

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



HELİKAL TOMOTERAPİDE ÇENE GENİŞLİĞİNİN DOZ
DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yusuf TARHAN

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

OCAK, 2023

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



HELİKAL TOMOTERAPİDE ÇENE GENİŞLİĞİNİN DOZ
DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yusuf TARHAN
(Y2016.020002)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN

OCAK, 2023

ONAY FORMU

ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “Helikal tomoterapide çene genişliğinin doz dağılımına etkisinin incelenmesi” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onuruyla beyan ederim.
(10/01/2023)

Yusuf TARHAN

ÖNSÖZ

Yüksek Lisansa başladığım ilk andan itibaren her zaman yanımda olan ve tezimin yazılmasında benim üzerimde emeği olan bilgi ve samimiyetini hiçbir zaman esirgemeyen İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans bölümünde emeği geçen tüm hocalarıma ve Sağlık Fiziği Anabilim Dalı Başkanımız ve tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN'e, tezimin klinik çalışmamdaki yardımlarından dolayı sayın hocam Doç. Dr. Fatma Teke'ye, Öğr. Gör. Mehmet Ali Kaya'ya ve hayatımın en değerli insanları olan, varlıklarıyla beni her zaman mutlu eden ve her daim yanımda olan anneme, babama ve kardeşlerime en içten samimiyetimle sonsuz teşekkür ederim.

Bu tezi her anımda yanımda olan benden sevgisini hiç esirgemeyen annem Leyla TARHAN ve babam Ali TARHAN'a ithaf ediyorum.

Ocak, 2023

Yusuf TARHAN

HELİKAL TOMOTERAPİDE ÇENE GENİŞLİĞİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Bu retrospektif çalışmada 15 GBM tanılı hasta için 2,5 ve 5 cm'lik iki farklı çene genişliği kullanarak 30 farklı tedavi planlaması yapılmıştır. Planlarda modülasyon ve pitch faktörü sabit tutulmuştur. Planlarda modülasyon faktörü 2 pitch faktörü ise 0.287'dir. Doz hacim histogramlarından hedef ve kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Her iki çene genişliği için homojenite ve konformite indeksi hesaplanmış tedavi süreleri ve monitör Unit değerleri de gösterilerek karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda elde edilen bulguların değerlendirilmesi SPSS programı ile yapılmıştır. Tezde T testi ve Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

Çalışmanın istatistiksel analizi sonucunda 2,5 cm'lik çene genişliği kullanıldıktan sonra modülasyon ve pitch faktörü sabit tutularak sadece çene genişliği 5 cm olarak değiştirildiğinde kritik organların yüzde doz artışı beyin sapı, optik sinir, kiazma, gözler ve sağ lens için artmıştır. Fakat bu istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Sol lens için maksimum doz ortalaması %17,54 artmış ve bu fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,038$). 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliği kullanarak planlanan GBM hastaların planlanan hedef hacimdeki doz homojenliği ve konformallığı arasında anlamlı bir fark istatistiksel olarak tespit edilmiştir ($p=0,001$) ($p=0,028$). 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan planda dozun tümördeki dağılımının daha homojen olduğu ve tedavi edilen hedefi daha iyi sardığı gözlenmiştir. 5 cm'lik çene genişliğinde monitör unit değerinin daha düşük ve tedavi süresi daha kısa olduğu için 5 cm'lik çene genişliğinin daha avantajlı olduğu gözlenmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda GBM tedavisinde 2,5 cm'lik çene genişliği hedef için daha iyi doz homojenliği ve konformallığı sağladığı ayrıca kritik organlarında daha az doz aldığı görülmüştür. Fakat tedavi süresi bakımından 5

cm'lik çene genişliğine göre daha uzun sürdüğü için özellikle yaşlı hastalarda sıkılma ve hareket etme durumundan kaynaklı önerilemeyeceği gözlenmiştir.

Anahtar Kelime: Helikal Tomoterapi, Çene Genişliği, Glioblastoma Multiforme (GBM), Homojenite İndeksi, Tedavi Süresi

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF JAW WIDTH ON DOSE DISTRIBUTION IN HELICAL TOMOTHERAPY

ABSTRACT

In this retrospective study, 30 different treatment plans were made for 15 patients with GBM using two different jaw widths of 2.5 and 5 cm. Modulation and pitch factor are kept constant in the plans. The modulation factor in the plans is 2 and the pitch factor is 0.287. The doses received by target and critical organs were compared from dose volume histograms. The homogeneity and conformity indexes for both jaw widths were calculated and compared by showing the treatment times and monitor unit values. Evaluation of the findings obtained as a result of the study was made with the SPSS program. T test and Mann-Whitney U test were used in the thesis.

