

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI**

**BEYİN METASTAZLARINDA TOMOHELİKAL VE
TOMODİREK PLAN TEKNİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

İbrahim Halil KAHKECİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ahmet BOZKURT**

**ŞANLIURFA
2015**

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI**

**BEYİN METASTAZLARINDA TOMOHELİKALVE
TOMODİREK PLAN TEKNİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

İbrahim Halil KAHKECİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ahmet BOZKURT**

Bu tez, Harran Üniversitesi Araştırma Fon Saymanlığı Tarafından 13167 proje numarası ile desteklenmiştir.

**ŞANLIURFA
2015**

HARRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

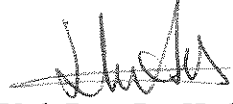
İbrahim Halil KAHKECİ'nin hazırladığı "Beyin Metastazlarında Farklı Plan Tekniklerinin Karşılaştırılması" konulu çalışma, **10/12/2015** tarihinde jüri üyeleri tarafından değerlendirilerek Sağlık Fiziği Anabilim Dalında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ahmet BOZKURT (Danışman)

Harran Üniversitesi

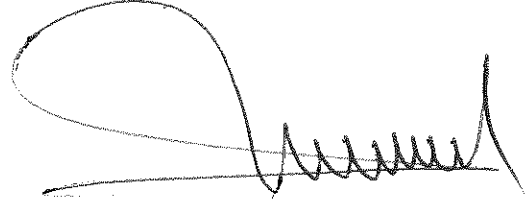
Başkan



Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN

Harran Üniversitesi

Üye



Doç. Dr. Bayram DEMİR

İstanbul Üniversitesi

Üye

15.12.2015
ONAY
Prof. Dr. Nürten AKSOY
Enstitü Müdürü

TEŐEKKÖR

Bu tez çalışmasında, her tŒrlŒ problem ve konuda fikir, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım danıőmanım sayın Prof. Dr. Ahmet BOZKURT'a ve sayın Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN'a, Dicle Őniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nden sayın Dr. ŐzgŒr YILDIRIM ile sayın Fiz.MŒh. Mehmet Ali KAYA'ya sonsuz teőekkŒrlerimi sunarım.

İbrahim Halil KAHKECİ

2015

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLolar DİZİNİ.....	v
KISALTMALAR.....	vi
ÖZET.....	vii
ABSTRACT.....	viii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Kanser Oluşumu.....	3
2.2 Beyin Metastazı.....	3
2.3 Radyoterapi.....	4
2.4 Radyoterapide Hedef Hacim Tanımlamaları.....	5
2.4.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV).....	5
2.4.2 Klinik Hedef Hacim (CTV).....	6
2.4.3 Planlanan Hedef Hacim (PTV).....	6
2.4.4 Tedavi Hacmi (TV).....	7
2.4.5 Işınlanan Hacim (IV).....	8
2.4.6 Riskli Organ (OAR).....	8
2.4.7 Planlanan Riskli Organ (PRV).....	8
2.5 Tomoterapi.....	9
2.5.1 Tomoterapinin Tarihçesi.....	9
2.5.2 Tomoterapinin Genel Özellikleri.....	10
2.5.3 Tomoterapinin Teknik Özellikleri.....	12
2.5.4 Tomoterapi Çalışma Prensibi.....	13
2.5.5 Yoğunluk Ayarlı Fan Hüzme Aktarımı.....	14
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	15
3.1 Gereç.....	15
3.1.1 Tomoterapi Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	15
3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Cihazı.....	16
3.1.3 Hasta Sabitleme Sistemi.....	17
3.1.4 Tomoterapi Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	18
3.2 Yöntem.....	19

3.2.1 Tedavi Planlama Verilerinin Oluşturulması	19
3.2.2 Helikal ve Direk Tedavi Planlaması	19
3.2.3 Farklı Çenelerle Yapılan Tedavi Planlamaları	20
3.2.4 İstatistiksel Analiz Yöntemleri	20
4. BULGULAR	21
4.1 PTV için Elde Edilen Bulgular	21
4.2 Homojenite İndeksi Değerleri	25
4.3 Kritik Organlar için Elde Edilen Bulgular	27
4.4 Farklı Çene Açıklığında Elde Edilen Bulgular	29
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	33
6. KAYNAKLAR	36

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 2.1 ICRU Rapor 62 hedef tanımlamaları.....	7
Şekil 2.2 Radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları	8
Şekil 2.3 Wisconsin Üniversitesi'nde kurulan ilk tomoterapi cihazı	10
Şekil 2.4 Tomoterapi gantri tasarımı	12
Şekil 2.5 Tomoterapide MLC sistemi	13
Şekil 3.1 Helikal Tomoterapi HD serisi Lineer Hızlandırıcı cihazı	16
Şekil 3.2 Toshiba XVision marka BT simülör cihazı.....	17
Şekil 3.3 CIVCO Marka Kafa Sabitleme Sistemi	18
Şekil 4.1 Tomohelikal planlama ile elde edilen doz-hacim histogramı	22
Şekil 4.2 Tomodirek planlama ile elde edilen doz-hacim histogramı	22
Şekil 4.3 Üç Jaw açıklığı için bir hastanın Tomodirek planlamada Doz-Hacim Histogramı (a- 1 cm , b- 2,5 cm, c- 5 cm).....	30
Şekil 4.4 Üç Jaw açıklığı için bir hastanın Tomodirek planlamada Doz-Hacim Histogramı (a- 1 cm , b- 2,5 cm, c- 5 cm).....	31

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 4.1 Tedavi planlaması yapılan hastaların genel özellikleri	21
Tablo 4.2 Tomohelikal ve tomodirek teknikleri için PTV doz değerleri ve tedavi ışınlama süreleri.....	23
Tablo 4.3 PTV maksimum ve tedavi sürelerinin istatistik sonuçları.....	23
Tablo 4.4 Tomohelikal ve tomodirek teknikleri için PTV minimum ve ortalama doz değerleri	24
Tablo 4.5 PTV minimum ve ortalama değerlerinin istatistik sonuçları.....	24
Tablo 4.6 Helikal ve Direk planlamalardaki homojenite indeksleri.....	26
Tablo 4.7 PTV için homojenite değerlerinin istatistik sonuçları.....	26
Tablo 4.8 Sağ ve sol lensin tomohelikal ve tomodirek planlamasındaki maksimum dozları	27
Tablo 4.9 Sağ ve sol lens için maksimum doz değerlerinin istatistik sonuçları	27
Tablo 4.10 Sağ ve sol optik sinirin tomohelikal ve tomodirek planlamasındaki maksimum dozları	28
Tablo 4.11 Sağ ve sol optik sinir için maksimum doz değerlerinin istatistik sonuçları	29
Tablo 4.12 Tomohelikal ve tomodirek planlamalarında farklı çene açıklığının PTV dozuna etkisi.....	29
Tablo 4.13 Tomohelikal ve tomodirek planlamalarında farklı çene açıklığının tedavi süresine etkisi	32
Tablo 4.14 Farklı çene açıklığındaki istatistik sonuçları.....	32

KISALTMALAR

BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CTV	: Klinik Hedef Hacim
DHH	: Doz Hacim Histogramı
D_{%2}	: Hedef Hacmin %2'sinin Aldığı Doz
D_{%50}	: Hedef Hacmin %50'sinin Aldığı Doz
D_{%98}	: Hedef Hacmin %98'inin Aldığı Doz
GTV	: Görüntülenebilir Tümör Hacmi
HI	: Homojenite İndeksi
ICRU	: International Commission on Radiation Unit and Measurement
IM	: Internal Marjin – İç Pay
IGRT	: Image Guided Radiation Therapy-Görüntü Rehberliğinde RT.
IMRT	: Intensity Modulated Radiotherapy – Yoğunluk Ayarlı RT.
IV	: Işınlanan Hacim
kV	: Kilo Volt
MLC	: Multi Leaf Colimator
MeV	: Mega Elektron Volt
MV	: Mega Volt
OAR	: Riskli Organ
PRV	: Planlanan Riskli Hacim
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
SM	: Set-up Marjin
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Tedavi Hacmi

ÖZET

BEYİN METASTAZLARINDA TOMOHELİKAL VE TOMODİREK TEDAVİ PLAN TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

İbrahim Halil KAHKECİ

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Tezi

Metastatik beyin tümörleri klinik olarak en sık görülen beyin tümörleridir. Her yıl yeni tanı alan lezyonların toplam sayısı diğer tüm beyin tümörleri sayısının çok üstündedir. Bu tez çalışmasında beyin metastazı tanısı konulmuş onsekiz hasta için tomoterapi cihazıyla iki farklı tedavi planlaması yapılmıştır. Bu planlamalar Tomohelical ve Tomodirek planlarıdır. Yapılan planlarda planlanan hedef hacmin ve kritik organların maksimum dozları karşılaştırılarak, çene ve çok yapraklı kolimatör açıklığının doz ve süreye etkisi araştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda iki yöntem arasında en iyi sonuçların tomohelikal planlama ile elde edildiği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Beyin Metastazları, Çene, ÇYK, Plan karşılaştırma, Tomoterapi

ABSTRACT

COMPARISON OF TOMOHELICAL AND TOMODIRECT TREATMENT PLAN TECHNIQUES IN BRAIN METASTASES

İbrahim Halil KAHKECİ

Health Physics Master's Degree Thesis

Metastatic brain tumors are the most common brain tumors observed clinically. Each year, the total number of newly diagnosed lesions is much higher than the number of all other brain tumors. In this thesis study, two different treatment techniques were performed for eighteen patients diagnosed with brain metastases using the tomotherapy device. These plans are Tomohelical and Tomodirect. As a result of the plans, the maximum dose of planned target volume and of the critical organs were compared and the effect of dose and duration of multi leaf collimator and jaw aperture were investigated. The best results were obtained between the two methods in this study from the tomohelical planning.

Key Words: Brain Metastases, MLC, Jaw, Plan Comparison, Tomotherapy

1. GİRİŞ

Beyin metastazı, beynin dışındaki doku ve organlarda gelişen bir kanserin beyin dokusuna yayılması ve orada da tümör oluşturması demektir. Her geçen yıl çok daha fazla sayıda hastada diğer tüm beyin tümörlerinin toplamından daha çok rastlanmaktadır (1,2). Metastatik beyin tümörleri klinik olarak en sık görülen beyin tümörleridir (3). Kanserli hastalardaki teşhis olanaklarının gelişmesi ile, daha çok sayıda beyin metastazına rastlanır olmuştur. Otopsi bulguları, kanserli hastaların %20-50'sinde beyin metastazı olduğunu göstermektedir (2). Bu tip tümörlere sekonder tümör de denir. Beyinde en sık rastlanan tümörler bu tip tümörler olup kanser hastalarındaki ölümlerin en başta gelen nedenlerindedir. Beyin metastazlarının en önemli nedeni erkeklerde akciğer kanseri, kadınlarda ise meme kanseridir (2).

Tüm kanser vakalarında şu an kullanılan en önemli tedavi cihazlarından biri 2003 yılından bu yana tomoterapi cihazıdır. Diğer cihazlardan kendisini üstün kılan en önemli özelliklerinden biri helikal olarak ışınlama yapabilmesi ve pnömatik olarak çalışan çok yapraklı kolimatörleridir. Tomoterapi cihazı, hasta etrafında sürekli gantri ve masa hareketiyle yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART-IMRT) olanağı sağlayan bir cihazdır. Tomoterapi cihazı ile tedavi süresince tümörün küçülme durumuna göre her gün planlama yapılarak sağlıklı dokuya maksimum koruma imkanı veren adaptif radyoterapi yapılabilmektedir (4).

Literatürde plan karşılaştırması üzerine yapılmış çok sayıda çalışma vardır. Ama bu çalışmada kullanılan tomoterapi cihazı yeni bir teknoloji olduğundan dolayı, diğer cihazlara kıyasla daha az sayıda çalışma bulunmaktadır. Lee ve arkadaşları (5) yirmi nazofarenks hastası üzerinde yaptıkları çalışmada lineer hızlandırıcı ve tomoterapi ile yapılan planları karşılaştırmışlardır. Lu ve arkadaşları'da (6) yirmi nazofarenks hastası üzerinde yaptıkları çalışmada tomoterapi tedavi planlamasıyla IMRT tedavi planlarını karşılaştırmışlardır. Hacıislamoğlu ve arkadaşları (7) ondört meme kanseri hastası üzerinde yaptıkları çalışmada üç boyutlu konformal (3D-KRT) tedavi planlaması ile tomoterapi planlamasını

karşılaştırmışlardır. Yoshihiko ve arkadaşları (8) otuzbeş akciğer kanseri hastası üzerinde yaptıkları çalışmada tomoterapide 2,5 ve 5 cm'lik çenelerle helikal planlar yaparak bunlar arasındaki ilişkiyi karşılaştırmışlardır. Yapılan tüm çalışmalardan görülmekte olan, kullanılan teknik hacmin aldığı dozu değiştirmektedir.

