal Bölge veya Tüm Spinal Bölge İçin Ayarlanmış Olan Alan ve Arc Sayıları

Hasta no	1	2	3	4	5	6	7	8
PTV uzunluğu (cm)	79,02	71,38	62,52	67,85	53,13	59,34	52,6	53,73
İzomerkez sayısı	3	3	3	3	2	2	2	2
Alan sayısı	Kranyum	2	3	3	3	2	3	2
	Üst spinal	2	2	2	2			
	Alt spinal	2	2	2	2			
	Tüm spinal					2	2	2
Arc sayısı	Kranyum	2	3	3	3	2	3	2
	Üst spinal	2	2	2	2			
	Alt spinal	2	2	2	2			
	Tüm spinal					2	2	2

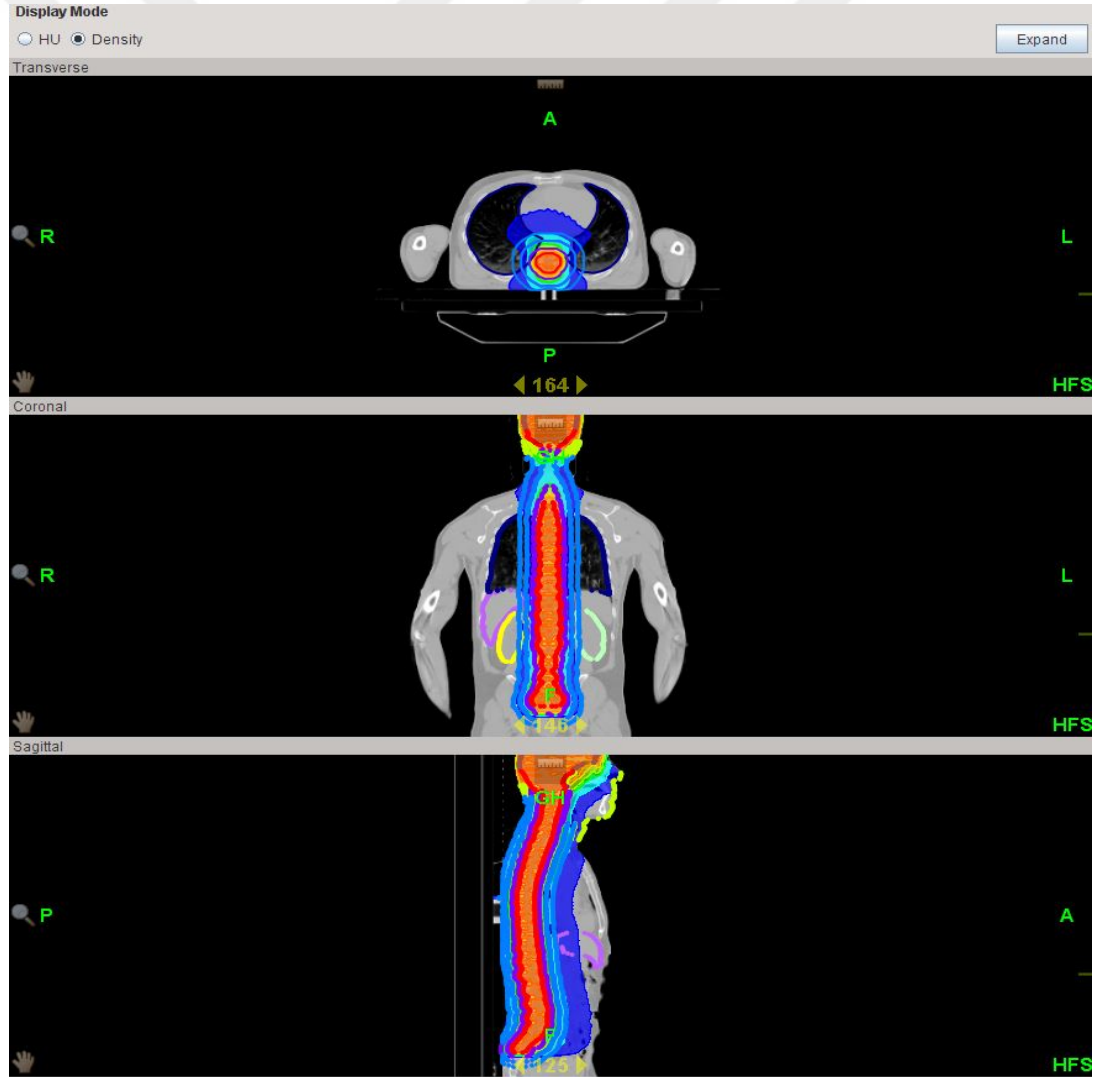


Şekil 9. Eclipse TPS Spinal ve Kranyum %95'lik Doz Dağılımı

3.8 Accuray TPS'sinde Planların Hazırlanması

Tomoterapi Accuray TPS'sinde planlar hazırlanmadan önce kritik organ ve hedef hacim konturlamaları Eclipse TPS'sinde yapılmıştır. Konturlamalar tamamlandıktan sonra görüntüler Accuray TPS'sine aktarılmıştır. Öncelikle hastaların simülasyonda yatırıldığı BT masası tomoterapi cihazının masası ile değiştirildi. Sonrasında kırmızı lazer markerların üzerine gelecek şekilde ayarlandı.

Plan kabul kriteri tüm hastalarda PTV'nin reçetelendirilmiş dozun en az %95'ini alması şeklinde belirlenmiştir. Risk altındaki organların alacağı dozun tolerans limitlerin altında olmasına dikkat edilmiştir. Optimizasyonda hedef hacmin %95'inin 180 c Gy olarak reçetelendirilmiş dozun en az %95'ini alacağı tanımlanmıştır. Tüm planlarda field width 5,048 cm olarak tanımlanmıştır. Pitch değeri 0,214-0,296 aralığında, modulation factor ise 2,000-4,200 aralığında tanımlanmıştır. Kolların ışınlanmasını engellemek için kolların olduğu bölgelere directional bloklama yapılmıştır (32). Optimizasyon sekmesinde hedef hacimler ve risk altındaki organlar ayrı sekmelerde tanımlanmıştır. Doz tolerans limitleri doğrultusunda uygun değerler girilerek optimal planlar elde edilerek hesaplamalar yapılmıştır.



Şekil 10. Accuray TPS Doz Dağılımı

Her hasta için doktor tarafından 180 cGy'lik doz 20 fraksiyonda verilmek üzere toplamda 3600 cGy doz reçetelendirilmiştir. Tedavilerde 6 MV'lik enerji kullanılmıştır. Doz hızı 850 cGy/dk olarak ayarlanmıştır. Hastaların tedavisi Tomoterapi cihazında gerçekleştirilmiştir. Hastaların tedavi plan hesaplamaları ise Tomoterapi Accuray TPS ve VB Eclipse TPS'sinde yapılmıştır.

3.9 İstatistiksel Analiz Yöntemi

Çalışmamızdaki istatistiksel analizler IBM SPSS Statistics programının 28.0.1.0 (142) versiyonu ile yapılmıştır. İstatistiksel analizler için Paired-Samples T Testi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

3.10 Planların Değerlendirilmesi

Eclipse TPS'sindeki planlar için optimizasyonda PTV spinal ve PTV beyin hedef hacim parametreleri için upper ve lower limitler, korunması istenilen kritik organlar için ise mean doz limitleri tanımlanmıştır. Akciğer ve kalp için mean doz tanımlamasına ek olarak V5, V10 ve V20 parametreleri tanımlanmıştır. Lensler, böbrekler ve karaciğer için mean doz tanımlanmıştır.

Accuray TPS'sinde hedef hacim olarak kranyum PTV üst beyin, PTV orta beyin, ya da PTV alt beyin olarak; spinal ise PTV spinal olarak tanımlanmıştır. Accuray TPS'sinde hedef hacim ve kritik organlar farklı sekmelerde tanımlanmaktadır. Kritik organlardan lensler, böbrekler, karaciğer, kalp ve akciğerler için ortalama doz değerleri tanımlanmıştır. Akciğer ve kalp için ek olarak V5, V10 ve V20 parametreleri hesaplatılmıştır.

3.10.1 Konformite indeksi (CI)

Konformite İndeksi, hedef hacime tanımlanan dozun hedef hacimi ne kadar kapsadığının ölçüsünü veren değer olarak tanımlanır (26).

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

Formülü Konformite Numarasını (CN-Conformity Number) tanımlar. TV_{RI} parametresi tanımlanan doz ile kapsanan hedef hacimdir. V_{RI} parametresi tanımlanan doz izodoz hacmini ifade emektedir. TV ifadesi hedef hacmi ifade etmektedir. $CI=1$ ise PTV kapsanması optimumdur. $CI<1$ ise PTV'nin bir kısmı istenilen dozu almıyor demektir. $CI>1$ ise sağlıklı dokular hedef hacmin alması gereken doza maruz kalıyor demektir (25, 26).

3.10.2 Doz homojenite indeksi (DHI)

Doz Homojenite İndeksi (DHI), PTV hacminin içerisindeki maksimum doz değerinin tanımlanan doz değerine oranı olarak ifade edilir.

$DHI = \frac{D_{5\%}}{D_{95\%}}$ formülü ile tanımlanır. $D_{5\%}$ ve $D_{95\%}$ parametreleri PTV'nin %5'inin ve %95'inin aldığı dozları ifade eder (4).

Doz Homojenite İndeksi (DHI) değerinin 1'e yakın olması daha iyi bir plan homojenitesini ifade eder (25).