As a result of the statistical analysis of the study, when the chin width of 2.5 cm was used and only the chin width was changed to 5 cm by keeping the modulation and pitch factor constant, the percentage dose increase for the critical organs increased for the brain stem, optic nerve, chiasma, eyes and right lens. But this is not statistically significant ($p>0.05$). The mean maximum dose for the left lens increased by 17.54%, and this difference was statistically significant ($p=0.038$). A statistically significant difference was found between dose homogeneity and conformity in the planned target volume of GBM patients planned using 2.5 and 5 cm jaw widths ($p=0.001$) ($p=0.028$). It has been observed that the distribution of the dose in the tumor is more homogeneous and better envelops the treated target in the plan made using a 2.5 cm jaw width. It has been observed that 5 cm chin width is more advantageous because the monitor unit value is lower at 5 cm chin width and the treatment time is shorter.

As a result of this study, it has been seen that 2.5 cm jaw width provides better dose homogeneity and conformity for the target in GBM treatment, and it takes less dose in critical organs. However, it has been observed that it cannot be recommended due to the tightening and movement conditions, especially in

elderly patients, since it takes longer than the 5 cm chin width in terms of treatment time.

Keyword: Helical Tomotherapy, Jaw Width, Glioblastoma Multiforme (GBM), Homogeneity Index, Duration of Treatment

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONUR SÖZÜ	i
ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER.....	vii
KISALTMALAR LİSTESİ	x
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xiii
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER.....	3
A. Kanser	3
B. Glioblastoma Multiforme (GBM) Kanseri.....	3
C. Glioblastoma Multiform (GBM) Kanserinde Tedavi	4
D. Tümör Lokalizasyonu İle İlgili Tanımlar.....	5
1. Görüntülenen Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume: Gtv).....	5
2. Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume: Ctv).....	5
3. İç Pay (Internal Margin: Im)	5
4. İç Hedef Hacmi (Internal Target Volume: Itv)	6
5. Set-Up Payı (Set-Up Margin: Sm)	6
6. Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume: Ptv)	6
7. Tedavi Hacmi (Treatment Volume: Tv).....	6

8. Işınlanan Hacim (Irradiated Volume: Iv)	6
9. Riskli Organ (Organ At Risk: Oar)	7
10. Planlanan Riskli Organ Hacmi (Planning Organ At Risk Volume: Prv)...	7
E. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	7
F. Tomoterapi	9
1. Serial Tomoterapi.....	9
2. Helikal Tomoterapi	10
a. Tomoterapi Hi-Art Lineer Hızlandırıcı Cihazının Yapısı.....	11
b. Tomoterapi Hi-Art Lineer Hızlandırıcı Tedavi Metotları.....	15
G. Homojenite İndeksi Ve Konformite İndeksi	16
1. Homojenite İndeksi (HI).....	16
2. Konformite İndeksi (CI).....	16
H. Tedavi Planlama Sistemi.....	17
1. İleri Planlama	17
2. Ters planlama.....	18
3. Doz hacim histogramı (DVH).....	18
III. MATERYAL VE YÖNTEM	19
A. Araştırmanın Tipi, Evreni ve Örneklemi	19
B. Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	19
C. Araştırmanın Değişkenleri	19
1. Çalışmadaki bağımsız değişkenler.....	19
2. Çalışmadaki bağımlı değişkenler;	19
D. Araştırmanın Tasarımı	20
E. Materyal	20
F. Veri Toplama Araçları	21
G. Araştırmanın Planı	21

H. Verilerin Değerlendirilmesi.....	22
İ. Araştırmanın Sınırlılıkları	22
IV. BULGULAR.....	23
A. Hedef Organ Hacimleri.....	24
B. Hedef Hacim İçin Elde Edilen Doz Dağılımları.....	24
C. Hedef Hacim İçin Elde Edilen Veriler	26
D. Homojenite ve Konformite İndeksi Değerleri.....	28
E. Kritik Organlardan Elde Edilen Veriler	32
1. Beyin Sapı Dozları	32
2. Optik Sinir Dozları.....	36
a. Sağ Optik Sinir Dozları.....	37
b. Sol Optik Sinir Dozları.....	39
3. Optik Kiazma Dozları	41
4. Göz Dozları.....	43
a. Sağ Göz Dozları.....	43
b. Sol Göz Dozları	46
5. Lens Dozları.....	48
a. Sağ Lens Dozları.....	49
b. Sol Lens Dozları	52
6. Tedavi Süreleri ve Monitör Unit (MU) Değerleri.....	54
7. Kritik organların yüzde değişimi	59
V. TARTIŞMA.....	61
VI. SONUÇ	66
VII.KAYNAKLAR	67
ÖZGEÇMİŞ	73