Beyin ışınlamaları riskli organlar ve tüm beyinin aldığı dozlar açısından önem taşımaktadır. Beyin ışınlamalarında en yüksek hassasiyete sahip doku lensler olup aldığı dozun minimum düzeyde tutulması gerekirken, hedef hacime maksimum homojen doz verilmesi amaçlanmaktadır. Lokal bir tedavi yöntemi olan radyoterapi'de kullanılan teknik, hedef hacim ve riskli sağlıklı organ dozlarını etkilemektedir. Bu tez çalışmasında beyin metastazı tanısı konulmuş onsekiz hasta için tomoterapi cihazıyla iki farklı tedavi planlaması yapılmıştır. Bu planlamalar tomohelikal ve tomodirek özelliği ile yapılan IMRT planlarıdır. Yapılan planlar sonucunda planlanan hedef hacmin (PTV) ve kritik organların maksimum dozları, homojenite indeksleri (HI), çene ve çok yapraklı kolimatör (MLC) açıklığının doz ve süreye etkisi karşılaştırılarak en ideal tedavi planlama tekniği belirlenecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kanser Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür. Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmeyi durdurmasını söyler. Hücre, verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşturur. Bu istenmeyen hücre bölünmesi bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kontrolsüz bölünen hücreye **kanser hücresi**, büyüyen kitlelere **tümör**, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere **kötü huylu tümör** (malign), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de **selim veya iyi huylu tümör** (benign) denir. İyi huylu tümörler yayılım (metastaz) yapmaz ve istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar (1).

2.2 Beyin Metastazı

Beyin metastazı, beynin dışındaki doku ve organlarda gelişen bir kanserin beyin dokusuna yayılması ve orada da tümör oluşturması demektir. Bu tip tümörlere **sekonder tümör** denir. Kanseri hastalarındaki ölümlerin en başta gelen nedenlerindedir (2). Metastatik beyin tümörleri klinik olarak en sık görülen beyin tümörleridir. Her yıl yeni tanı alan lezyonların toplam sayısı diğer tüm beyin tümörleri sayısının çok üstündedir. ABD’de bir yılda primer beyin tümörü tanısı konulan yaklaşık 17 bin hastaya karşın 100 binin üzerinde metastatik beyin tümörü hastası kayıtlanmaktadır. Sistemik kanser tedavisindeki başarılar sonucunda bu sayı her geçen gün artmaktadır. Kanseri hastaların yaklaşık % 20-50’sinde beyin metastazı görülmektedir. Kanseri öyküsü olmayan hastaların % 15’inde beyin metastazı başlangıç semptomlarından sorumludur (9-11).

Kanseri hücreleri genellikle beyine kan yoluyla gelir. Beyne ulaştıktan sonra bu hücreler bir ya da birden fazla tümöre neden olabilirler. Vücudun herhangi bir yerindeki

tümörden kopan hücreler kan veya lenf sistemine girerler. Buradan gittikleri ilk yer akciğerlerdir, daha sonra diğer organlara da gidebilirler. Bağışıklık sistemi bu hareketli kanser hücrelerini yok etmeye çalışır ancak kanser hücrelerinin sayısı çok fazlaysa bağışıklık sistemi bunların hepsini birden yok edemez (12).

Bazı primer organ kanserlerinin belli başlı bir takım organlara metastaz yapma eğilimleri vardır. Örneğin kalın bağırsak kanseri karaciğer ve akciğere metastaz yapma eğilimindedir. Meme kanseri kemik, akciğerler ve beyine metastaz yapar. Bu eğilimlerin bir takım hormonlar ya da proteinler nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Akciğerlerin kan akımı direkt olarak beyine gittiği için akciğer kanseri çok hızlı bir şekilde beyne metastaz yapabilir. Bazen bu metastaz o kadar hızlı gerçekleşir ki, akciğer kanseri tanısından önce beyin metastazı tanısı konabilir (13).

Vücuttaki her tür kanser beyine metastaz yapabilse de en sık olarak akciğer, meme, böbrek ve kalın bağırsak kanserleriyle melanoma beyne metastaz yapar. Meme ve böbrek kanserleri genellikle beyinde tek tümöre neden olur. Akciğer ve kolon kanseri ile melanoma ise çok sayıda tümöre neden olurlar (14).

Bütün beyin metastazlarının yaklaşık olarak %60'ı akciğer kanserinden köken alır. Bütün meme kanserlerinin de yaklaşık olarak %20-30'u beyne metastaz yapar. Metastatik beyin tümörlerinin yaklaşık olarak %15'inde primer tümörün yeri saptanamaz. Bu durumda muhtemelen ilk (primer) kanser oluştuğundan ve kana metastaz hücreleri verdikten sonra vücudun bağışıklık mekanizması tarafından yok edilmiştir. Ancak metastaz hücreleri beyine ulaşmış ve çoğalmaya devam edebilirler (12-14).

2.3 Radyoterapi

Radyoterapi, yaklaşık yüz yıldır kanser tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla yok edilmesi temeline dayanır. Radyoterapide amaç, belirlenen hedef organa maksimum dozu verirken, etrafındaki kritik organları ve sağlıklı dokuları mümkün olduğu kadar korumaktır.

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) / İntensity Modulated Radiotherapy (IMRT), bir tümöre veya vücuttaki belirli hedef bölgelere kesin radyasyon dozları veren yüksek hassasiyette, gelişmiş bir radyoterapi yöntemidir. Radyasyon dozunun hedef bölgeye

uygulanması için, radyasyon ışını yoğunluğunun ayarlanması ve hedef bölgenin üç boyutlu görünümüne göre tanımlanması gerekir. Bu işlem çevredeki sağlıklı normal dokuların radyasyona maruz kalmasını en aza indirmek için önemlidir. IMRT, vücuda tek bir büyük radyasyon ışını göndermek yerine, radyasyonu binlerce ışınca böler. Milimetrik doğruluktaki bu ışınlar, vücuda birçok açıdan girer ve kanserli bölgenin üzerinde kesilir. Böylece hedef bölgeye yüksek bir doz ve çevredeki sağlıklı dokuya ise düşük bir doz verilmiş olur (15).

2.4 Radyoterapide Hedef Hacim Tanımlamaları

Radyoterapide tümör kontrolü hedef hacme verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için öncelikle hedef hacmimizin tam manasıyla anlaşılması ve doğru bir şekilde konturlanmasının büyük bir önemi vardır (16,17). Bu bağlamda iki boyutlu tedavi planlaması için International Commission on Radiation Unit and Measurement (ICRU) hacim kavramlarını ortaya koyan ilk raporunu 1978'de (Rapor 29), diğerini ise 1993'de (Rapor 50) yayınlamıştır (18-19). Bu son raporun yayınlanmasından sonra aradan geçen yıllarda planlama teknikleri açısından çok köklü değişiklikler olmuştur ve Rapor 50 temel alınarak üç boyutlu planlamalardaki gelişmeler ışığında 1999 yılında ICRU tarafından Rapor 62 yayınlanmıştır (20). Bu rapora göre hacim kavramları;

- Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV),
- Işınlanan Hacim (Irradiation Volume, IV),
- Riskli Organ (Organ at Risk, OAR),
- Planlanan Riskli Organ (Planning Organ at Risk Volume, PRV)'dir (20).

2.4.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

Malign büyümenin gerçekleştiği, sınırları belirgin, görüntülenebilir tümör hacmidir. GTV tümörlü hücre yoğunluğunun en yüksek olduğu habis büyüme bölümlerine karşılık

gelir. Bu nedenle yeterli bir dozun bu hacme verilmesi gerekmektedir. GTV'nin genişliği ve büyüklüğü çeşitli görüntüleme teknikleri (PET/BT, dijital radyografi, ultrasonografi, manyetik rezonans ile görüntüleme, radyonüklid metotları v.b.) ile belirlenebilir. Bununla birlikte yeni teknikler bu hacmin boyutunu artırabilir (20).

2.4.2 Klinik Hedef Hacim (CTV)

GTV'ye görüntüleme yöntemleri ile saptanamayan olası ve şüpheli mikroskobik tümör yayılımının eklenmesi ile klinik hedef hacim (CTV) belirlenir. Bu da bir emniyet marjını içerir. CTV'nin limitleri ve emniyet marjının genişliği tümör karakteristiklerine bağlıdır. Yani tümörün lokal invazyon kapasitesi ve bölgesel lenf nodlarına yayılma gücü gibi bilgiler gerekli olacaktır (20).

Burada normal dokunun herhangi bir özel duyarlılığı, organ riskleri, hastanın genel durumu gibi faktörler de önemli olacaktır. Bunların belirlenebilmesi doğru klinik tecrübeyi gerektirir. GTV ve CTV tamamıyla onkolojik kavramlardır (16).

2.4.3 Planlanan Hedef Hacim (PTV)

PTV tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır (Şekil 2.1). Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve CTV'ye verilmek istenen doz için uygun ışın alanı ve yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır. PTV; CTV'ye organ hareketlerinden dolayı bırakılan internal marjin (IM) ve tedavi süresince hasta set-up'ındaki değişiklikler dolayısıyla bırakılan set-up marjin (SM) paylarının eklenmesiyle oluşur (Şekil 2.2).

Aslında İM birkaç parametreyi birlikte içinde barındıran bir marjdir. Bunlar rektum, mide, mesane gibi stabil olmayan organların farklı doluluklarda olması, solunum hareketi, kalp atışı ve hatta hastaların tedavi boyunca kilo alıp vermeleri de CTV'nin yer değiştirmesine sebep olabilmektedir (20).

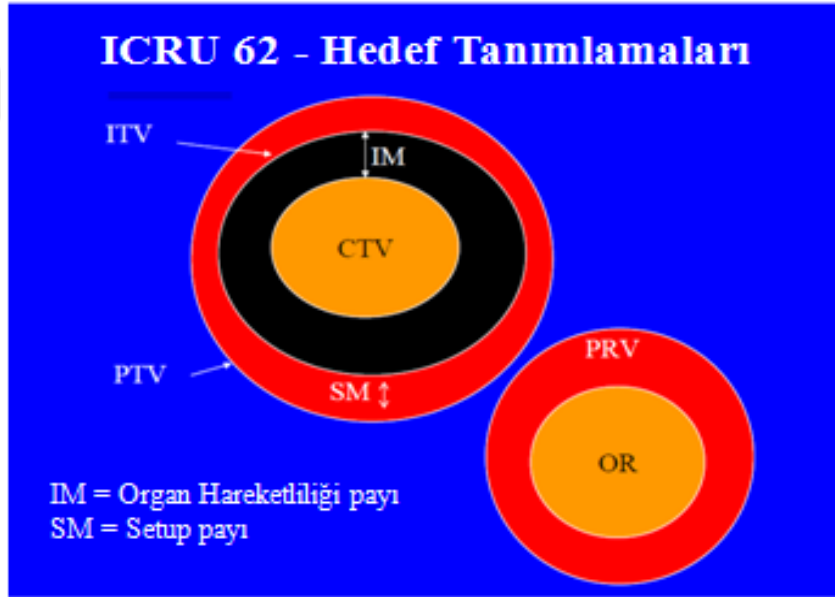
SM'de aynı IM gibi birden çok parametreyi içinde barındırır. Bunlar, tedavi süresince hasta set-up'ındaki değişimler; gantri, kolimatör, tedavi masası gibi mekanik ekipmandaki belirsizlikler, dozimetrik belirsizlikler, bilgisayarlı tomografi ve simülasyon

biriminden aktarılan hasta set-up'ı ile ilgili hatalar ve insan faktörü gibi ana parametrelerdir (20).