4 BULGULAR

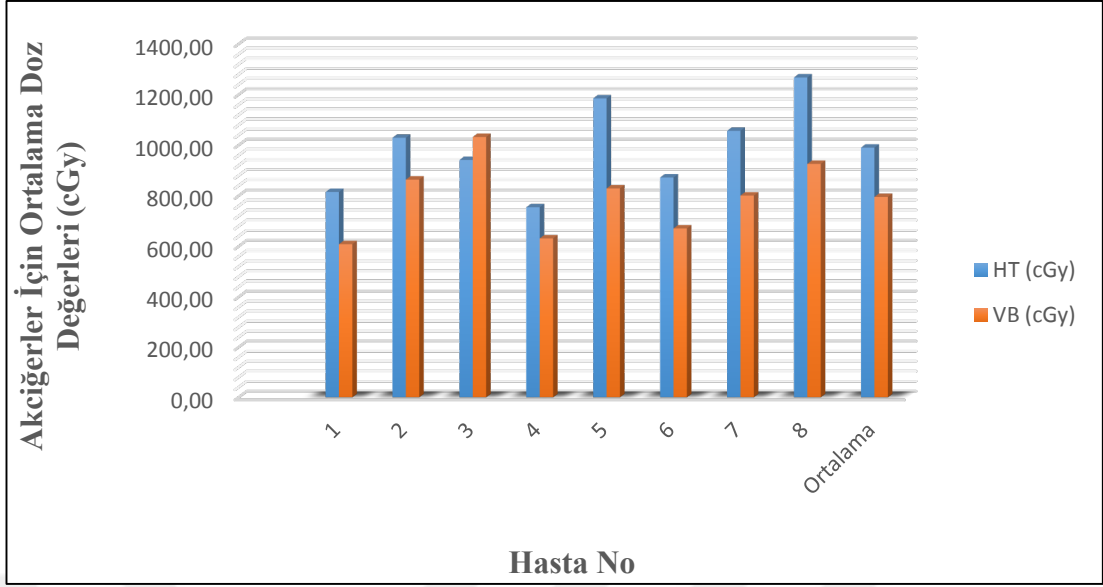
Tomoterapi ve VB cihazlarında tedavi edilmiş hastaların planlama hesapları sonucunda elde edilen doz değerleri:

4.1 Akciğer Doz Değerleri

Araştırmamızda hastaların akciğer dozlarının değerlendirilmesinde akciğerin ortalama doz değerleri ile 5, 10 ve 20 Gy doz alan akciğer hacimlerinin (V5, V10, V20) yüzde değerleri incelenmiştir.

Tablo 3. Akciğerlerin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri

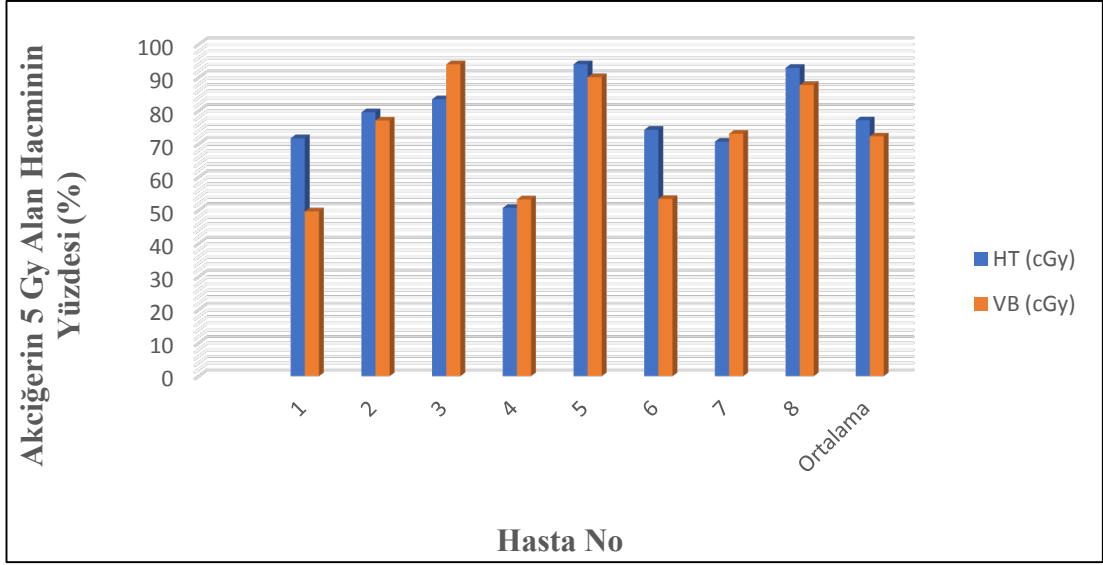
Akciğerler İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	815,20	608,8	206,40	25,32%	0,006
2	1029,60	864,1	165,50	16,07%	
3	941,70	1032,7	-91,00	-9,66%	
4	754,80	631,7	123,10	16,31%	
5	1185,30	829,4	355,90	30,03%	
6	872,60	671	201,60	23,10%	
7	1057,10	801,1	256,00	24,22%	
8	1268,00	926,2	341,80	26,96%	
Ortalama	990,54	795,625	194,91	19,04%	



Şekil 11. Akciğerlerin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

Tablo 4. Akciğerlerin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri

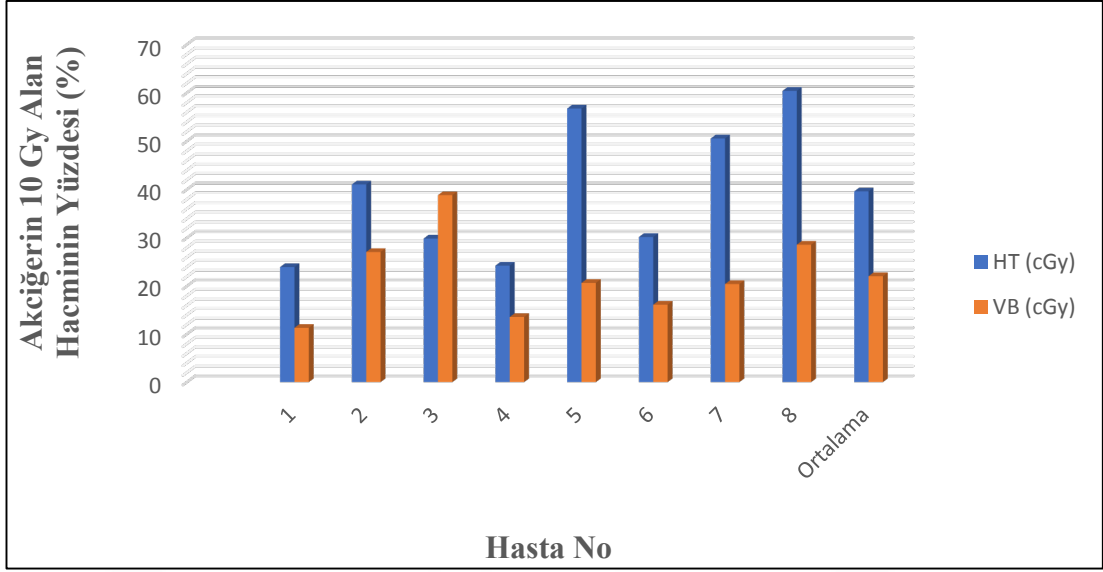
Akciğerin 5 Gy Alan Hacminin Yüzdesi (%)					
Hasta no	HT (%)	VB(%)	Doz farkı (%)	Fark %	p
1	71,7	49,63	22,07	30,78%	0,265
2	79,53	77,07	2,46	3,09%	
3	83,45	94	-10,55	-12,64%	
4	50,71	53,26	-2,55	-5,03%	
5	94	90,1	3,9	4,15%	
6	74,23	53,42	20,81	28,03%	
7	70,67	73,05	-2,38	-3,37%	
8	92,92	87,74	5,18	5,57%	
Ortalama	77,15125	72,2838	4,8675	6,32%	



Şekil 12. Akciğerin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)

Tablo 5. Akciğerin 10 Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri

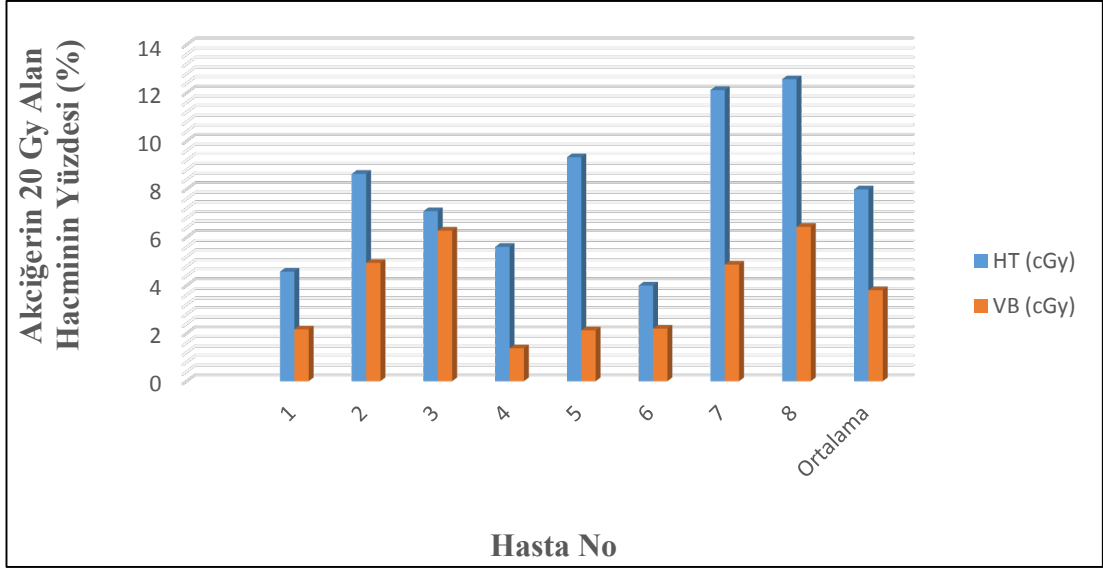
Akciğerin 10 Gy Alan Hacminin Yüzdesi (%)					
Hasta no	HT (%)	VB (%)	Doz farkı (%)	Fark %	p
1	23,97	11,32	12,65	52,77%	0,012
2	41,06	27,09	13,97	34,02%	
3	29,88	38,86	-8,98	-30,05%	
4	24,27	13,58	10,69	44,05%	
5	56,77	20,68	36,09	63,57%	
6	30,19	16,14	14,05	46,54%	
7	50,57	20,44	30,13	59,58%	
8	60,41	28,6	31,81	52,66%	
Ortalama	39,64	22,0888	17,55125	40,39%	



Şekil 13. Akciğerin 10 Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)