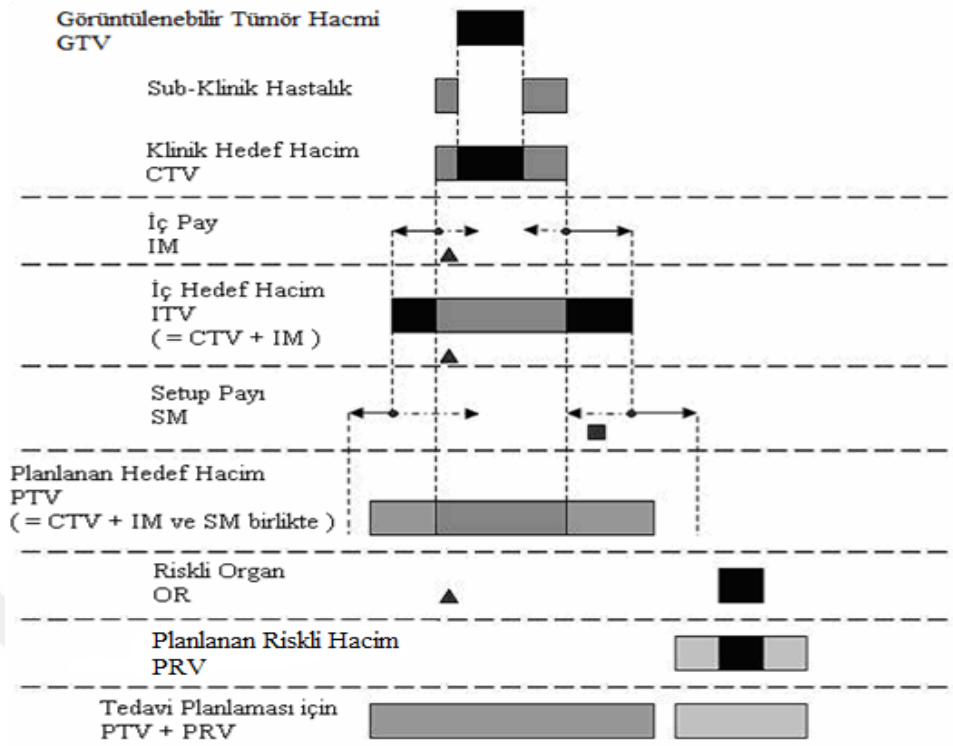
Ama bazı durumlarda PTV değeri CTV değerine son derece yakın olabilmektedir. Bu gibi durumlar özellikle kafa kaidesinin içindeki iyi huylu tümörlerin tedavisinde daha çok görülen bir durumdur. Ama bu durumun bir benzerini akciğer gibi son derece hareketli bir organda görmek mümkün değildir (16).

2.4.4 Tedavi Hacmi (TV)

Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle reçetelenen tedavi dozunu sadece PTV'ye vermek olanaksızdır. Bu sebeple radyasyon onkoloğu tarafından, ister küratif olarak ister de palyatif olarak tümörün tedavisinde önem kazanan dozun verildiği hacime tedavi hacmi (TV) denilmektedir (17).



Şekil 2.1 ICRU Rapor 62 hedef tanımlamaları (20)



Şekil 2.2 Radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları (20)

2.4.5 Işınlanan Hacim (IV)

Işınlanan hacim TV'den daha büyük bir hacimdir ve normal doku toleransı için önemli olan dozun sağlanabildiği hacim olarak belirtilir (20).

2.4.6 Riskli Organ (OAR)

OAR radyasyon hassasiyeti; tedavi planlamasını ve önceden belirlenen dozu etkileyen ve ışınlanan bölgeye göre değişen radyoduyarlılığı fazla olan normal dokulardır (20).

2.4.7 Planlanan Riskli Organ (PRV)

Hasta hareketi ve set-up hatalarından dolayı risk altındaki organlar da hareket eder ve OAR'da beklenmedik yüksek dozları engellemek için riskli organ hacmine de marj verilerek PRV hacimleri belirlenir (20).

2.5 Tomoterapi

2.5.1 Tomoterapinin Tarihçesi

Tomoterapi sözcük anlamı olarak “kesit tedavisi” anlamına gelmekte olup, bu terim yelpaze şeklindeki yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisini tanımlamak için kullanılmıştır (4). Seri tomoterapi, yelpaze şeklindeki huzmenin ışınlanması ve masanın hareket ettirilmesi mantığına dayanan hasta tedavisinde kullanılan yoğunluk ayarlı radyoterapinin ilk formudur. Şekil. 2.3’de gösterildiği gibi gantri ve masa hareketi seri bilgisayarlı tomografiye (CT) benzemektedir. Helikal tomoterapi sürekli gantri ve masa hareketlerine işaret etmektedir. Helikal tomoterapinin gantri ve masa hareketi helikal CT’ye benzemektedir. Seri tomoterapi, klinikte bulunan herhangi bir lineer hızlandırıcıya özel olarak tasarlanmış kolimatör (MIMiC) ve masa (Crane) parçalarının takılması sonucu cihaz özel bir kolimatör yapısı ve masa hareketine sahip olmaktadır. Helikal Tomoterapi ise kendine özgü tasarımı olan ve bilgisayarlı tomografi mantığı ile çalışan bir yapıya sahiptir (21).

Tomoterapide yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) planlamasında izlenen işlem sırası aşağıdaki gibidir:

- i) Ters tedavi planlaması
- ii) Beamlet hesabı ve optimizasyon
- iii) Fraksiyonasyon ve plan onayı
- iv) Görüntü kılavuzlugunda radyoterapi (IGRT)
- v) Tedavi



Şekil 2.3 Wisconsin Üniversitesi'nde kurulan ilk tomoterapi cihazı

2.5.2 Tomoterapinin Genel Özellikleri

Tomoterapide bir lineer hızlandırıcı veya radyasyon yayan bir kaynak bilgisayarlı tomografiye benzer bir halka gantriye yerleştirilerek tedavi ışını çok yapraklı kolimatör (MLC-Multi Leaf Colimatör) sistemi ile modüle edilir ve hasta yatay ekseninde gantri içine doğru hareket ederken ışın verilir. Sistem aynı zamanda tedavi verifikasyonu için tomografik görüntü alarak en uygun tedavi planı için bunu üç boyutlu görüntü haline getirmektedir.

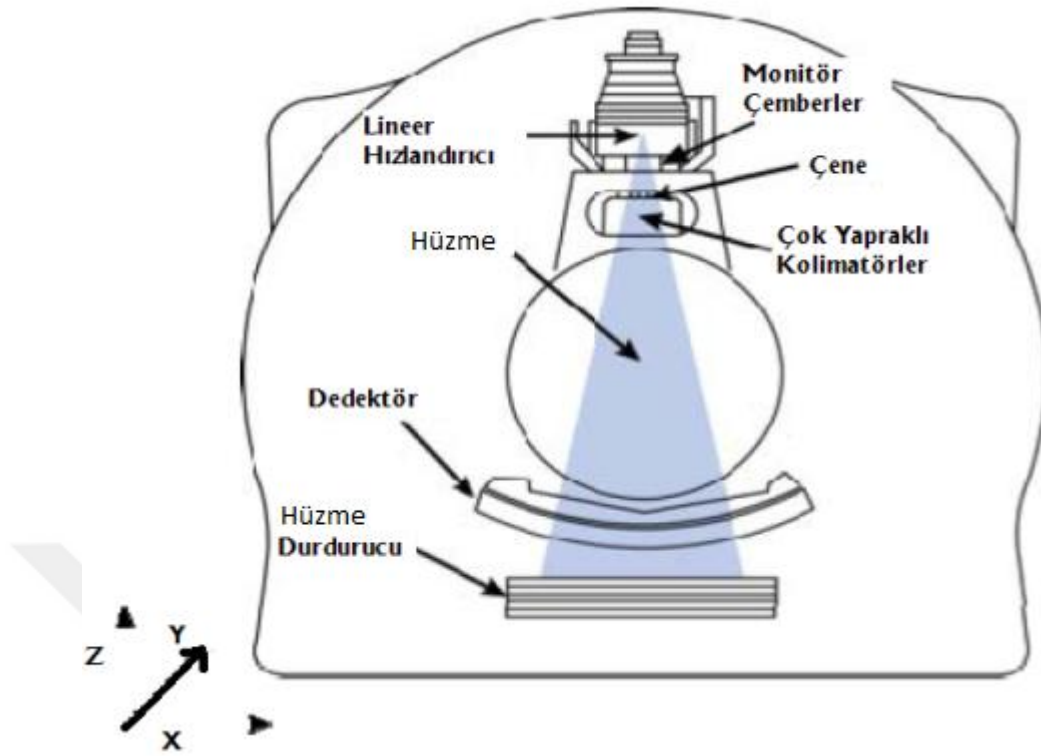
Tomoterapi düşüncesi IMRT ortaya çıkmadan önce 1980'lerde ortaya atılmış olup, öncelikle Brahme'nin 1988'de ortaya attığı non-uniform optimize radyasyon huzmesi fikriyle çıkmıştır (21). Aşağıdaki başlıklar altında düşünceler geliştirilerek bugünkü Tomoterapinin ilk adımları atılmıştır.

1) İnce (slit) huzme oluşturmak için konvansiyonel lineer hızlandırıcı kolimatör çeneleri hareket ettirilebilir olduğundan non-uniform alan oluşturmak için kullanılabilir.

- 2) Eşit yoğunluktaki kontur çizgilerini tanımlayan çoklu şekillendirilebilir alanlara ihtiyaç vardır.
- 3) Paralel, hızlı hareket eden kolimatör yaprakları kullanarak modüle edilebilecek küçük alanlar gereklidir (22).

Tomoterapi helikal şekilde ışınlama yapan bir eksternal radyoterapi cihazıdır. Şekil 2.4'de görüldüğü gibi gantri kayan bir halka üzerine yerleştirilmiştir. Cihaz standart konvansiyonel lineer hızlandırıcıların aksine 100 cm yerine 85 cm kaynak cilt mesafesine (SSD) sahiptir. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olan ve alan boyunca homojen bir doz dağılımı elde edilmesine olanak sağlayan düzleştirici filtre bulunmamaktadır. Bu ise cihaz sadece IMRT yapmak için tasarlandığından bir avantaj olarak kabul edilmektedir (4,21). Konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi helikal tomoterapi klinikte kullanılmaya başlamadan önce bir dizi testten geçirilmek zorundadır. Bu zorunluluğun temel nedeni IMRT yapılırken alanlar 1 cm x 1 cm lik beamletlerden oluşmaktadır. Bu küçük volümlere çok yüksek dozlar verildiğinden cihazda bu beamlet boyutundaki bir hata output'da büyük değişikliklere neden olabilir (22). IMRT yapılacak cihaz klinik kullanıma başlamadan önce mutlaka bu testlerden geçmelidir. Bu testler cihazın kabul testleri olarak tanımlanmakta olup daha sonra da periyodik olarak tekrar edilmesi gereken testlerdir (23-26).

Her yöntemin diğerine göre avantaj ve dezavantajları olsa da tüm yöntemlerde amaç normal doku toleransından faydalanarak ve verilen dozu çoklu alanlar yardımı ile vererek hedefteki toplam dozda daha yüksek değerlere çıkmaktır. Bu işlem yapılırken bilgisayar teknolojilerinden faydalanılarak tümöre verilen doz hassas organ olmayan noktalardan yüksek dozlar verilerek sağlanmaya çalışılmaktadır. Bu nedenle yukarıda sıralanan yöntemlerden hangisi ile yapılırsa yapılsın verilen dozun uygulanabilirliği özel yapılmış fantomlarda değişik yöntemlerle test edilmek zorundadır.



Şekil 2.4 Tomoterapi gantri tasarımı

2.5.3. Tomoterapinin Teknik Özellikleri

Helikal Tomoterapide ışın kaynağı 6 MV lineer hızlandırıcı halka şeklindeki gantri üzerine yerleştirilmiştir. Gantry’de ayrıca magnetron, IGRT için kullanılan xenon dedektörler, beam stopper ve tüm elektronik elemanlar bu halka üzerinde ışınlama esnasında lineer hızlandırıcı ile birlikte hareket etmektedir. Cihaz sadece IMRT yapmak için üretildiğinden ve sonuç itibarı ile avantajlı olduğundan hüzme düzleştirici filtre kullanılmamıştır. Hasta set-up’ı için gantriden 70 cm dışarıda bir noktada sanal izosantr (eş merkez) kullanılmaktadır.

Cihazda üç farklı kolimatör boyutu mevcuttur. Bunlar sırasıyla 1.0, 2.5, ve 5.0 cm iken transverse ekseninde alan boyutu 40 cm’dir. 1,0 - 2,5 ve 5,0 cm bir plan için seçilen sabit alan boyutları iken alan şekillendirmesinde kullanılan MLC’ler 64 adet olup tungstenden yapılmıştır. Bu yapraklar pnömomatik olarak sürülmektedir. Şekil 2.5’ de gösterilen MLC’lerin izosantrdaki kalınlıkları 0,625 cm ve yükseklikleri ise 10 cm’dir (21,24).



Şekil 2.5 Tomoterapide MLC sistemi

2.5.4. Tomoterapi Çalışma Prensibi

Tomoterapi IMRT yapmak için tasarlanmıştır. Konvansiyonel (geleneksel) radyasyon tekniklerinde sabit alanların şekillendirilmesiyle yapılan ışınlamalar tomoterapi ile yapılamaz. Cihazdan çıkan doz hızını değiştirmenin birkaç yolu vardır:

- i) lineer hızlandırıcının output'u değiştirilebilir;
- ii) jaw (çene) açıklığı değiştirilebilir;
- iii) gantri hızı ayarlanabilir;
- iv) masa hızı değiştirilebilir;
- v) yaprakların durumu değiştirilebilir.