Tablo 6. Akciğerin 20 Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri

Hasta no	HT (%)	VB (%)	Doz farkı (%)	Fark %	p
1	4,57	2,16	2,41	52,74%	0,002
2	8,63	4,93	3,7	42,87%	
3	7,08	6,27	0,81	11,44%	
4	5,6	1,37	4,23	75,54%	
5	9,32	2,12	7,2	77,25%	
6	3,99	2,19	1,8	45,11%	
7	12,11	4,86	7,25	59,87%	
8	12,56	6,43	6,13	48,81%	
Ortalama	7,9825	3,79125	4,19125	51,70%	

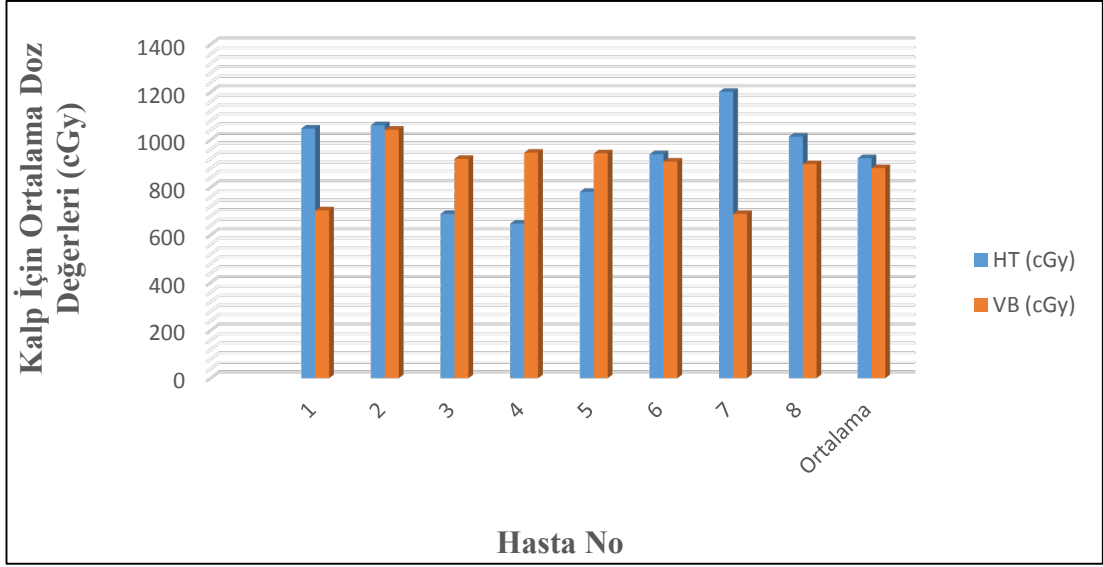


Şekil 14. Akciğerin 20 Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)

4.2 Kalp İçin Doz Değerleri

Tablo 7. Kalbin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri

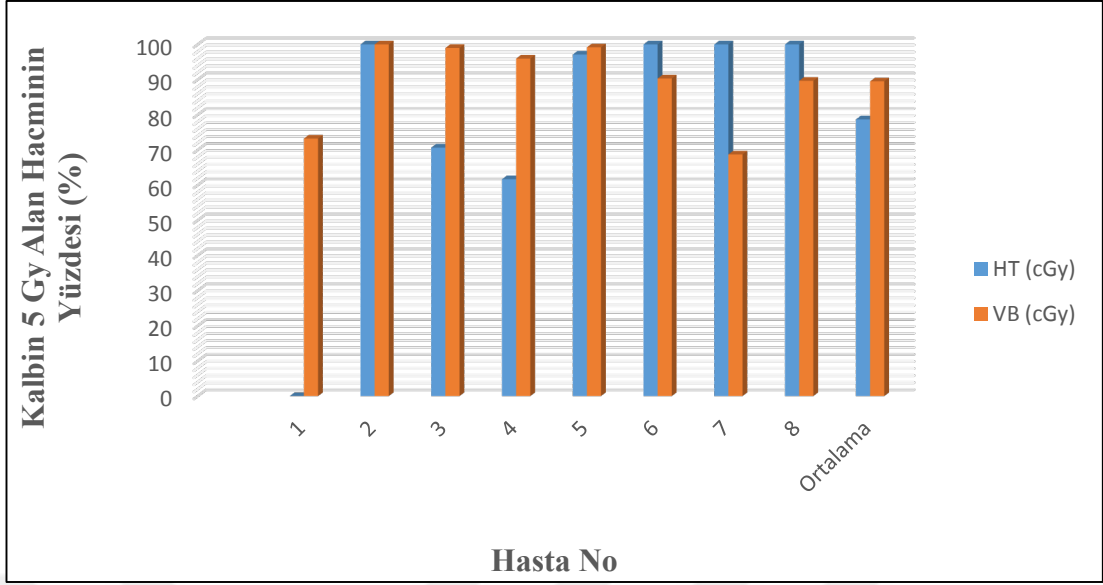
Kalp İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	1046,2	702,9	343,3	32,81%	0,688
2	1060,3	1041	19,3	1,82%	
3	688,1	918,9	-230,8	-33,54%	
4	647,4	944,7	-297,3	-45,92%	
5	780,6	942,2	-161,6	-20,70%	
6	938,6	907,6	31	3,30%	
7	1200,3	687,8	512,5	42,70%	
8	1012,5	896,7	115,8	11,44%	
Ortalama	921,75	880,225	41,525	-1,01%	



Şekil 15. Kalbin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

Tablo 8. Kalbin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

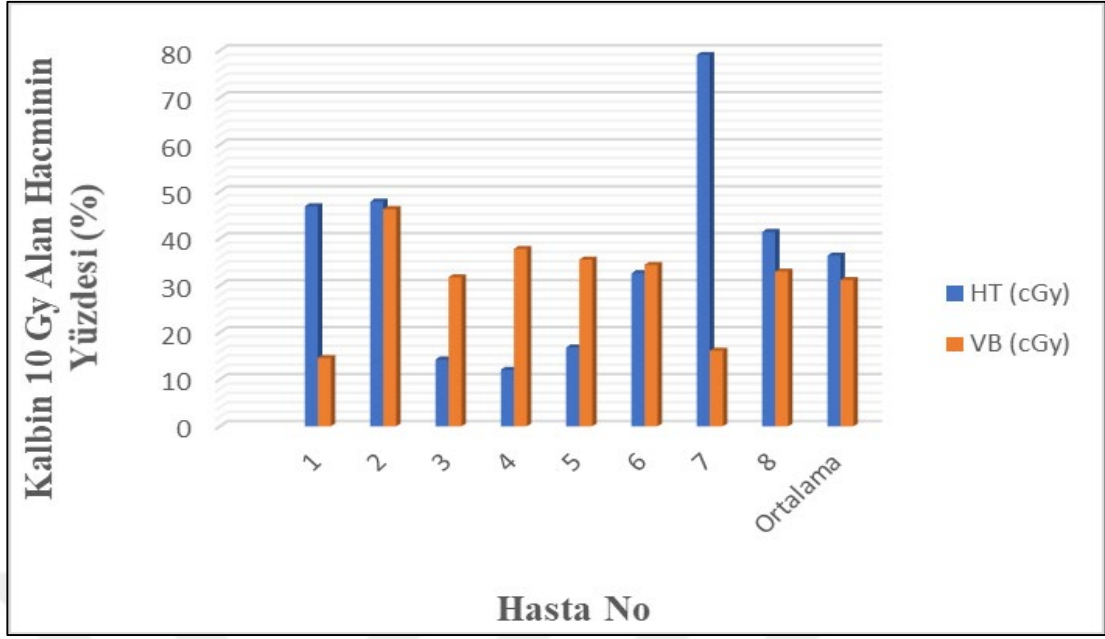
Kalbin 5 Gy Alan Hacminin Yüzdesi (%)					
Hasta no	HT (%)	VB (%)	Doz farkı (%)	Fark %	p
1	0	73,24	73,24	100,00%	0,384
2	100	100	0	0,00%	
3	70,66	99	28,34	28,63%	
4	61,68	95,97	34,29	35,73%	
5	97,14	99,18	2,04	2,06%	
6	100	90,31	-9,69	-10,73%	
7	100	68,71	-31,29	-45,54%	
8	100	89,65	-10,35	-11,54%	
Ortalama	78,685	89,5075	10,8225	12,32%	



Şekil 16. Kalbin 5 Gy Alan Hacminin (V5) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)

Tablo 9. Kalbin 10Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

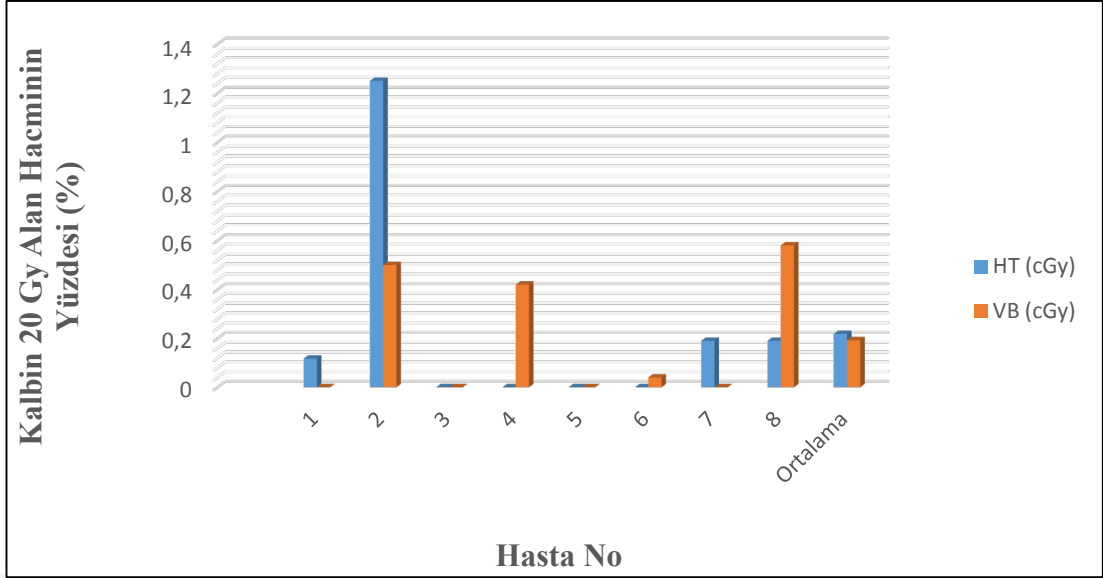
Kalbin 10 Gy Alan Hacminin Yüzdesi (%)					
Hasta no	HT (%)	VB (%)	Doz farkı (%)	Fark %	p
1	46,86	14,55	32,31	68,95%	0,617
2	47,86	46,24	1,62	3,38%	
3	14,23	31,75	-17,52	-1,23%	
4	12,03	37,77	-25,74	-2,13%	
5	16,79	35,49	-18,7	-1,11%	
6	32,61	34,38	-1,77	-5,43%	
7	79,09	16,11	62,98	79,63%	
8	41,4	32,96	8,44	20,39%	
Ortalama	36,35875	31,1563	5,2025	20,31%	



Şekil 17. Kalbin 10 Gy Alan Hacminin (V10) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)

Tablo 10. Kalbin 20Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzde Değerleri (%), Doz Farkı (%), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

Kalbin 20 Gy Alan Hacminin Yüzdesi (%)					
Hasta no	HT (%)	VB (%)	Doz farkı (%)	Fark %	p
1	0,117	0	0,117	100,00%	0,847
2	1,25	0,5	0,75	60,00%	
3	0	0	0	0,00%	
4	0	0,42	-0,42	0,00%	
5	0	0	0	0,00%	
6	0	0,04	-0,04	0,00%	
7	0,19	0	0,19	100,00%	
8	0,19	0,58	-0,39	0,00%	
Ortalama	0,218375	0,1925	0,025875	32,50%	

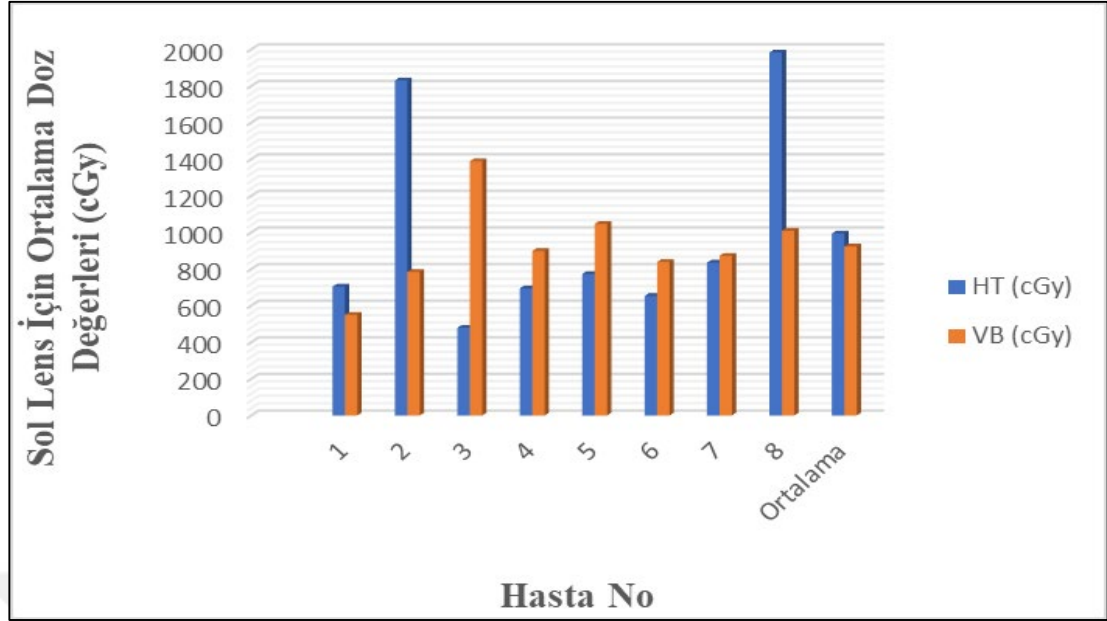


Şekil 18. Kalbin 20Gy Alan Hacminin (V20) HT ve VB İçin Yüzdesi (%)

4.3 Lensler İçin Doz Değerleri

Tablo 11. Sol Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%) ve İstatistiksel “p” Değeri

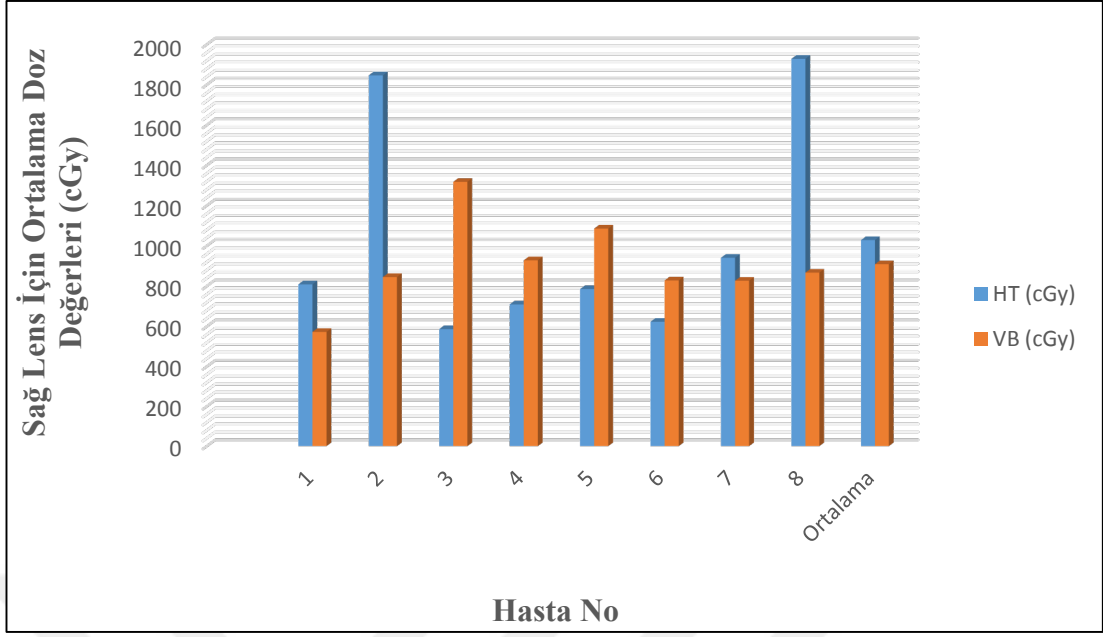
Sol Lens İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	703,8	549,9	153,9	21,87%	0,77
2	1830,6	784,1	1046,5	57,17%	
3	478,9	1389,1	-910,2	65,52%	
4	694,1	898,4	-204,3	-29,43%	
5	772,5	1046,4	-273,9	-35,46%	
6	653,2	838,5	-185,3	-28,37%	
7	835,1	872,3	-37,2	-4,45%	
8	1982,9	1009,1	973,8	49,11%	
Ortalama	993,8875	923,475	70,4125	11,99%	



Şekil 19. Sol Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

Tablo 12. Sağ Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

Sağ Lens İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	809,1	572,8	236,3	29,21%	0,609
2	1846,8	845,3	1001,5	54,23%	
3	587	1318	-731	55,46%	
4	709,6	928,5	-218,9	-30,85%	
5	785,9	1086	-300,1	-38,19%	
6	623,4	828,6	-205,2	-32,92%	
7	941,2	827,1	114,1	12,12%	
8	1928,8	867,3	1061,5	55,03%	
Ortalama	1028,975	909,2	119,775	13,01%	