Yapısı nedeniyle gantri hızını dinamik olarak değiştirmek pratik değildir. Günümüzde kontrol yazılımı lineer hızlandırıcının outputunu, masa hızını, çene pozisyonunu ve her bir yaprağın açık kapalı durumunu birkaç milisaniye aralıklarla tanımlayacak şekilde geliştirilmiştir. Sadece MLC'ler gerçek zamanlı modülasyon yapmak için kullanılmaktadır. Cihaz bir gantry dönüşünde 51 noktada ışınlama yapmaktadır. Bu noktalardan her biri projeksiyon olarak adlandırılmaktadır. Her bir projeksiyonda MLC'lerin

pozisyonları değişmektedir. Bu ise her 7,06 derecede bir modulasyon olmaktadır. MLC'ler bu süre zarfında ya tam açık ya da kapalıdır. Cihazda ışıklı alan bulunmamaktadır. Bunun yerine gantriden 70 cm dışarıda bir nokta sanal izosantr olarak tanımlanmıştır. Bu nokta sabit yeşil lazer tarafından belirlenmektedir. Cihazda ayrıca hareketli kırmızı lazerler de vardır ve bu lazerler planlamada hasta üzerine planlama BT'si çekilirken konan işaretler üzerine ayarlanmaktadır (21,25).

2.5.5. Yoğunluk Ayarlı Fan Hüzme Aktarımı

Helikal tomoterapi cihazında yelpaze şeklindeki hüzme primör kolimatör içine yerleştirilmiş bağımsız çene çifti şekillendirmektedir. Bu yapı bütünlüğü sağlarken korumayı da en yüksek dereceye çıkartmaktadır. Primer kolimatörler ve çeneler %95 tungsten içeren bir alaşımdan yapılmıştır. İleri yönde bu kolimatörlerin kalınlığı 22 cm civarındadır. Bu ise yüksek monitör unitlerde IMRT için sızıntıyı azaltacaktır. Çeneler longitudinal ekseninde 5cm genişliğinde bir yelpaze hüzme oluşturacak biçimde tamamen açık veya kapalı olacak şekilde hareket edebilir. Tipik tedavi hüzmesi alan açıklığı 1 cm' den 5 cm'ye kadar değişebilir. BT taraması için çene açıklığı 5 cm dir ve MLC'ler açık pozisyondadır (21,23).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Gereç

Bu çalışmada Diyarbakır Dicle Üniversitesi Hastaneleri Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında bulunan Toshiba marka Bilgisayarlı Tomografi cihazı, Volo marka Tedavi Planlama Sistemi ve Accuray Tomoterapi HD Serisi Lineer Hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır.

3.1.1 Tomoterapi Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Helikal Tomoterapi (Tomotherapy Inc., Madison, WI) cihazı 6 MV tek foton enerjisine sahip IMRT yapabilen bir lineer hızlandırıcıdır. Cihazda bulunan xenon dedektörler yardımı ile IGRT yapmak da mümkün olmaktadır. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcıların aksine kaynak cilt mesafesi ve masanın girdiği (bore) tünelin genişliği 85 cm'dir. Cihazda 64 adet binary MLC mevcut olup bu MLC'ler pünomatik olarak hareket ettirilmektedir. MLC'lerin kalınlığı 0,625 cm, yüksekliği ise 10 cm'dir. Cihazda üç farklı kolimatör açıklığı olup bunlar sırasıyla 1,0 cm, 2,5 cm, 5,0 cm x 40 cm'dir. Standart pakette sadece son iki kolimatör açıklığı bulunmaktadır. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi bir alan açıklığı ve ışık alan bulunmadığından bütün set up ayarları gantri'den 70 cm dışarda sanal eşmerkez denem noktasında yapılmakta ve daha sonra ışınlama için gerçek eşmerkeze gönderilmektedir. Cihazda IGRT yapmak için tam lineer hızlandırıcının karşısına gelecek şekilde 541 adet xenon dedektör vardır. IGRT yaparken tedavi huzmesi kullanılmakta ve 6 MV olan tedavi huzmesi enerjisi otomatik olarak 3 MV'a düşmektedir. Bu nedenle cihazda alınan görüntüler Mega Voltaj Computerized Tomografi (MVCT) olarak adlandırılmaktadır. Xenon dedektörlerin hemen altında ise 10 cm kalınlığında kurşun beam stopper mevcuttur. Şekil 3.1'de Helikal Tomoterapi Hi-ART cihazı gösterilmektedir. Cihazda 1,0- 2,5- 5,0 cm olmak üzere üç farklı kolimatör mevcuttur.

Transverse eksen boyutu sabit olup 40 cm'dir. Tedavi cihazının masası hareket etme yeteneğine sahip olup kranio-kaudal yönde 160 cm hareket edebilmektedir. Bunun neticesinde HT'de 160 cm'e kadar olan alan boyutları tedavi edilebilmektedir. Cihaz 85 cm'lik kaynak cilt mesafesine sahiptir.



Şekil 3.1 Helikal Tomoterapi HD serisi Lineer Hızlandırıcı cihazı

3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Simülâtör Cihazı

Hastanın tedavi koşullarında simülasyonunun yapıldığı, üç adet lazer sistemi sayesinde hastanın BT orjinine göre referans noktalarının belirlendiği, kV mertebesinde X ışını üreten ve hasta tomografi görüntülerinin elde edildiği cihazdır (Şekil 3.2). Temelde

hasta etrafında dönen bir X ışını tüpü ve bunun karşısına yerleştirilmiş dedektör sisteminden oluşur. Simülatörde hasta sabitlemesi ve aksesuarların tercihi çok önemlidir. Kullanılan simülatör cihazı 85 cm çapa sahip olup hastayı daha konforlu ve kolay sabitleme imkanı sunmaktadır.

Toshiba XVision model BT sistemi doku yoğunluğuna denk görüntüler üreten tanı amaçlı tasarlanmış bir cihazdır. Yüksek voltaj jeneratörü tarafından üretilen maksimum tüp voltajı 140 kV; maksimum akım 300 mA'dır. Vücudun istenilen bölgelerinin 1'den 10 mm'ye kadar kesit kalınlığında transvers görüntüleri elde edilir. Kafa taramaları için genelde 250 mm görüş alanı kullanılır. Toshiba XVision model BT sistemi ile planlama sisteminde kullanılmak üzere 3 mm kalınlığında kesit görüntüleri alınmıştır.

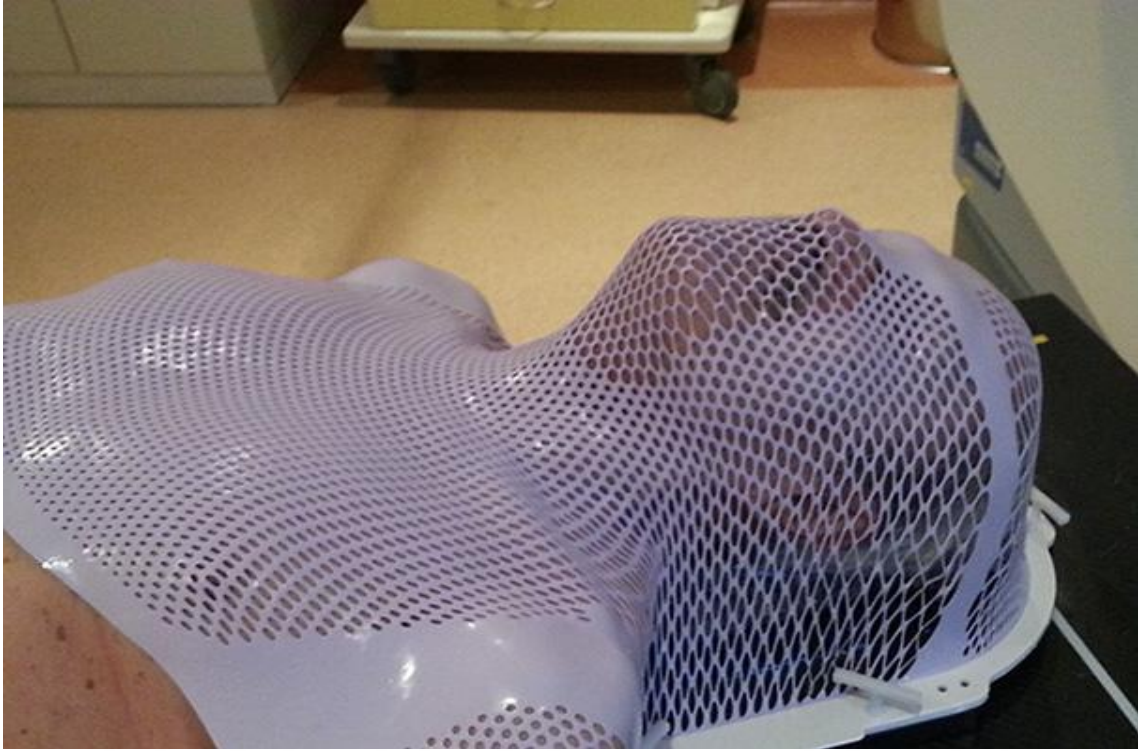


Şekil 3.2 Toshiba XVision marka BT simülatör cihazı.

3.1.3 Hasta Sabitleme Sistemi

Modern radyoterapi planlamasında BT simülatörlerden alınan görüntüler üzerinde, hedef ve OAR hacimleri bilgisayar ortamında oluşturularak tedavi planlamasında kullanılmaktadır (Şekil 3.3). Planlama bilgisayarları ile çok sayıda teknik gözden geçirilerek optimal plan oluşturulur. Bunlar lineer hızlandırıcılarla ve eş merkezli simülasyonla birlikte, mükemmel alan birleşimi sağlayan tekniklerdir. Bunun için beyin görüntülemeye

simülasyon ve tedavide aynı pozisyonun stabilitesinin sağlanması daha da önem kazanmaktadır. Bundan dolayı görüntüleme ve tedavi esnasında aynı kafa sabitleyici kullanılmaktadır.



Şekil 3.3 CIVCO Marka Kafa Sabitleme Sistemi.

3.1.4 Tomoterapi Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tomoterapi Volo tedavi planlama sistemi (TPS) Convolution/Superposition algoritması ile ters planlama yapan bir planlama sistemidir. Sistemde sadece 6 MV'ye ait doz verisi bulunmaktadır. Ayrıca tedaviye etki eden pitch faktörü, modülasyon faktörü ve çene genişliği gibi verilerin mevcut sistemde verileri yüklü olup her hasta için uygun seçimlerle tedavi planlaması yapılır.

Planlama sisteminde dört ayrı doz hacim histogramı modu ile hedef hacim ve kritik organ dozlarının değerlendirilmesi kolayca yapılabilmektedir. Otomatik olarak cilt, akciğer, beyin konturlaması yapılabildiği gibi, ara değer bulma ve traşlama ile istenilen payla, yapının oluşturulmasına kolaylık sağlayan araçlarla el ile de konturlama yapılabilir. Planlamada kama filtre, blok, farklı alan boyutları ve elektron enerjisi bulunmamaktadır. Yazılım yardımı ile hassas yapılar ya kısmen ya da tamamen bloklanabilmektedir. Kısmi

bloklamada risk altındaki organ sadece gelen demetin çıkışından ışınlamaya maruz kalırken tam bloklamada risk altındaki organ ne girişten ne de çıkıştan ışına maruz kalmamaktadır. Planlama sisteminde DVH'lerle hedef ve kritik organ dozları verilmekte olup sistemin ince, normal ve kalın olmak üzere üç adet hesaplama grid boyutu vardır.

3.2 Yöntem

3.2.1 Tedavi Planlama Verilerinin Oluşturulması

Onkoloji hastanesinde tedavi edilen onsekiz beyin metastaz hastasının önceden alınan 3 mm kalınlığındaki BT kesit görüntüleri ağ bağlantısı ile tedavi planlama sistemine Dicom formatında aktarıldı. Tedavi planlaması yapılacak hasta verileri MİM yazılımına yüklenerek, hedef hacim ve riskli organlar radyasyon onkoloğu tarafından tanımlandı.

Çalışmada yer alan hasta grubu, primeri bilinmeyen onsekiz kanserli hastadan oluşmaktadır. Tüm hastalar için konturlanan görüntüler yerel ağ üzerinden Volo tedavi planlama sistemine atılmıştır.