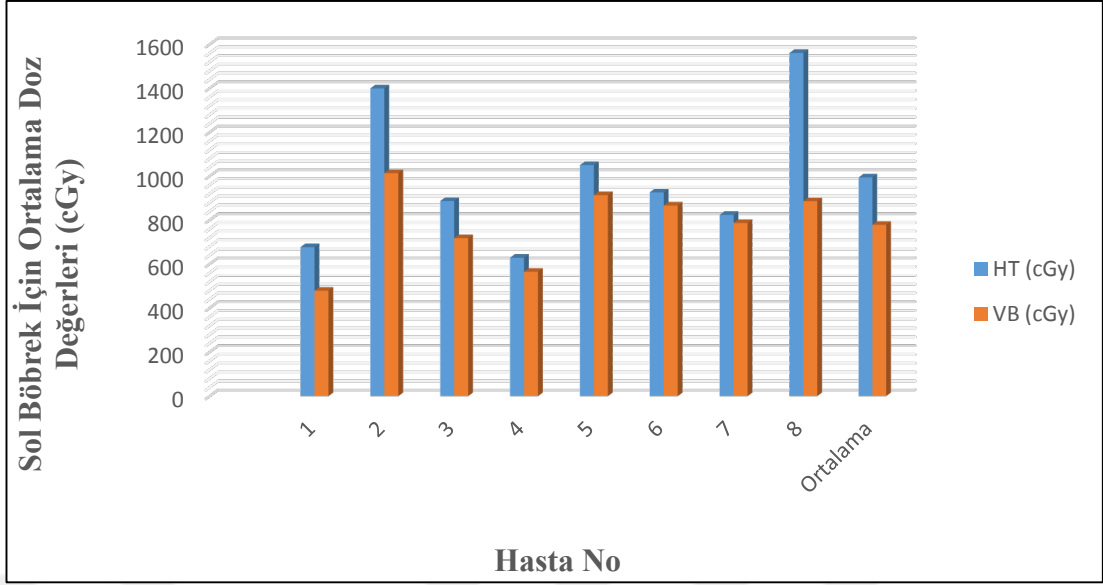


Şekil 20. Sağ Lensin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

4.4 Böbrekler İçin Doz Değerleri

Tablo 13. Sol Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

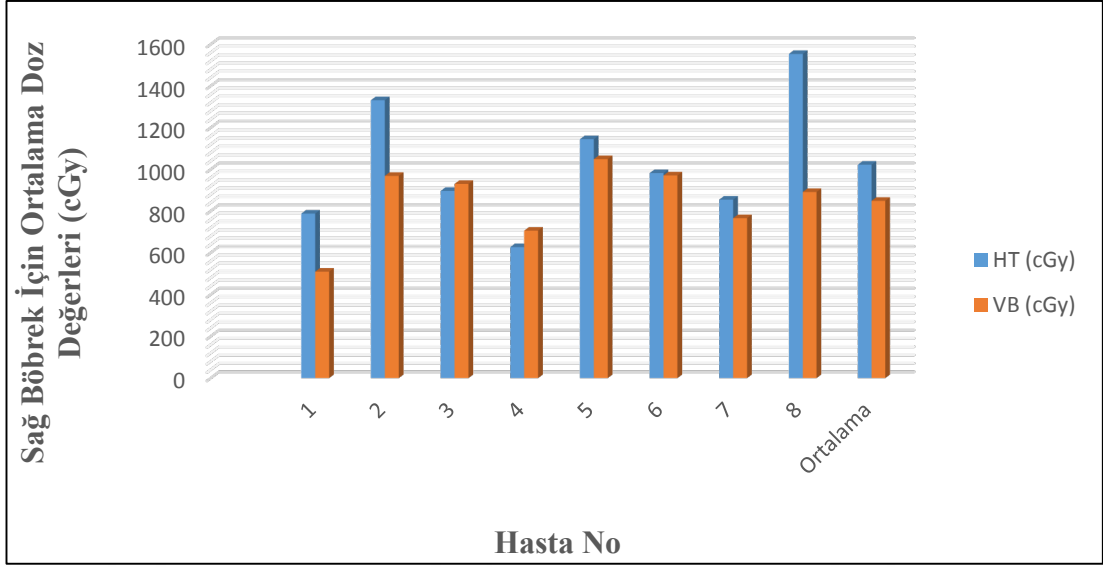
Sol Böbrek İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	676,5	478,5	198	29,27%	0,026
2	1399,3	1013,3	386	27,59%	
3	886,7	717,5	169,2	19,08%	
4	628,4	564,7	63,7	10,14%	
5	1050,1	913,3	136,8	13,03%	
6	926	866,2	59,8	6,46%	
7	823,4	786,7	36,7	4,46%	
8	1560,5	885,8	674,7	43,24%	
Ortalama	993,8625	778,25	215,6125	19,16%	



Şekil 21. Sol Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

Tablo 14. Sağ Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	787,9	509,3	278,6	35,36%	0,089
2	1331,8	968,8	363	27,26%	
3	896,7	930,3	-33,6	3,61%	
4	627,1	706	-78,9	11,18%	
5	1144,8	1049,1	95,7	8,36%	
6	982	970,9	11,1	1,13%	
7	854,9	765,9	89	10,41%	
8	1553,6	891,5	662,1	42,62%	
Ortalama	1022,35	848,975	173,375	17,49%	

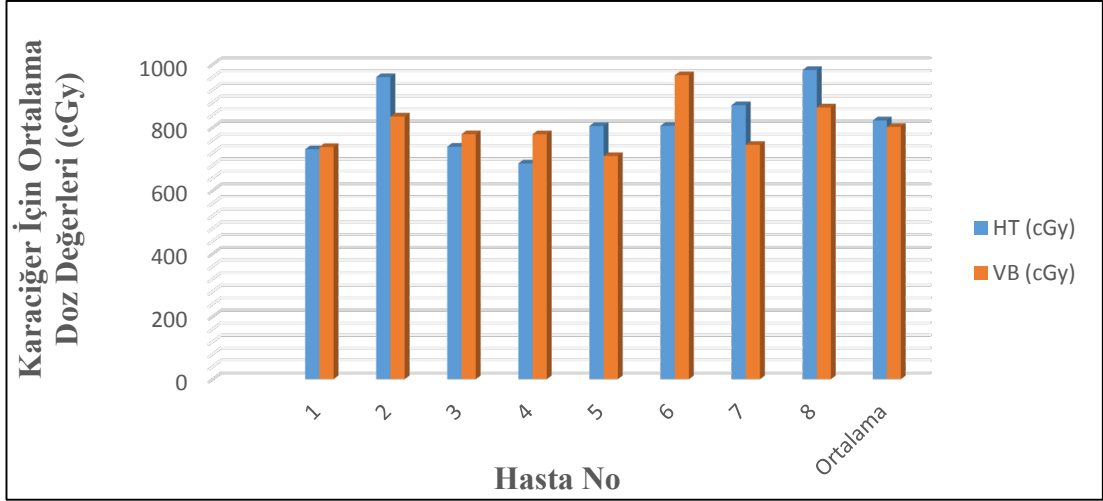


Şekil 22. Sağ Böbreğin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

4.5 Karaciğer İçin Doz Değerleri

Tablo 15. Karaciğerin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

Karaciğer İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	731	738	7	0,95%	0,608
2	959,8	834,8	-125	-14,97%	
3	739,1	778,7	39,6	5,09%	
4	686	778,4	92,4	11,87%	
5	804,7	709,4	-95,3	-13,43%	
6	805,3	965,8	160,5	16,62%	
7	870,6	744,9	-125,7	-16,87%	
8	982,2	863,5	-118,7	-13,75%	
Ortalama	822,3375	801,688	-20,65	-3,06%	

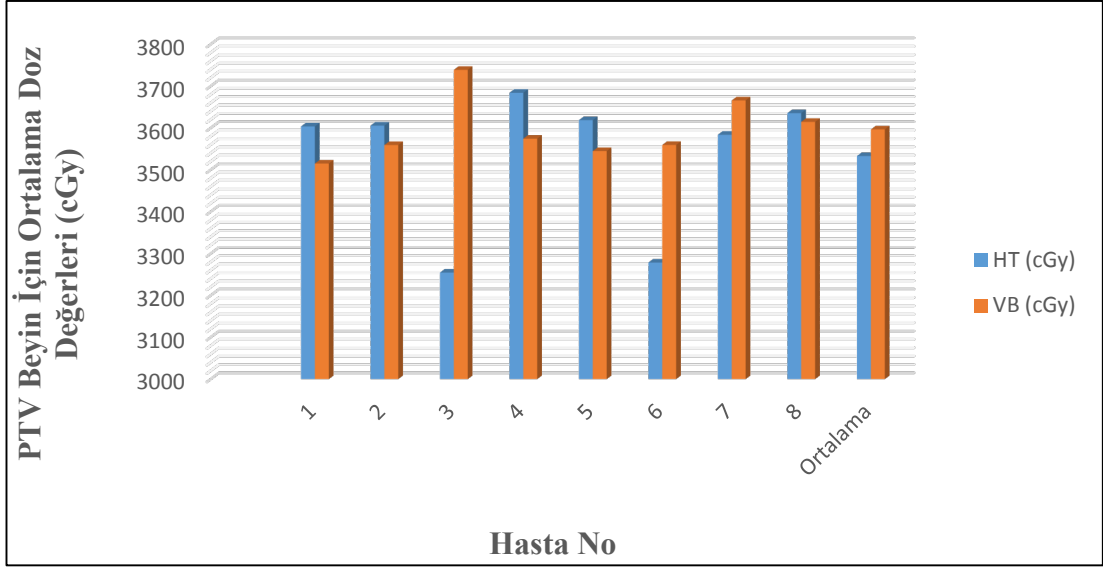


Şekil 23. Karaciğerin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

4.6 PTV Beyin İçin Doz Değerleri

Tablo 16. PTV Beyinin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

PTV Beyin İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	3603,7	3515,1	88,6	2,46%	0,426
2	3605,7	3559,3	46,4	1,29%	
3	3254,6	3738,9	-484,3	-14,88%	
4	3684,2	3574,5	109,7	2,98%	
5	3618,8	3544,8	74	2,04%	
6	3278,6	3559,5	-280,9	-8,57%	
7	3583,9	3665,9	-82	-2,29%	
8	3635,5	3614,6	20,9	0,57%	
Ortalama	3533,125	3596,58	-63,45	-2,05%	

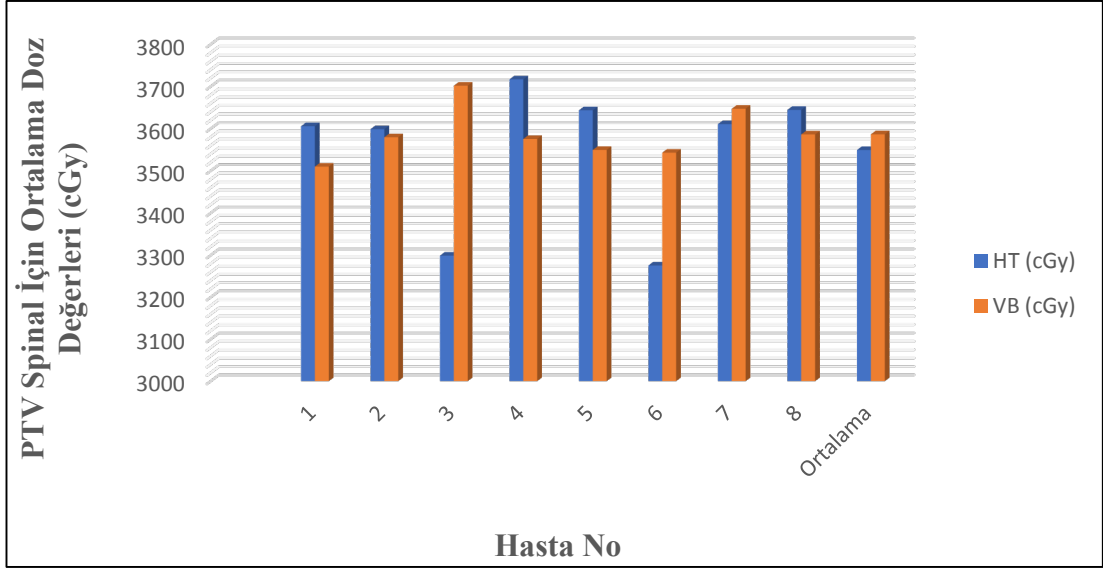


Şekil 24. PTV Beyinin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

4.7 PTV Spinal İçin Doz Değerleri

Tablo 17. PTV Spinalin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy), Doz Farkı (cGy), Fark Yüzdesi (%), İstatistiksel “p” Değeri

PTV Spinal İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)					
Hasta no	HT (cGy)	VB (cGy)	Doz farkı (cGy)	Fark %	p
1	3605,9	3510,1	95,8	2,66%	0,605
2	3598,9	3579,7	19,2	0,53%	
3	3299	3702	-403	-12,22%	
4	3716,9	3575,7	141,2	3,80%	
5	3643,6	3549,6	94	2,58%	
6	3275,7	3543,2	-267,5	-8,17%	
7	3610,7	3647,3	-36,6	-1,01%	
8	3644,5	3586,4	58,1	1,59%	
Ortalama	3549,4	3586,75	-37,35	-1,28%	



Şekil 25. PTV Spinalin HT ve VB İçin Ortalama Doz Değerleri (cGy)

4.8 Dose Homojenite İndeksi (DHI)

4.8.1 PTV spinalin DHI değerleri

Tablo 18. PTV Spinalin HT ve VB İçin DHI Değerleri ve Ortalaması

PTVspinal		
DHI		
Hasta no	HT	VB
1	1,01	1,04
2	1,03	1,09
3	1,05	1,025
4	1,04	1,091
5	1,07	1,08
6	1,04	1,08
7	1,04	1,08
8	1,03	1,07
Ortalama	1,03875	1,0695

4.8.2 PTV beyinin DHI değerleri

Tablo 19. PTV Beyinin HT ve VB İçin DHI Değerleri ve Ortalaması

PTVbeyin		
DHI		
Hasta no	HT	VB
1	1,01	1,04
2	1,02	1,07
3	1,05	1,13
4	1,03	1,07
5	1,02	1,07
6	1,02	1,07
7	1,03	1,11
8	1,02	1,09
Ortalama	1,025	1,08125

4.9 Konformite İndeksi Değerleri (CI)

Tablo 20. PTV Spinalin HT ve VB İçin CI Değerleri ve Ortalaması

PTVspinal		
CI		
Hasta no	HT	VB
1	0,67	0,84
2	0,74	0,87
3	0,7	0,83
4	0,56	0,91
5	0,65	0,89
6	0,81	0,88
7	0,73	0,86
8	0,75	0,84
Ortalama	0,70125	0,865

Tablo 21. PTV Beyinin HT ve VB İçin CI Değerleri ve Ortalaması

PTVbeyin		
CI		
Hasta no	HT	VB
1	0,77	0,89
2	0,79	0,93
3	0,54	0,91
4	0,76	0,94
5	0,81	0,94
6	0,82	0,94
7	0,88	0,92
8	0,86	0,94
Ortalama	0,77875	0,92625

5 TARTIŞMA

Kranyospinal ışınlamalar tedavi hacminin büyüklüğü ve kontrol edilmesi gereken kritik organların fazla olması nedeniyle zorlu bir tedavi planlaması yapmayı gerektirir. Bu yüzden KSI'da HT veya RapidArc tedavi tekniklerinin kullanılması, hedef hacmin istenilen dozu alması ve risk altındaki organların klinik sınırlar dahilinde olmasını diğer yöntemlere oranla daha mümkün kılmaktadır. Günümüzde geliştirilmiş olan ileri teknoloji lineer hızlandırıcı cihazları sayesinde doz kontrolü çok daha iyi bir biçimde sağlanabilmektedir. Araştırmamızda Tomoterapi ve VB cihazlarında ışınlaması yapılmış olan kranyospinal hastalarının tedavi planları retrospektif olarak HT ve RapidArc teknikleri için yeniden yapılmış ve elde edilen doz değerleri karşılaştırılmıştır.

Fogliata ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 5 farklı tedavi merkezinden 5 hasta RapidArc teknolojisi kullanılarak tedavi almıştır. Hastaların yaşları 7 ile 45 arasındadır. Reçetelendirilmiş doz 12 Gy (1,5 Gy/ fraksiyon) ile 36 Gy (1,8 Gy/ fraksiyon) arasındadır. Hedef hacim uzunlukları ise 54,6 cm ile 78,4 cm arasındadır. Fogliata ve çalışma arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada RapidArc tekniği ile akciğerler için ortalama doz kriteri maksimum 15 Gy ve $V_{20} < 10\%$ olarak belirlenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilmiş olan akciğer ortalama dozu $6,6 \pm 3,0$ Gy aralığındadır. Bizim RapidArc tekniğinde bulduğumuz akciğer ortalama doz değeri 7,95 Gy'dir. Bu değer Fogliata ve arkadaşlarının bulmuş olduğu değerden yüksek olsa da plan kabul kriteri göz önüne alındığında bulduğumuz değer, Fogliata'nın çalışmasındaki maksimum doz kriter değeri olan 15 Gy'in fazlasıyla altındadır. Myers ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada VMAT tekniğinde sağ ve sol akciğer ortalama doz değeri her iki akciğer için de $6,4 \pm 0,9$ Gy aralığındadır. Helikal Tomoterapi tekniğinde ise sağ akciğer $5,6 \pm 0,9$ Gy, sol akciğer ise $5,3 \pm 1,0$ Gy aralığındadır. Bizim çalışmamızda HT'de akciğer ortalama doz değeri 9,9 Gy bulunmuştur. Bulduğumuz değer Myers ve arkadaşlarının elde ettiği sonuçtan yüksek sonuçlanmıştır. Bunun nedeni bizim çalışmamızdaki hastaların PTV marjının daha büyük seçilmiş olması olabilir. Fogliata ve arkadaşlarının araştırmasında $V_{20} < 10\%$ kriterini incelediğimizde bizim çalışmamızda RapidArc'ta V_{20} değeri 3,7% olarak

10%'dan küçük bulunmuştur. Akciğerlerin V20 değerinin yüzdesi gerek HT'de (7,98%) gerekse RapidArc'ta olmak üzere her iki cihazda da %10'un altında bulunmuştur. Ancak istatistiksel sonuçlar arasında anlamlı fark vardır (p: 0,002).

Araştırmamızda RapidArc ve HT tekniklerini kullandığımız iki cihazı kıyaslayacak olursak: HT'de akciğer ortalama dozu 9,9 Gy, RapidArc'ta ise 7,95 Gy olarak bulunmuştur. Akciğerlerin ortalama dozu için iki cihaz arasında uygulanan tekniğin sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p: 0,006).

Akciğerin V5 değerinin yüzdesi HT tekniğinde 77,1%, RapidArc'ta 72,2% olarak hesaplanmıştır (p: 0,265). Bu sonuca göre çalışmamızda akciğerin V5 değeri için iki cihaz arasındaki teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Akciğerin V10 değeri HT'de 39,6 %, RapidArc'ta 22,08 % olarak bulunmuştur. Akciğerin V10 değeri için iki cihaz arasında uygulanan tekniğin sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p:0,012). Akciğerin hacminin PTV spinalin hacmine taşmış olması akciğerin dozunu yükseltmiş olabilir. Akciğer için 8 hastanın doz değerlerinin ortalaması HT tekniğinde 9,9 Gy ve RapidArc tekniğinde 7,9 Gy olarak elde edilmiştir. Akciğerin HT ve VB'deki doz değerlerinin ortalamaları arasındaki fark 1,9 Gy ve yüzde karşılığı %19,04 olarak bulunmuştur. Helikal Tomoterapi ile elde edilmiş olan sonuçlardan 8.hastanın akciğer ortalama doz değeri 12,6 Gy ve 5.hastanın ortalama doz değeri 11,8 Gy olarak elde edilmiştir. Helikal Tomoterapi tekniği ile hesaplanan doz değerlerinden iki tanesi diğer değerlere kıyasla daha yüksek çıkmıştır. Sekiz hastadan sadece ikisinin dahi doz sonuçlarının yüksek çıkması hasta sayısının az olması nedeniyle HT ve RapidArc teknikleri için tam olarak doğru hesaplama sonucuna ulaşmamızı zorlaştırmış olabilir. Eğer hasta sayısı daha fazla olsaydı her iki teknikte elde edilecek olan ortalama doz değerleri daha anlamlı sonuçlanabilirdi. Araştırmayı sürdürdüğümüz klinikte çocuk ya da yetişkin hastada spinale en az 5 mm marj verilmektedir. Yetişkinlere 1 cm ve bazı hastalara da 7 ya da 8 mm marj verilmektedir. Setup esnasında karşılaşılabilecek hataların önüne geçmek için verilen bu marjlar akciğer ya da diğer organlarda dozun yüksek hesaplanmasına neden olabilir.

Myers ve arkadaşlarının çalışmasında konformal, arc radyoterapi ve HT teknikleri ile yapılmış olan KSI tedavi planları karşılaştırılmıştır. Ortalama yaş grubu 10 olan 24 çocuk kranyospinal hastasının tedavi planları karşılaştırılmıştır. VMAT tekniğinde full arc kullanılmıştır. Helikal Tomoterapi tekniğinde field width 5,02 cm, helical pitch değeri 0,287 olarak tanımlanmıştır. Tüm planlar %95'e normalize edilmiştir. Tüm beyin ve spinal kord için 23,4 Gy'lik doz 13 fraksiyonda reçetelendirilmiştir. Myers ve çalışma arkadaşlarının bulmuş olduğu kalp ortalama dozu HT tekniği sonucunda $4,7\pm 0,7$ Gy arasında, VMAT tekniği sonucunda ise $4,4\pm 0,7$ Gy olarak elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda kalbin ortalama doz değeri HT için $12,0\pm 6,47$ Gy, RapidArc için $10,4\pm 6,87$ aralığındadır. Kalbin ortalama doz değeri için her iki cihazda uygulanan tekniklerin sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Fogliata'nın çalışmasında ise kalp dozu için 15 Gy'den küçük ve $V20 < 10\%$ olması kriteri düşünüldüğünde bulduğumuz sonuçlar Fogliata'nın çalışmasındaki kabul sınırları içerisindeydir.

Kalp için 8 hastanın doz değerlerinin ortalaması HT tekniğinde 9,2 Gy ve RapidArc tekniğinde 8,8 Gy olarak elde edilmiştir. Kalbin HT ve RapidArc'taki doz değerlerinin ortalamaları arasındaki fark 0,4 Gy ve yüzde karşılığı %1,01 olarak bulunmuştur.