3.2.2 Helikal ve Direk Tedavi Planlaması

Tedavi planlama sistemine gelen görüntüler kullanılarak hedef ve etrafındaki kritik organlar öncelik ve önem sırasına göre numaralandırıldı. Yine bu sekmede kırmızı lazerler daha önce planlama BT'si alınırken hasta üzerine konulan cilt işaretleri üzerine ayarlandı ve kayıt edildi. Bir sonraki adımda her hasta için hedef büyüklüğüne bağlı olarak ayarlanan 1,0-2,5 ve 5,0 cm olan kolimatör boyutlarından 5,0 cm seçilerek hedefin %95'i 30 Gy dozu on günde alacak şekilde doz tanımlaması yapıldı. Helikal planlama için standart helikal IMRT planı yapılırken, direk planlar için ise 90° ve 270° sabit yan alanlardan ışılanacak şekilde tedavi alanları seçilerek direk IMRT planlama yapılmıştır. Helikal IMRT planlarında gantri 51 farklı açıdan ışın vererek masa hareketiyle MLC optimizasyonu yapmaktadır ve MLC optimizasyonu masanın pitch faktörü ve modülasyon faktörü ile şekillenmektedir. Direk IMRT özellikte ise seçilen çene boyutuna göre 1, 2,5, 5 cm için sırasıyla 0.1, 0.25 ve 0,5 sabit pitch faktörüyle istenilen sabit açılar kullanılarak modülasyon faktörü ile MLC optimizasyonu yapılmaktadır. Helikal tomoterapi ise ışınlama sırasında çoklu yapraklar,

gantri ve masa hareket halindedir. Direk özelliğinde ise gantry belirlenen sabit açılarda masa hareketiyle birlikte ışınlama yapmaktadır. Tomoterapi helikal ve direk planlama sistemine özgü parametreler ayarlandıktan sonra demetçik hesaplatılması için komut verildi. Optimizasyon kısmında istenilen doz-hacim eğrilerini elde etmek amacıyla hedef ve kritik organlar için önem derecesi, maksimum ve minimum doz ile tolerans doz değerlerine rölatif sayılar verilerek optimizasyon işlemi başlatıldı. Bu işleme istenilen değerlere ulaşıncaya kadar devam edildi ve aynı işlem her hasta için tekrarlanarak doz-hacim histogramları elde edildi.

3.2.3 Farklı Çenelerle Yapılan Tedavi Planlamaları

Tomoterapinin en önemli özelliklerinden biri 1-2,5 ve 5 cm şeklinde üç farklı açıda ayarlanabilen ve pnömatik çalışan MLC (Multi Leaf Colimatör) sistemidir. Rastgele seçilen on hasta üzerinde üç farklı boyutta MLC'ler ayarlanarak Tomohelikal ve Tomodirek planlamalar yapılmıştır.

3.2.5 İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Tüm istatistiksel değerlendirmeler SPSS 20.0 programı yardımıyla yapıldı. Elde edilen değerler bağımsız değişken olup, normal dağılım analizi sonucu parametrik olmayan (non-parametrik) veriler olarak belirlendi. Verilerin analizi Wilcoxon Rank test yöntemiyle yapıldı. P değeri için anlamlılık limiti 0,050 olarak seçildi ($p < 0,050$).

4. BULGULAR

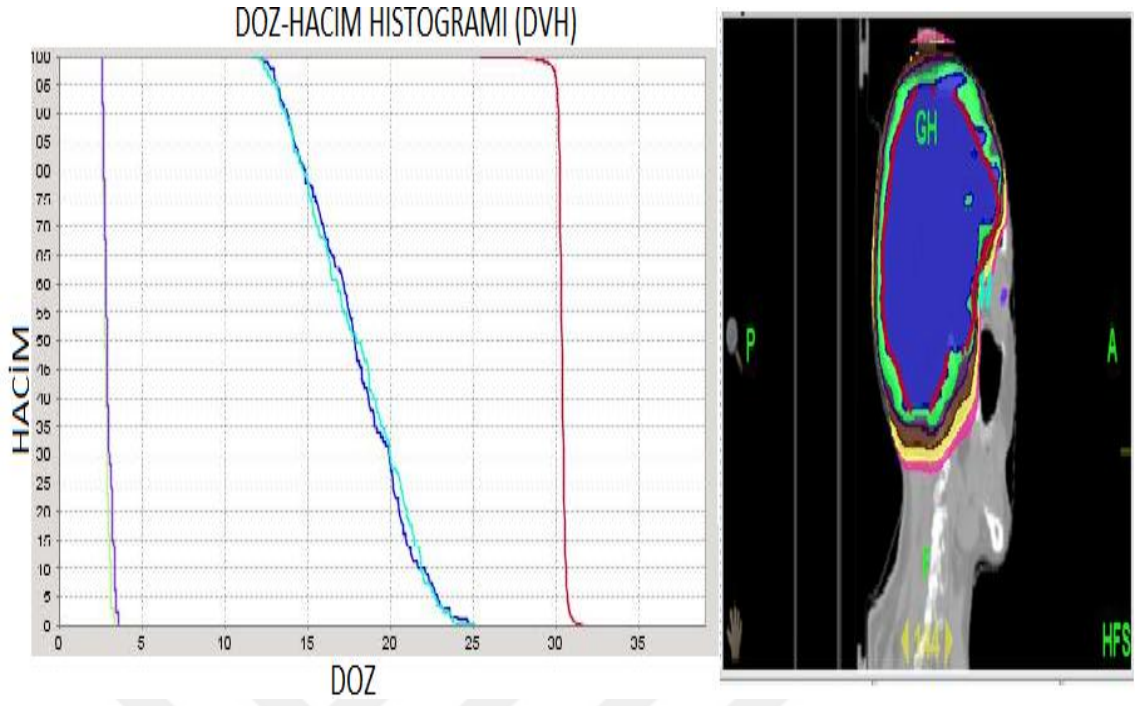
4.1 PTV İçin Elde Edilen Bulgular

Dicle Üniversitesi Onkoloji Hastanesi'nde tedavi planlaması yapılan onsekiz hastanın onbir tanesi kadın, yedi tanesi ise erkek hastadan oluşmaktadır. Hastaların PTV hacimleri 1179,44 cc ile 1962 cc arasında değişmektedir (Tablo 4.1).

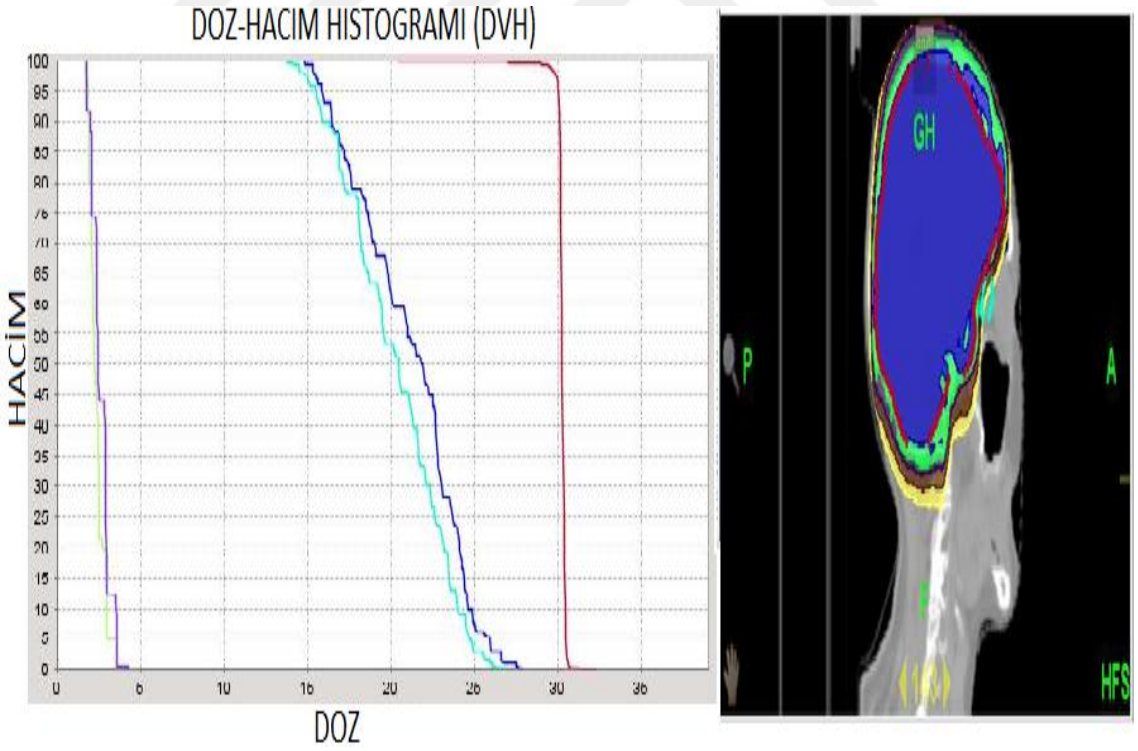
Tablo 4.1 Tedavi Planlaması yapılan hastaların genel zellikleri

Hasta No	Cinsiyet	PTV Hacmi (cc)
1	K	1179,44
2	K	1676,85
3	K	1710,54
4	K	1741,20
5	E	1730,23
6	K	1668,48
7	K	1703,22
8	E	1728,44
9	K	1339,47
10	E	1962,00
11	E	1746,46
12	K	1598,51
13	E	1725,14
14	E	1731,23
15	K	1515,87
16	E	1747,12
17	K	1566,91
18	K	1597,50

PTV için tomohelikal ve tomodirek planlama teknikleriyle elde edilen izodoz ve doz-hacim histogramları Şekil 4.1-2 de maksimum, minimum, ortalama doz ve tedavi süreleri karşılaştırmaları ise tablo 4.2-5.'de verilmiştir.



Şekil 4.1 Tomohelikal planlama ile elde edilen izodoz ve doz – hacim histogramı



Şekil 4.2 Tomodirek planlama ile elde edilen izodoz ve doz – hacim histogramı

Tablo 4.2 Tomohelikal ve tomodirek teknikleri için PTV doz degerleri ve tedavi ışınlama süreleri.

Hasta No	TomoHelikal		TomoDirek	
	Mak. Doz (Gy)	Süre (Sn)	Mak. Doz (Gy)	Süre (Sn)
1	31,77	193,1	33,60	200,5
2	34,81	241,2	34,07	238,8
3	33,09	177,4	32,54	176,3
4	33,38	250,9	32,99	246,8
5	32,16	190,7	34,01	200,6
6	32,62	228,2	33,64	223,8
7	32,42	175,3	33,55	184
8	31,73	203,3	32,36	208,5
9	32,32	206,9	36,13	211
10	31,98	240,6	32,62	236,7
11	33,26	197,3	32,8	201,2
12	32,25	182,4	34,23	181,1
13	31,86	207	32,79	203,8
14	33,23	169	35,49	178,6
15	33,33	179,6	32,95	178
16	34,68	242,7	34,02	238,8
17	31,89	192,1	33,52	200,4
18	31,92	202	32,58	207,6

PTV için iki farklı planlama tekniğiyle elde edilen PTV maksimum dozu ve toplam ışınlama süre değerleri için ortalama, standart sapma, maksimum, minimum ve p-değeri göz önüne alınarak oluşturulan istatistiksel sonuçlar Tablo 4.3’de verilmiştir.

Tablo 4.3 PTV maksimum ve tedavi sürelerinin istatistik sonuçları

	PTV Maksimum (Gy)		Süre (Sn)	
	Helikal	Direk	Helikal	Direk
Maksimum	34,81	36,13	250,90	246,80
Minimum	31,73	32,36	169,00	176,30
Ortalama	32,71	33,55	204,43	206,47
Standart Sapma	0,94	1,02	25,81	22,68
P Değeri	0,238		0,251	

PTV maksimum değerlerinin ortalaması helikal planlama tekniğinde $32,71 \pm 0,94$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $33,55 \pm 1,02$ Gy olarak bulunmuştur. PTV maksimum değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmamıştır ($p=0,238$).

Ortalama tedavi süreleri helikal planlamayla $204,43 \pm 25,81$ sn bulunurken, direk planlamayla $206,47 \pm 22,68$ sn bulunmuştur. Tedavi süreleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,251$).

Tablo 4.4 Tomohelikal ve tomodirek teknikleri için PTV minimum ve ortalama doz değerleri

Hasta No	TomoHelikal		TomoDirek	
	Minimum Doz (Gy)	Ortalama Doz (Gy)	Minimum Doz (Gy)	Ortalama Doz (Gy)
1	21,39	30,45	16,69	30,20
2	12,84	30,31	13,69	30,35
3	15,56	31,41	8,80	30,61
4	7,74	30,60	6,15	30,47
5	28,3	30,67	27,11	31,57
6	22,14	30,49	16,78	30,52
7	14,80	30,39	11,26	30,46
8	24,56	30,42	27,01	30,31
9	16,30	30,39	12,46	30,37
10	22,77	30,30	20,40	30,32
11	16,80	30,43	18,24	30,41
12	20,38	30,51	16,21	30,55
13	13,54	30,41	14,89	30,60
14	9,69	30,65	8,27	30,51
15	24,15	30,37	27,23	30,42
16	16,20	30,50	12,12	30,45
17	13,46	30,48	10,88	30,57
18	25,26	30,62	20,19	30,49

Tüm hastalar için iki farklı planlama tekniğiyle elde edilen PTV minimum ve PTV ortalama doz değerleri için ortalama, standart sapma, maksimum, minimum ve p-değeri göz önüne alınarak oluşturulan istatistiksel sonuçlar Tablo 4.5’de verilmiştir.

Tablo 4.5 PTV minumum ve ortalama değerlerinin istatistik sonuçları

	PTV Ortalama		PTV Minumum	
	Helikal (Gy)	Direk (Gy)	Helikal (Gy)	Direk (Gy)
Maksimum	31,41	31,57	28,30	27,23
Minimum	30,30	30,20	7,74	6,15
Ortalama	30,52	30,51	18,10	16,02
Standart Sapma	0,25	0,29	6,21	7,10
P Değeri	0,695		0,028	

Ortalama PTV minimum doz değerleri helikal planlama tekniğinde $18,10\pm 6,21$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $16,02\pm 7,10$ Gy olarak bulunmuştur. PTV minimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. ($p=0,028$).

PTV'nin aldığı ortalama doz değerleri helikal planlama tekniğinde $30,52\pm 0,25$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $30,51\pm 0,29$ Gy olarak bulunmuştur. Ortalama PTV değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,695$).

4.2. Homojenite İndeksi Değerleri

Homojenite indeksi (HI) ICRU tarafından yayınlanan Rapor 83'e göre aştıdaki bağıntıyla hesaplanır (24).

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

Bu bağıntıda $D_{\%2}$ hedef hacmin %2'sinin aldığı doz, $D_{\%98}$ hedef hacmin %98'inin aldığı doz, $D_{\%50}$ ise hedef hacmin %50'sinin aldığı doz olarak tanımlanmıştır. HI değeri 0 olduğunda ilgilenilen hacim tam olarak homojen dağılıma sahip demektir. Artan HI değerlerinde ise homojen doz dağılımı azalır (24).

Tüm hastalar için iki planlama tekniğiyle elde edilen PTV dozlarının homojenite indeksi (HI) değerleri Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6 Helikal ve Direk planlamalardaki homojenite indeksleri

Hasta No	Helikal HI	Direk HI
1	0,10	0,13
2	0,10	0,15
3	0,16	0,10
4	0,11	0,22
5	0,19	0,25
6	0,11	0,12
7	0,13	0,10
8	0,18	0,16
9	0,15	0,23
10	0,21	0,18
11	0,11	0,12
12	0,13	0,15
13	0,10	0,12
14	0,13	0,14
15	0,10	0,20
16	0,13	0,18
17	0,15	0,17
18	0,12	0,17

Tüm hastalar için farklı planlama teknikleriyle elde edilen homojenite değerlerinin ortalama, standart sapma, maksimum, minimum ve p-değeri göz önüne alınarak oluşturulan istatistiksel sonuçları Tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7 PTV için homojenite indeksi değerlerinin istatistik sonuçları

	Homojenite İndeksi	
	Helikal	Direct
Maksimum	0,21	0,25
Minimum	0,1	0,1
Ortalama	0,14	0,16
Standart Sapma	0,03	0,04
P Değeri		0,038

Ortalama HI değerleri helikal planlama tekniğinde $0,14\pm 0,03$ direct planlama tekniğinde ise $0,16\pm 0,04$ olarak bulunmuştur. HI değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p=0,038$).

4.3 Kritik Organlar İçin Elde Edilen Bulgular

Tüm hastalarda iki farklı planlama tekniğiyle elde edilen, kritik organ olarak benimsenen sağ lens ve sol lensin maksimum doz değerleri Tablo 4.8’de görülmektedir.

Tablo 4.8 Sağ ve sol lensin tomohelikal ve tomodirek tekniğiyle planlamasındaki maksimum dozları

Hasta No	Sağ Lens (Gy)		Sol Lens (Gy)	
	Helikal	Direk	Helikal	Direk
1	3,26	3,68	3,44	3,4
2	4,25	4,66	3,59	5,08
3	3,55	2,71	3,93	2,49
4	3,93	4,22	4,04	4,46
5	2,32	2,14	2,53	2,39
6	3,64	4,42	3,94	4,28
7	3,6	3,95	3,79	4,12
8	3,46	2,99	3,28	3,44
9	4,02	4,43	4,21	4,98
10	3,04	3,38	3,47	3,53
11	3,62	2,94	2,87	2,23
12	2,53	2,37	3,14	3,01
13	4,04	3,23	3,31	3,49
14	3,98	4,39	4,03	4,17
15	3,61	3,02	3,86	2,78
16	3,31	2,58	3,71	3,42
17	3,37	2,93	3,31	3,48
18	3,25	3,61	3,92	4,18

Tüm hastalar için farklı planlama teknikleriyle elde edilen sağ lens ve sol lensin tedavi doz değerlerinin ortalama, standart sapma, maksimum, minimum ve p değeri göz önüne alınarak oluşturulan istatistiksel sonuçları Tablo 4.9’da verilmiştir

Tablo 4.9 Sağ ve sol lens için maksimum doz değerlerinin istatistik sonuçları

	Sağ Lens		Sol Lens	
	Helikal	Direk	Helikal	Direk
Maksimum (Gy)	4,25	4,66	4,21	5,08
Minimum (Gy)	2,32	2,14	2,53	2,23
Ortalama (Gy)	3,49	3,43	3,58	3,61
Standart Sapma	0,50	0,78	0,45	0,84
P Değeri	0,446		0,384	

Sağ lens maksimum doz değerleri ortalaması helikal planlama tekniğinde $3,49\pm 0,50$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $3,43\pm 0,78$ Gy olarak bulunmuştur. Sağ lens maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,446$).

Sol lens maksimum doz değerleri ortalaması helikal planlama tekniğinde $3,58\pm 0,45$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $3,61\pm 0,84$ Gy olarak bulunmuştur. Sağ lens maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,384$).

Tüm hastalar için iki farklı planlama tekniğiyle elde edilen sağ ve sol optik sinirlerin maksimum doz değerleri Tablo 4.10' da görülmektedir.

Tablo 4.10 Sağ ve sol optik sinirin tomohelikal ve tomodirek planlamasındaki maksimum dozları

Hasta No	Sağ Optik Sinir (Gy)		Sol Optik Sinir (Gy)	
	Helikal	Direk	Helikal	Direk
1	30,54	30,58	30,17	30,47
2	30,16	30,66	30,46	30,55
3	28,94	31,24	28,99	30,88
4	17,62	22,74	19,82	24,35
5	31,05	31,60	31,09	30,78
6	31,05	30,70	30,96	32,26
7	30,48	32,01	30,60	30,91
8	31,16	31,41	30,71	30,44
9	30,84	30,63	30,28	30,46
10	31,04	30,38	30,45	30,38
11	31,62	29,94	30,24	30,94
12	29,53	29,37	30,53	29,89
13	30,44	31,23	30,12	30,23
14	30,98	30,39	28,98	31,39
15	30,61	30,02	30,61	31,54
16	30,31	28,58	30,31	29,89
17	30,37	29,93	29,37	30,47
18	29,25	30,61	30,25	31,41

Tüm hastalar için farklı planlama teknikleriyle elde edilen sağ ve sol optik sinirin tedavi doz değerlerinin ortalama, standart sapma, maksimum, minimum ve p- değeri göz önüne alınarak oluşturulan istatistiksel sonuçları Tablo 4.11'de verilmiştir.

Tablo 4.11 Sağ ve sol optik sinir için maksimum doz değerlerinin istatistik sonuçları

	Sağ Optik Sinir (Gy)		Sol Optik Sinir (Gy)	
	Helikal	Direk	Helikal	Direk
Maksimum (Gy)	31,16	32,01	31,09	32,26
Minimum (Gy)	17,62	22,74	19,82	24,35
Ortalama (Gy)	29,09	30,17	29,45	30,79
Standart Sapma	4,36	2,83	2,93	3,21
P Değeri	0,051		0,047	

Ortalama sağ optik sinirin maksimum doz değerleri helikal planlama tekniğinde $29,09 \pm 4,36$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $30,17 \pm 2,83$ Gy olarak bulunmuştur. Sağ optik sinirin maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,051$).

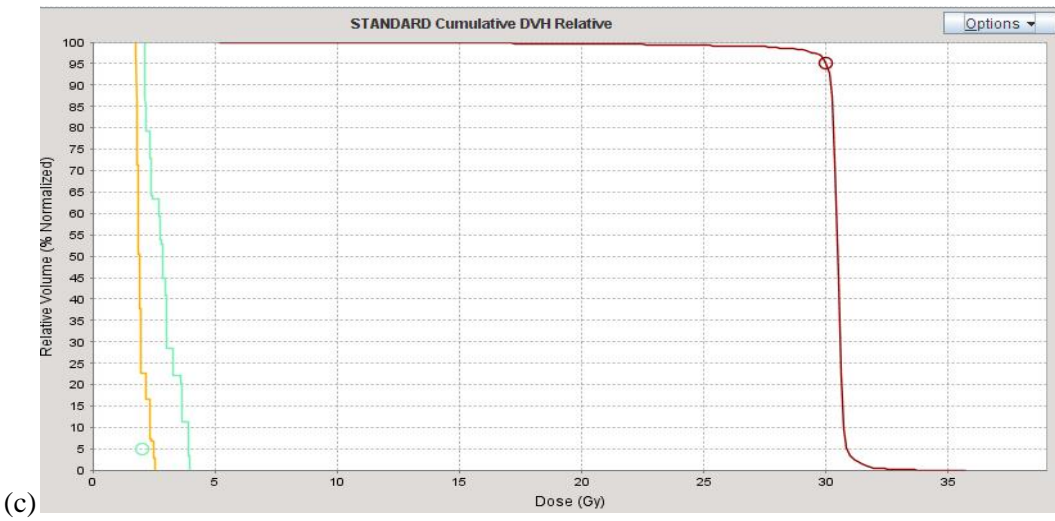
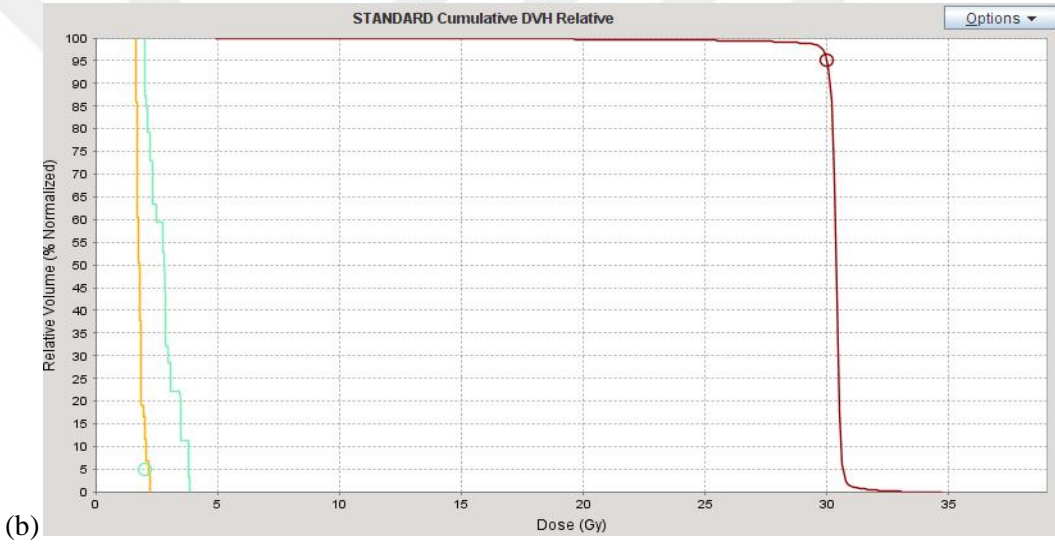
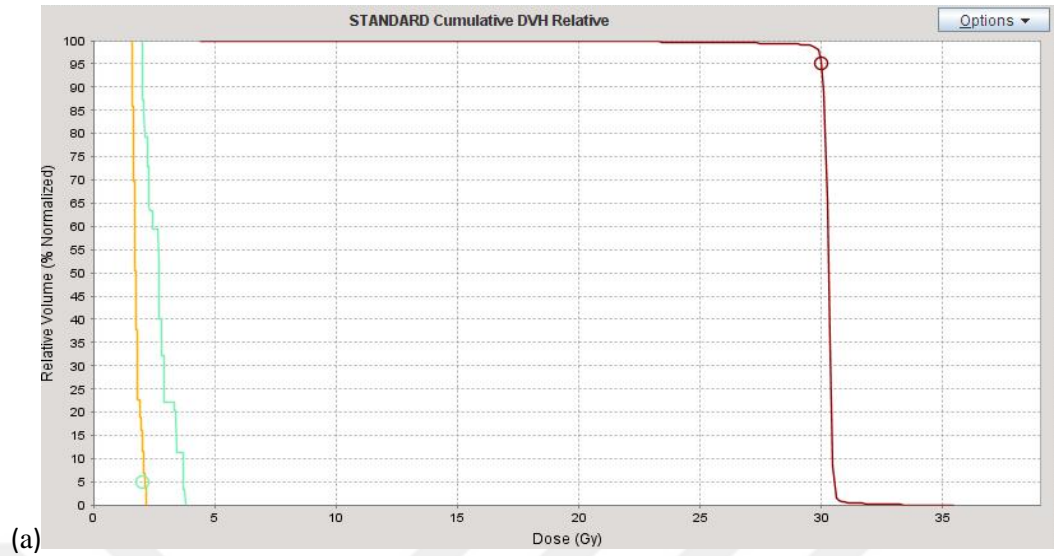
Ortalama sol optik sinirin maksimum doz değerleri helikal planlama tekniğinde $29,45 \pm 2,93$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $30,79 \pm 3,21$ Gy olarak bulunmuştur. Sol optik sinirin maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,047$).