Zong Wen ve arkadaşları yetişkin medulloblastom hastalarında HT, VMAT ve 3B KRT tedavi teknikleri üzerinde çalışmışlardır. On sekiz yaş ve üstündeki 5 hastanın her birine üç farklı teknikte planlar yapılmıştır. Kalp ortalama dozu VMAT için 6,85 Gy, RapidArc için 3,97 Gy olarak elde edilmiştir. Bizim bulduğumuz değerler HT için 9,21 Gy, RapidArc için 8,80 Gy'dir ve bulduğumuz sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p:0,688$). Klinikte yapılan planlarda kalp dozunun mümkün olduğunca en düşük dozu alması istenir. Bizim çalışmamızda RapidArc tekniğinde elde edilmiş olan 8,80 Gy'lik kalp dozunun, Zong Wen ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada sonuçlanan 3,97 Gy değerinden yüksek çıkmış olmasının nedeni üst ve alt spinal alanlarda oluşturulan overlap bölgelerindeki kesişimin fazla olması olabilir. Özellikle pediatrik hastalarda organlar arasındaki

mesafenin yakın olması, kalp ve diğer kritik organların maruz kaldığı dozun artmasına neden olmuş olabilir.

Çalışmamızda HT tekniği ile RapidArc tekniğini kendi arasında kıyasladığımızda kalbin V5 değeri HT'de %78,6, RapidArc'ta %89,5 olarak bulunmuştur ve iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p:0,384). Kalbin V10 değerine baktığımızda HT için %36,3, RapidArc için %31,1 bulunmuştur. Kalbin V10 değeri için iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p:0,617). Kalbin V20 değeri HT'de %0,21, RapidArc'ta %0,19 bulunmuştur. Kalbin V20 değeri için iki cihaz arasında uygulanan teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p:0,847). Kalbin V20=0,02% değeri %10 un altında çıkarak istenen seviyelerde hesaplanmıştır.

Lensler için doz değerlerine baktığımızda çalışmamızda sağ lens ortalama doz değeri HT için 10,28 Gy, RapidArc için 9,09 Gy olarak bulunmuştur. Sağ lens ortalama doz değeri için iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p:0,609). Sol lens ortalama doz değeri HT için 9,93 Gy, RapidArc için 9,23 Gy bulunmuştur. Sol lens ortalama doz değeri için iki teknik arasında anlamlı bir fark yoktur (p:0,77). Fogliata ve grubunun RapidArc çalışmasında lenslerin ortalama doz değeri $7,6 \pm 1,6$ Gy aralığındadır. Zong Wen ve çalışma grubunun araştırmasında tomoterapi için sağ lens 11,6 Gy, sol lens 3,83 Gy olarak elde edilmiştir. Bu doğrultuda bizim çalışmamızda sağ lens için HT'de elde etmiş olduğumuz 10,28 Gy'lik doz, Zong Wen ve arkadaşlarının bulmuş olduğu değerden daha düşük bulunmuş ve böylelikle sağ lens daha az doz almıştır. Çalışmamızda hedef hacmin tedavi edilmesi doğrultusunda hastaların ortalama lens doz değerleri ikinci planda tutulmuştur. Radyoterapide öncelikli hedef tümörün reçete edilen dozu almasıydı. Tümörün reçete edilen dozu alması, lenslerin plan kabul limitleri dahilinde biraz fazla doz alarak hastalarda ileriye dönük katarakt olması ihtimalinden daha öncelikli tutulmuştur.

Ortalama böbrek dozlarını incelediğimizde çalışmamızda sol böbrek için ortalama doz değeri HT'de 9,93 Gy, RapidArc'ta 7,78 Gy bulunmuştur. Sol böbrek

ortalama dozu için iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p:0,026). İki teknik arasında anlamlı fark var gibi görünse de aslında hasta ve veri sayısının az olması nedeniyle tam olarak doğru sonuçlar elde edilememiş olabilir. Sağ böbrek için ortalama doz değeri HT’de 10,22 Gy, RapidArc’ta 8,48 Gy olarak bulunmuştur. Sağ böbrek ortalama doz değerleri için iki teknik arasında anlamlı fark yoktur (p:0,089). Fogliata’nın RapidArc çalışmasında böbreklerin ortalama doz değeri $6,1 \pm 2,1$ Gy aralığında hesaplanmıştır.

Sanziana R.I. Schioppa ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmada yaşları 4 ile 70 arasında değişen primer beyin tümörlü 45 hastada kranyospinal bölge ışınlaması için HT tedavi yöntemi kullanılmıştır. Hastalardan 20’si medulloblastoma, 10’u ependymoma, 7’si intracranial germinoma (ICG) ve 4’ü primitive neuroectodermal (PNET) olmak üzere MSS’de malign tümörü olan 45 hasta HT-CSI tedavi yöntemi ile tedavi edilmiştir. Sonuç olarak sağ böbrek ortalama doz değeri 5,6 Gy, sol böbrek ortalama doz değeri 5,5 Gy olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızdaki sağ ve sol böbrek ortalama doz değerleri Sanziana ve arkadaşlarının bulmuş olduğu değerlerden yüksek hesaplanmıştır.

Karaciğerin ortalama doz değeri çalışmamızda HT’de 8,22 Gy, RapidArc’ta 8,01 Gy olarak bulunmuştur. Bu sonuca göre karaciğerin ortalama doz değerleri için iki teknik arasında anlamlı fark yoktur (p:0,608). Fogliata’nın çalışmasında her merkezde çıkan karaciğerin ortalama doz değerleri sonuçlarına ayrı ayrı baktığımızda A merkezinde 9,7 Gy, B merkezinde 6,2 Gy, C merkezinde 4,6 Gy, D merkezinde 3,1 Gy, E merkezinde ise 6,0 Gy olduğunu görmekteyiz. Merkez A’da çıkan ortalama doz değeri sonucu bizim bulduğumuz değerden yüksektir. Araştırmamızdaki hasta sayısı ve buna bağlı olarak da verilerin az olması elde ettiğimiz karaciğer ortalama doz değerlerinin literatürdeki ortalama doz değerlerinden daha yüksek çıkmış olmasına neden olmuş olabilir. Zong Wen ve çalışma arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmada HT’de karaciğerin ortalama doz değeri 4,96 Gy çıkmıştır. Bizim çalışmamızda karaciğerin HT’deki ortalama doz değeri 8,22 Gy bulunmuştur. Bunun nedeni karaciğerin hedef bölgeye yakın olması olabilir. Korunması gereken kritik organların hedef hacme çok yakın yerlerde

bulunması kritik organların maruz kaldığı dozun daha fazla olmasına sebep olmuş olabilir.

Araştırmamızda incelediğimiz 8 hastanın tedavi planının hedef hacmi PTV beyin ve PTV spinal değerleri göz önünde bulundurularak değerlendirilmiştir. Hedef hacim için reçetelendirilen doz toplamda 36,00 Gy'dir. Tüm planlar hedef hacmin %95 inin reçetelendirilmiş dozun %95 ini alacak şekilde normalize edilmiştir. Helikal Tomoterapi tekniğinin sonucunda PTV beyin ortalama dozu 35,33 Gy, RapidArc tekniğinin sonucunda ise 35,96 Gy olarak hesaplanmıştır. Her iki teknikte de PTV beyin için bulunan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p:0,426). Planlar, hedef hacimlerin reçetelendirilmiş dozun %95'ini alacak şekilde hesaplatılmıştır. PTV spinal için HT'de elde edilen sonuç 35,49 Gy, RapidArc ile elde edilen sonuç 35,86 Gy olarak hesaplanmıştır. İki teknikte de PTV spinal için bulunan sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p:0,605). Her iki teknikten elde edilen sonuçlar birbirine yakındır.

Çalışmamızda VitalBeam cihazında RapidArc tekniği, tomoterapi cihazında HT tekniği kullanılmıştır. Tüm hastalar için 1,8 Gy'lik doz 20 fraksiyonda reçetelendirilmiştir. Hedef hacim uzunlukları 52,60 cm'den 79,02 cm'dir. Tüm hastalar Head First Supine (HFS) konumunda tedavi edilmiştir. Hedef hacim dozları PTV beyin ve PTV spinal için olmak üzere ayrı ayrı incelenmiştir. VitalBeam cihazı için PTV beyin ve PTV spinal ortalama dozları sırasıyla 35,96 Gy ve 35,86 Gy; kritik organ ortalama doz değerleri akciğerler için 7,95 Gy, kalp için 8,80 Gy, sol lens için 9,23 Gy, sağ lens için 9,09 Gy, sol böbrek için 7,78 Gy, sağ böbrek için 8,48 Gy, karaciğer için 8,01 Gy olarak bulgulanmıştır. Tomoterapi cihazı için PTV beyin ve PTV spinal ortalama dozları sırasıyla 35,33 Gy ve 35,49 Gy olarak bulgulanmıştır. Kritik organ ortalama doz değerleri akciğerler için 9,90 Gy, kalp için 9,21 Gy, sağ lens için 10,28 Gy, sol lens için 9,93 Gy, sağ böbrek için 10,22 Gy, sol böbrek için 9,93 Gy, karaciğer için ise 8,22 Gy olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre kritik organlar RapidArc tekniği ile daha iyi korunabilse de, HT tekniği ile RapidArc tekniği arasında bulunan farklar genel olarak istatistiksel açıdan anlamlı

farklar değildir. Çünkü çalışmamızda incelemiş olduğumuz hasta sayısı daha fazla olsaydı, daha doğru istatistiksel analiz sonuçları elde edilebilirdi.

Çalışmamızda PTV spinal için DHI değeri HT'de 1,03 ve RapidArc'ta 1,06 olarak bulunmuştur. PTV beyin için DHI değeri HT'de 1,02 ve RapidArc'ta 1,08 olarak bulunmuştur. Doz Homojenite İndeksi değerinin 1'e yakın olması daha homojen bir plan elde edilmiş olması anlamına gelmektedir.

Hedef hacim PTV spinal için CI değeri HT'de 0,70 ve RapidArc'ta 0,86 olarak bulunmuştur. PTV beyin için CI değeri HT'de 0,77 ve RapidArc'ta 0,92 olarak elde edilmiştir. Konformite İndeks değeri 1'den küçük ise PTV hacminin bir kısmı istenen dozu alamıyor demektir. Her iki teknikte de PTV hacimlerinin bir kısmı istenen dozu alamamaktadır ($CI < 1$).