4.4 Farklı Çene Açıklığında Elde Edilen Bulgular

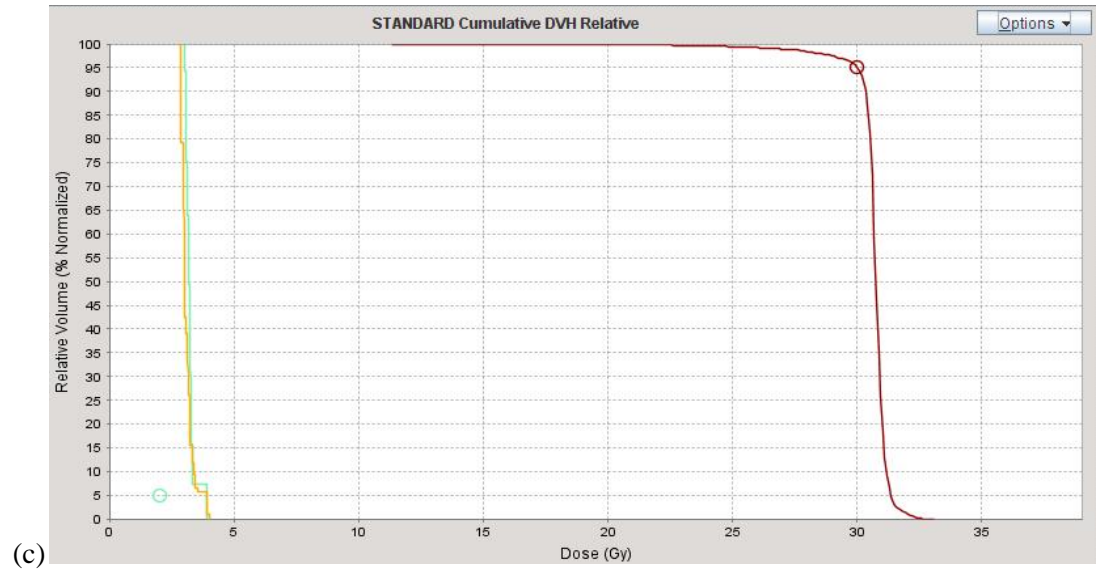
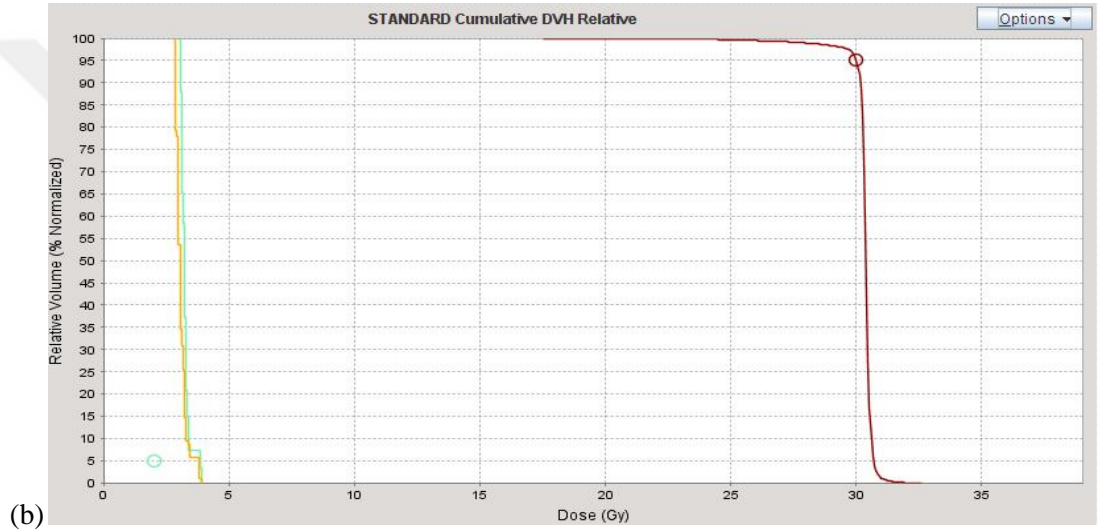
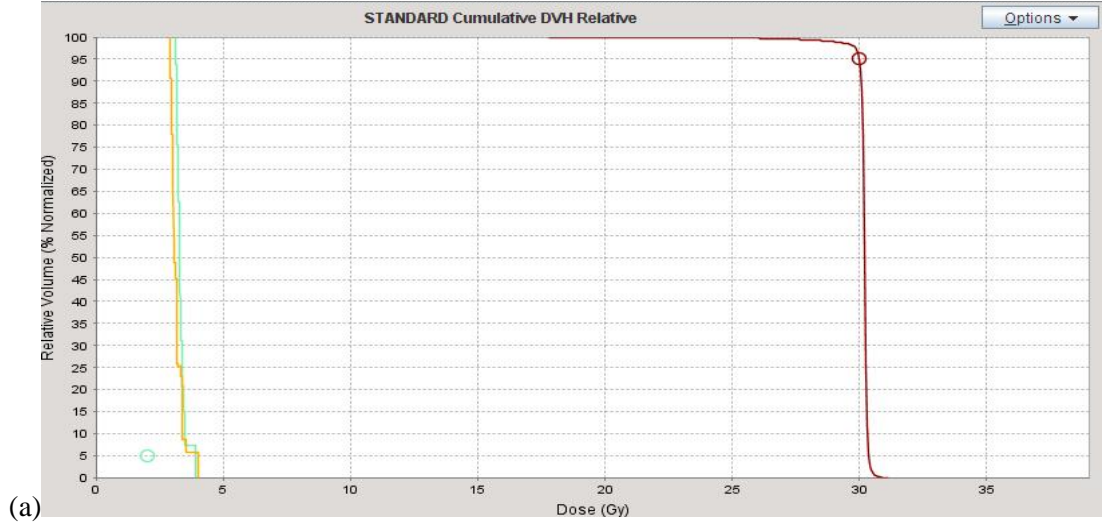
Tüm hastalar için üç ayrı çene açıklığında (1-2,5-5 cm) ve iki farklı tedavi planlama tekniğinde (helikal-direk) elde edilen maksimum doz değerleri ve tedavi süreleri Tablo 4.12 ve Tablo 4.13’de görülmektedir. Farklı çenelerle elde edilen doz-hacim histogramları şekil 4.3 ve 4.4 de gösterilmiştir.

Tablo 4.12 Tomohelikal ve tomodirek planlamalarında farklı çene açıklığının PTV dozuna etkisi

Hasta No	Jaw =1		Jaw =2,5		Jaw=5	
	Helikal (Gy)	Direk (Gy)	Helikal (Gy)	Direk (Gy)	Helikal (Gy)	Direk (Gy)
1	31,04	32,88	31,67	33,26	31,77	33,60
2	33,04	33,37	33,46	33,85	34,81	34,07
3	32,01	32,07	32,19	32,88	33,09	32,54
4	32,68	32,81	32,93	32,83	33,38	32,99
5	31,45	33,31	32,06	33,7	32,16	34,01
6	32,21	32,81	32,53	33,25	32,62	33,64
7	31,67	32,98	32,3	33,32	32,42	33,55
8	30,55	31,60	31,26	31,91	31,73	32,36
9	31,86	35,01	32,22	35,67	32,23	36,13
10	30,81	31,83	31,51	32,17	31,98	32,62



Şekil 4.3 Üç Jaw açıklığı için bir hastanın Tomodirek planlamada Doz-Hacim Histogramı (a- 1 cm , b- 2,5 cm , c- 5 cm)



Şekil 4.4 Üç Jaw açıklığı için bir hastanın Tomohelikal planlamada Doz-Hacim Histogramı (a- 1 cm , b- 2,5 cm, c- 5 cm)

Tablo 4.13 Tomohelikal ve tomodirek planlamalarında farklı çene açıklığının tedavi süresine etkisi

Hasta No	Jaw =1 cm		Jaw =2,5 cm		Jaw =5 cm	
	H. Süre (Sn)	D. Süre (Sn)	H. Süre (Sn)	D. Süre (Sn)	H. Süre (Sn)	D. Süre (Sn)
1	778	768,5	328,7	332,9	193,1	200,5
2	790,1	777	380,6	368,7	241,2	238,8
3	764,1	769,3	350,7	347,2	177,4	176,3
4	795,4	783,2	389,1	372,9	250,9	246,8
5	764,1	777,3	327,4	335,6	190,7	200,6
6	779,5	768,4	382,6	369,1	228,2	223,8
7	771,3	779,4	367,2	381,7	175,3	184,3
8	778,7	772,5	348,7	349,1	203,3	208,5
9	779,4	784,5	361,1	359,7	206,9	211
10	787,2	775	381	374,3	240,6	236,7

Tablo 4.14 Farklı çene açıklığındaki istatistik sonuçları

	Jaw = 1 cm		Jaw = 2,5 cm		Jaw = 5 cm	
	Helikal	Direk	Helikal	Direk	Helikal	Direk
Maksimum (Gy)	33,04	35,01	33,46	35,67	34,81	36,13
Minimum (Gy)	30,55	31,60	31,26	31,91	31,73	32,36
Ortalama (Gy)	31,73	32,87	32,21	33,28	32,62	33,55
Standart Sapma	0,80	0,96	0,66	1,04	0,94	1,09
P Değeri	0,05		0,007		0,047	

1 cm'lik çene açıklığı için maksimum dozun ortalama değerleri helikal planlama tekniğinde $31,73 \pm 0,80$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $32,87 \pm 0,96$ Gy olarak bulunmuştur. 1 cm'lik çene açıklığındaki maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,05$).

2,5 cm'lik çene açıklığı için maksimum dozun ortalama değerleri helikal planlama tekniğinde $32,21 \pm 0,66$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $33,28 \pm 1,04$ Gy olarak bulunmuştur. 2,5 cm'lik çene açıklığındaki maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,007$).

5 cm'lik çene açıklığı için maksimum dozun ortalama değerleri helikal planlama tekniğinde $32,62 \pm 0,94$ Gy, direk planlama tekniğinde ise $33,55 \pm 1,09$ Gy olarak bulunmuştur. 5 cm'lik çene açıklığındaki maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,047$).

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapideki temel amaç ışınlanacak tümör çevresindeki komşu organları mümkün olduğunca ışın alanı sınırları dışında tutarak en az derecede doz almalarını sağlayıp, tümörlü hacme yüksek doz bırakabilmektir. Radyoterapide BT ile hedef hacim rahat bir şekilde belirlenebildiği için sınırlı bir marjinle daha yüksek radyoterapi dozlarına çıkmak mümkün olabilmektedir. Hastanın iç anatomisini ve olası tümörlü bölgenin ayrıntılı bir şekilde görünmesini sağlayan bilgisayarlı tomografinin gelişmesiyle birlikte, konvansiyonel radyoterapi ile kıyaslandığında, 3B-KRT, tümörlü bölge içindeki ve komşu sağlıklı dokulardaki doz dağılımı açısından daha üstün sonuçlar vermiştir.

Bilgisayar teknolojisindeki sistemlerin kullanılmasını sağlayan bilgisayar yazılım ve donanımındaki gelişmelerden dolayı radyoterapi alanındaki tedavi planlama ve uygulama sistemleri hızlı bir biçimde değişim göstermektedir. Tomoterapi, kendine özgü ışınlama tekniğiyle klasik lineer hızlandırıcılardan değişik bir teknikle ışınlama yapmaktadır. Geleneksel lineer hızlandırıcılarda kullanılan tekniğe göre ışınlama sırasında hareket eden bileşenler çoklu yapraklar veya gantri ile sınırlıdır. Helikal tomoterapide ışınlama sırasında çoklu yapraklar, gantri ve masa hareket halindedir. Direk özelliğinde ise gantry belirlenen sabit açılarda masa hareketiyle birlikte ışınlama yapmaktadır. Helikal tomoterapi hem tümör kontrolünü sağlayıp hem de risk altındaki organları koruyacak şekilde mükemmel sonuçlar ortaya çıkarabilmektedir.

Çalışmamızda, onsekiz beyin metastaz hastası üzerinde tomoterapideki tomohelikal ve tomodirek özellikleri kullanılarak yapılan tedavi planları karşılaştırılmıştır. Bu iki teknik için planların PTV ve kritik organ dozları ve tedavi süreleri karşılaştırılarak çene açıklığının bu sonuçlara etkisi de irdelenmiştir.

Vinai ve arkadaşları (27) on beyin metastaz hastası için tomoterapi ile yapılan IMRT ve linac ile yapılan konformal planları karşılaştırarak göz lenslerinin aldıkları dozları ve homojenite indekslerini karşılaştırmışlardır. Sağ lens için tomoterapi planında $3,1\pm 0,7$ Gy, linac planında ise $3,9\pm 0,6$ Gy bulmuşlardır. Sol lens için ise tomoterapi planı $3,4\pm 0,5$ Gy iken linac planında $3,8\pm 0,4$ Gy bulunmuştur. Homojenite indeksleri için ise tomoterapi IMRT planı ile $0,29\pm 0,02$ 'lik bir değer bulunurken, linac konformal planında ise $0,32\pm 0,01$ bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise sağ lens için tomohelikal planlamada $3,49\pm 0,5$ 'lik bir değer bulunurken tomodirek planlamada ise $3,43\pm 0,78$ bulunmuştur. Sol lens için tomohelikal planlamada bulunan değer $3,58\pm 0,45$ iken tomodirek planlamada ise $3,61\pm 0,84$ 'dir. Homojenite indeksleri bakımından ise tomohelikal planlamada $0,14\pm 0,03$ tomodirek planlamada ise $0,16\pm 0,04$ 'lik değerler bulunmuştur. Bu veriler üzerinden tomoterapi ile yapılan planların konformal planlara göre lens dozlarında ve homojenite indekslerinde daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızdaki bulunan homojenite indeksleri ile uyumlu olan bu çalışmadan da anlaşılacağı üzere kritik organ dozlarını düşürmede ve homojeniteyi sağlamada tomoterapi daha iyi sonuçlar vermektedir.

Rong ve arkadaşları (28) on beyin metastaz hastası için Tomoterapi-IMRT, Siemens step-shoot IMRT ve Varian Rapidarc-IMRT tedavi planlarını karşılaştırmışlardır. Maksimum dozları Tomoterapi için $32,2\pm 0,6$ Gy, Siemens için $36,3\pm 0,6$ Gy, Varian için $33,9\pm 0,4$ Gy, lens dozlarını Tomoterapi için $3,3\pm 0,3$ Gy, Siemens için $5,1\pm 0,3$ Gy, Varian için $8,1\pm 1,6$ Gy, optik sinir dozlarını Tomoterapi için $33,9\pm 1,1$ Gy, Siemens için $34,6\pm 0,5$ Gy, Varian için $34,4\pm 0,7$ Gy, Homojenite indeklerinde ise Tomoterapi için $0,15\pm 0,03$, Siemens için $0,28\pm 0,04$, Varian için ise $0,22\pm 0,03$ olarak bulunmuştur. Rong ve ark. yapmış oldukları çalışmada IMRT, Step-shoot IMRT ve tomoterapi planlarını hedef ve kritik organların aldığı dozlar açısından incelemişler ve tomoterapi planlarında hedefte daha homojen doz dağılımları elde edilirken kritik organların daha düşük doz aldığını saptamışlardır. Bu çalışmada, diğer planlara göre tomoterapi planlarında hedefte daha homojen doz dağılımı elde edilirken lens ve optik sinirin aldığı doz değerleri daha düşük çıkmıştır ve çalışmamızın Rong ve ark.'nın çalışmasıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

Lee ve arkadaşları (5) yirmi nazofarenks hastası üzerinde yaptıkları çalışmada lineer hızlandırıcı ve tomoterapi ile yapılan planları karşılaştırmışlardır. Maksimum dozlarda tomoterapide $51,3\pm 1,1$ Gy elde edilirken SaS-IMRT planında $55,7\pm 1,3$ Gy olarak

bulunmuştur. Homojenite indeksleri tomoterapide $1,05\pm 0,01$ iken SaS-IMRT planında ise $1,15\pm 0,02$ bulunmuştur. Bu sonuçlardan da anlaşılacağı üzere tomoterapi ile yapılan planlar SaS-IMRT planlarına göre ortalama dozu düşürmede ve homojeniteyi sağlamada daha etkilidir.

Lu ve arkadaşları da (6) yirmi nazofarenks hastası üzerinde yaptıkları çalışmada tomoterapi tedavi planlamasıyla IMRT tedavi planlarını karşılaştırmışlardır. Maksimum doz, tomoterapi planında $75,2\pm 2,4$ Gy iken IMRT planında $76,8\pm 3,1$ Gy olarak bulunmuştur. Homojenite indeksleri ortalama olarak yakın bulunmuştur. Maksimum doz ve homojenite indekslerinde bizim çalışmamızla benzer sonuçlar bulunmuşlardır.

Hacıislamoğlu ve arkadaşları (7) ondört meme kanseri hastası üzerinde yaptıkları çalışmada 3 boyutlu konformal tedavi planlaması ile tomoterapi planlamasını karşılaştırmışlardır. 3 boyutlu planlarda maksimum doz $55,41\pm 1,2$ Gy iken tomoterapi planlarında ise $53,55\pm 1,1$ Gy bulunmuştur. Homojenite indekslerinde ise 3 boyutlu planlarda $0,3\pm 0,01$ bulunurken, tomoterapi planlarında $0,06\pm 0,01$ bulunmuştur. En iyi sonuçları tomoterapi planları ile elde etmişlerdir. Bunun sebebini tomoterapinin sahip olduğu helikal ışınlama tekniği, ayarlanabilir çene açıklığı ve çok yapraklı kolimatörlere bağlamışlardır. Elde edilen sonuçlar çalışmamızla uyumludur.

Yoshihiko ve arkadaşları (8) otuzbeş akciğer kanseri hastası üzerinde yaptıkları çalışmada tomoterapide 2,5 ve 5 cm'lik çenelerle helikal planlar yaparak bunlar arasındaki ilişkiyi karşılaştırmışlardır. Helikal olarak 2,5 cm çene açıklığında akciğer için V5 dozu $\%18,5\pm 6,8$ Gy, tedavi süresi $397,9\pm 45,1$ saniye iken bu değerler 5 cm'lik çene açıklığında V5 dozu $\%20,1\pm 7,1$ Gy, tedavi süresi ise $290,3\pm 17,4$ saniye olarak bulunmuştur. Helikal planlama için elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızla uyumludur.

Bu veriler doğrultusunda elde edilen sonuçlara bakıldığında iki farklı planlama arasında en iyi sonuçlar tomoterapi helikal planlamayla sağlanmıştır. Helikal planlama maksimum dozu düşürürken, homojen olarak daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Çene açıklıkları için ise daha iyi bir doz homojenitesi 1 cm'lik çene ile sağlanırken, daha uygun tedavi süreleri için 5 cm'lik çene kullanmanın daha etkili olacağı görülmüştür.

6. KAYNAKLAR

1. Chao C.K.S., Perez C.A., Brady L.W., “Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları”: Gemici, C., Mayadagli, A., Parlak, C., Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 5-7,112-521 (2004).
2. Mintz A.P., Cairncross J.G., “Treatment of a single brain metastasis: the role of radiation following surgical resection”, JAMA; 280:1527-9 (1998).
3. Bindal R.K., Sawaya R., Leavens M.E et al. “Surgical treatment of multiple brain metastases”, J Neurosurg; 79: 210-216 (1993).
4. Mackie T.R., Holmes T., Swerdloff S., Reckwerd P., Deasy J.O., Yang J., Paliwal B., Kinsella T., “Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy”. Med Phys.20 (6) 1709–19 (1993).
5. Lee T.F., Fang F.M., Chao P.J., Su T.J., Wang L.K., Leung S.W., “Dosimetric comparisons of helical tomotherapy and step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma”, Radiotherapy and Oncology, 89–96 (2008).
6. Lu S.H., Cheng J., Kuo S.H., Lee J.J.S., Chen L.H., Wu J.K., Chen Y.H., Chen W.Y., Wen S.Y., Chong F.C., Wu C.J., Wang C.W., “Volumetric modulated arc therapy for nasopharyngeal carcinoma: A dosimetric comparison with TomoTherapy and step-and-shoot IMRT”, Radiotherapy and Oncology 104; 324–330 (2012).
7. Hacıislamoglu E., Çolak F., Canyılmaz E., Dirican B., Gurdalli S., Yılmaz A.H., Yoney A., Bahat Z., “Dosimetric comparison of left-sided whole-breast irradiation with 3DCRT, forward-planned IMRT, inverse-planned IMRT, helical tomotherapy, and volumetric arc therapy”, Physica Medica; 1-8 (2015).
8. Yoshihiko M., Yuta S., Sugie C., Hayashi A., Murai T., Yanagi T., “Helical and Static-port Tomotherapy Using the Newly-developed Dynamic Jaws Technology for Lung Cancer”, Technology in Cancer Research and Treatment, ISSN; 1533-0346 (2014).
9. Brem S., Panatili J.G., “An era of rapid advancement: diagnosis and treatment of metastatic brain cancer”. Neurosurgery; 57(5 Suppl): S5-9; discussion S1-4 (2005).

10. D'Ambrosio A.L., Agazzi S., "Prognosis in patients presenting with brain metastasis from an undiagnosed primary tumor". *Neurosurg Focus*; 15-22(3):E7,(2007).
11. Ewend M.G., Elbabaa S., Carey L.A., "Current treatment paradigms for the management of patients with brain metastases". *Neurosurgery*; 57(5 Suppl):S66-77, (2005).
12. Oysul K., Dinçoğlan F., Őirin S., Sager O., Surenkk S., Dirican B., Beyzadeoğlu M., "Beyin metastazları tedavisinde non-invaziv stereotaktik radyocerrahinin değerlendirilmesi". 9. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Girne, (2010).
13. Bindal R.K., Sawaya R., Leavens M.E., "Surgical treatment of multible brain metastases". *J. Neurosurg* 79; 210-216 (1993).
14. Patchell R.A., "The management of brain metastases". *Cancer Treat Rev*; 29(6): 533-40 (2003).
15. Uzal C., Sopha, Development, "Kanserde IŞınlama Teknikleri", nc Ltd., Ankara, 1-13, 40-42 (1995).
16. Dirican B., Radyoterapi Ders Notları. Ankara, (2010).
17. Tunçel N., UROK. Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kurs Kitapçığı. KuŐadası, (2002).
18. ICRU 29, "Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons"(1978).
19. ICRU 50, "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy" (1993).
20. "International Commission on Radiation Units and Measurements Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy" (1999).
21. Mackie T.R., "History of tomotherapy". *Phys. Med. Biol*; 51 R427-R453 (2006).
22. Palta J. R., Liu C., Li J. G., "Quality assurance of intensity modulated radiation therapy". *Int J Radiat Oncol Biol. Phys* ; Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S108-S112, (2008).
23. Mackie T.R., Olivera G. H., Kapatoes J. M., Ruchala K. R., Balog J. P., Tom W. A., Hui S., Kissick M., Wu C., Jeraj R., Reckwerdt P. J., Harari P., Ritter M., Forrest L., Welsh J.S., Mehta M. P., "Helical Tomotherapy" AAPM Summer School published proceedings, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art. (2003).
24. Balog J. and Soisson E., "Helical tomotherapy quality assurance". *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S113- S117, (2008).

25. Balog J. and Mackie T.R., “Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device”. *Med. Phys.* 30 (6), June (2003).
26. “International Commission on Radiation Units and Measurements Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)”, (2010).
27. Vinai G., Ronjini T., Minesh P., Dinesh T., Howard R., John K., Deepak K., Wolfgang T., Hippocampal-Sparing Whole Brain Radiotherapy: A “How-To” Technique, Utilizing Helical Tomotherapy and LINAC-based Intensity Modulated Radiotherapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* Nov 15; 78(4): 1244–1252, (2010).
28. Rong Y., Evans J., Welliner M., Pickett C., Jia G., Chen Q., Zuo L., Dosimetric Evaluation of Intensity-Modulated Radiotherapy, Volumetric Modulated Arc Therapy, and Helical Tomotherapy for Hippocampal-Avoidance Whole Brain Radiotherapy, *PLoS One.*; 10(4) (2015).