Kraniospinal ışınlamalarda RapidArc tekniğinde hedef hacimlerin ya da kritik organların doz değerleri yüksek bulunabilmektedir. Bunun nedeni standart lineer hızlandırıcıların 40×40 cm'lik alan sınırının olmasıdır. Lineer hızlandırıcılardaki mekanik sınırlamalar birden fazla izomerkez kullanılmasını gerektirmektedir. Bu nedenle geniş alan ışınlamalarında tedavi alanlarının eşleştirilmesi gerektiğinden alan kesişim bölgelerinde doz inhomojeniteleri olabilmektedir. Ayrıca setup hatalarında, radyo duyarlı olan spinal kordda düşük doz oluştuğunda tümör kontrol olasılığı düşerken, bu bölgede yüksek doz oluştuğunda ise yan etkiler artabilir. Araştırmamızda incelediğimiz hasta sayısının ve veri sayısının az olması istatistiksel analiz sonuçlarını etkilemiş olabilir. Eğer hasta ve veri sayısı daha fazla olsaydı tomoterapi ve VB cihazlarında uygulanan sırasıyla HT ve RapidArc teknikleri için çok daha doğru sonuçlar elde edilebilirdi.

Kranyospinal bölge ışınlamaları hedef hacimin uzunluğu, kritik organların hedef hacime olan yakınlığı, kranyal ve spinal alan eşleştirmeleri ile oluşan overlap bölgelerinde meydana gelen düşük ya da yüksek dozlar nedeniyle zor bir tekniktir. Bu nedenler, planların istenen kriterlere ulaşmasını zorlaştırmaktadır. Kranyospinal

bölgenin radyoduyarlı olması, korunması gereken kritik organ sayısını arttırmayı gerektirmektedir.



6 SONUÇ

Tedavi planları HT ve RapidArc teknikleri kullanılarak Tomoterapi ve VB cihazlarında 8 kranyospinal hastası için hesaplatılmıştır. RapidArc tekniğinde alan kesişim bölgeleri olduğu için, bu bölgelerde doz inhomojeniteleri olabilmektedir. Helikal Tomoterapi tekniği planlarda alan kesiştirmeyi gerektirmediği için daha avantajlıdır. Konformite İndeksi ve HI değerleri her iki teknik için de iyi sonuçlanmıştır. Helikal Tomoterapi tekniği ile daha iyi doz homojenitesi elde edilmiştir. Hesaplamalar sonucunda elde edilmiş olan değerler doğrultusunda HT ve RapidArc teknikleri, hasta ve veri sayısının az olmasından kaynaklı olarak istatistiki hesaplamalarda net sonuçlar elde etmemizi zorlaştırmıştır.

7 KAYNAKLAR

1. Uzal C. Radyasyon Onkolojisine Giriş. İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G, Yıldız OG, editörler. Temel ve Klinik Radyoterapi. 3. baskı. İzmir: Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD); 2017, 1-3.
2. Seppala J, Kulmala J, Lindholm P, Minn H. A method to improve target dose homogeneity of craniospinal irradiation using dynamic split field IMRT. *Radiotherapy and Oncology*. 2010; 96(2): 209-215.
3. Sarkar B, Munshi A, Ganesh T, Manikandan A, Mohanti BK. Dosimetric comparison of short and full arc in spinal PTV in volumetric-modulated arc therapy-based craniospinal irradiation. *Medical Dosimetry*. 2019; 45(1): 1-6.
4. Zong-Wen S, Shuang-Yan Y, Feng-Lei D, Xiao-Long C, Qinglin L, Meng-Yuan C, Yong-Hong H, Ting J, Qiao-Ying H, Xiao-Zhong C, Yuan-Yuan C, Ming C. Radiotherapy for adult medulloblastoma: Evaluation of helical tomotherapy, volumetric intensity modulated arc therapy, and three-dimensional conformal radiotherapy and the results of helical tomotherapy therapy. *Biomed Research International*. 2018; 1-9.
5. Khan FM, Gibbons JP. *The Physics of Radiation Therapy*. 5th ed. China, Library of Congress Cataloging-inPublication Data; 2014.
6. Lu SH, Cheng JC, Kuo SH, Lee JJ, Chen LH, Wu JK, Chen YH, Chen WY, Wen SY, Chong FC, Wu CJ, Wang CW. Volumetric modulated arc therapy for nasopharyngeal carcinoma: A dosimetric comparison with TomoTherapy and step-and-shoot IMRT. *Radiotherapy and Oncology*. 2012; 104(3): 324-330.
7. İster HÇ. Malign Gliomların Radyoterapisinde Volumetrik Ayarlı Ark Terapinin (VMAT) Ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin (IMRT) Dozimetrik Karşılaştırılması. E.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İzmir, 2013 (Danışman: Prof. Dr. A. Haydaroğlu).
8. Bedford JL, Warrington AP. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int. J. Radiation Oncology Biology and Physics*. 2009; 73(2): 537-545.
9. Göksel EO. VMAT Tekniği ile Kranio-spinal Işınlamalarda Hedef Hacim, Normak Doku ve Perifer Dozlarının Ölçümü. Y.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 2014 (Danışman: Prof. Dr. YY Yazar).
10. Özkan AK. Kranyospinal Işınlama Tekniklerinin Yüzüstü ve Sırtüstü Pozisyonlarda Karşılaştırılması. H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2005 (Danışman: Prof. Dr. E. Özyar).
11. Hiçsönmez A. Çocukluk Çağı Santral Sinir Sistemi Tümörleri. İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G, Yıldız OG, editörler. Temel ve Klinik Radyoterapi. 3.baskı, Hürriyet Matbaa, İzmir, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD) Yayınları; 2017, 345-351.

12. Wong KK, Ragab O, Tran HN, Pham A, All S, Waxer J, Olch AJ. Acute toxicity of craniospinal irradiation with volumetric-modulated arc therapy in children with solid tumors. *Pediatric Blood Cancer*. 2018; 65(7): 1-8.
13. Genç DT, Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazının Kalite Kontrolleri. İ.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, 2016 (Danışman: Doç. Dr. B. Demir)
14. <https://varian.force.com/servlet>
15. Zhang X, Penagaricano J, Han EY, Morrill S, Hardee M, Liang X, Gupta SK, Corry PM, Ratanatharathom V. Dosimetric comparison of craniospinal irradiation using different tomotherapy techniques. *Technology in Cancer Research & Treatment*. 2015; 14 (4): 1-7.
16. Günhan B. Helikal Tomoterapide Hasta Kalite Kontrolünde Dozimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 2010 (Danışman: Prof. Dr. G. Kemikler).
17. Infusino E. Clinical utility of RapidArc radiotherapy technology. *Cancer Management and Research*. 2015; 7: 345-356.
18. Vanetti E, Clivio A, Nicolini G, Fogliata A, Ghosh-Laskar S, Agarwal JP, Upreti RR, Budrukkar A, Murthy V, Deshpande DD, Shrivastava SK, Dinshaw KA, Cozzi L. Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oro-pharynx, hypo-pharynx: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiotherapy and Oncology*. 2009; 92 (1): 111-117.
19. Bilek Y. Radyoterapide Kullanılan Tedavi Planlama Sistemi İçin Bağımsız “ Monitor Unit” Doğrulaması. A.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2015.
20. Schiopu SRI, Gregor H, Matthias H, Sonja K, Klaus H, Juergen D, Florian S. Craniospinal irradiation using helical tomotherapy for central nervous system tumors. *Journal of Radiation Research*. 2017; 58(2): 238-246.
21. Akino Y, Ota S, Inoue S, Mizuno H, Sumida L, Yoshioka Y, Isohashi F, Ogawa K. Characteristics of flattening filter free beams at low monitor unit settings. *Medical Physics*. 2013; 40(11): 1-7.
22. TomoTherapy Tedavi Sistemi. TomoTherapy Planlama Kılavuzu, Accuray. 73-154.
23. Fogliata A, Stefan B, Ines C, Alessandro C, Luca C, Giovanna D, Per H, Pietro M, Piera N, Giorgia N, Emanuela P, Gianfranco A.P, Antonella R, Marta S, Eugenio V, Damien C.W. Cranio-spinal irradiation with volumetric modulated arc therapy: A multi-institutional treatment experience. *Radiotherapy and Oncology*. 2011; 99: 79-85.
24. Becerir HB, Alkaya F. Radyoterapi Fiziği. 1.Basım, Ankara: 2019, 519-523.
25. Athiyaman H, Mayilvaganan A, Chougule A, Joan M, Kumar HS. Estimation of radiation-induced second cancer risk associated with the institutional field matching craniospinal irradiation technique: A comparative treatment planning study. 2019; 24: 409-420.
26. Bandurska AL, Piotrowski T, Skrobala A, Ryzkowski A, Adamska K, Kazmierska J. Prospective study on dosimetric comparison of helical tomotherapy and 3DCRT for craniospinal irradiation- A single institution experience. 2015; 20: 145-152.

27. Bedford JL, Ph.D. , Lee YK, Ph.D. , Saran FH, M.D. , F.R.C.R. , Warrington AP, M.Sc. Helical volumetric modulated arc therapy for treatment of craniospinal axis. *Radiation Oncology*. 2012; 1047-1054.
28. Cao F, Ramaseshan R, Corns R, Harrop S, Nuraney N, Steiner P, Aldridge S, Liu M, Carolan H, Agranovich A, Karvat A. A three-isocenter jagged-junction IMRT approach for craniospinal irradiation without beam edge matching for field junctions. *Radiation Oncology*. 2012; 648-654.
29. Christ G, Denninger D, Dohm OS, Weigel B, Hönes A, Paulsen F. Craniospinal radiotherapy in an advanced technique. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2008; 184; 530-535.
30. Kim MS, Choi CH, An HJ, Son JM, Park SY. Verification of mechanical leaf gap error and VMAT dose distribution on varian vitalbeam linear accelerator. *Progress in Medical Physics*. 2018; 29(2); 66-72.
31. Langner UW, Molloy JA, Gleason JF, Feddock JM. A feasibility study using TomoDirect for craniospinal irradiation. 2013; 104-114.
32. Li Q, Gu W, Mu J, Yin W, Gao M, Mo J, Pei H. Collimator rotation in volumetric modulated arc therapy for craniospinal irradiation and the dose distribution in the beam junction region. *Radiation Oncology*. 2015; 10:235; 1-8.

8 EKLER

EK 1. Etik Kurul Kararı



EK 1. Etik Kurul Kararı (devam)



9 ÖZGEÇMİŞ