KISALTMALAR LİSTESİ

3B	: Üç Boyutlu
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CI	: Konformalite İndeks
CTV	: Klinik Hedef Hacim
D%2	: Hedef hacmin %2 'sinin aldığı doz
D%50	: Hedef hacmin %50 'sinin aldığı doz
D%98	: Hedef hacmin %98 'inin aldığı doz
D%99	: Hedef hacmin %99 'unun aldığı doz
D_{maks}	: Maksimum Doz
D_{min}	: Minimum Doz
D_{ort}	: Ortalama Doz
DVH	: Dose-Volume Histogram (Doz-Volüm Histogramı)
GBM	: Glioblastoma multiforme
GTV	: Gross Tumor Volume (Görüntülenen Tümör Volümü)
Gy	: Gray
HI	: Homojenite İndeks
HU	: Hounsfield Unit
IM	: Internal Margin
IMRT	: Yoğunluk modülasyonlu radyasyon terapisi
ITV	: Internal Target Volume (Internal Hedef Volüm)
IV	: Irradiated Volume (Işınlanan Volüm)
IV	: Işınlanan Volüm
LINAC	: Lineer Tabanlı Hızlandırıcı

MeV	: Milyon Elektron Volt
MLC	: Çok Yapraklı Kolimatör
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	: Monitor Unit
MVCT	: Mega Voltaj Bilgisayarlı Tomografi
OAR	: Risk Altındaki Kritik Organ
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PRV	: Planning Organs at Risk Volume (Planlanan Risk Altındaki Organ Volümü)
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
RT	: Radyoterapi
RTOG	: Radiation Therapy Oncology Group
SM	: Set_up Margin
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
SSD	: Kaynak-Cilt Mesafesi
Std	: Standart sapma
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Treatment Volume (Tedavi Volumü)
WHO	: Dünya Sağlık Örgütü
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ÇİZELGELER LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1. Serial tomoterapi ve Helikal tomoterapi kolimatör özellikleri karşılaştırması(Basri,2010:15)	14
Çizelge 2. Hastaların Özellikleri.....	24
Çizelge 3. PTV (60 Gy) için D ₂ , D ₉₈ , D ₅₀ değerleri	26
Çizelge 4. Homojenite indeksi (HI) değerleri.....	28
Çizelge 5. PTV60 için 59,4 Gy'in sardığı PTV60 yüzde hacimleri	29
Çizelge 6. PTV60 için konformite indeksleri (CI).....	31
Çizelge 7. Beyin sapı için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler.	32
Çizelge 8. Sağ optik sinir için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler.	37
Çizelge 9. Sol optik sinir için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler	39
Çizelge 10. Optik Kizma için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler	41
Çizelge 11. Sağ göz için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler .	43
Çizelge 12. Sol göz için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler..	46
Çizelge 13. Sağ lens için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler	49
Çizelge 14. Sol lens için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler .	52
Çizelge 15. Çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen tedavi süreleri	55
Çizelge 16. Çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen Monitör Unit değerleri	57
Çizelge 17. Kritik organ dozlarının yüzde değişimi	60

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.	ICRU 62 raporundan yayınlanan tanımlamalar(ICRU62,1999:1).....	7
Şekil 2.	Thomas Rockwell Mackie ve Tomoterapi Cihazı(Thomas,2006:15).....	9
Şekil 3.	Helikal Tomoterapi'nin bileşenleri(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16).....	12
Şekil 4.	Yeşil lazerler (1-cihaz eşmerkezi, 2-sanal eşmerkezi, 3-sanal eşmerkez lazeri, 4-gantri eşmerkez lazeri)(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16).....	13
Şekil 5.	Kırmızı lazerler (1-sagital lazer, 2- transvers lazer 3-koronal lazer(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16)	14
Şekil 6.	Araştırma planı	21
Şekil 7.	Doz dağılımının koronal kesit görüntüsü	25
Şekil 8.	Doz dağılımının sagital kesit görüntüsü.....	25
Şekil 9.	Doz dağılımının transvers kesit görüntüsü.....	25
Şekil 10.	Tomoterapi planı yapılmış hastanın DVH'ı	26
Şekil 11.	Tüm hastaların beyin sapı maksimum doz değerleri	34
Şekil 12.	Tüm hastaların beyin sapı 1 cc'lik hacmin aldığı doz değerleri.....	34
Şekil 13.	Tüm hastaların beyin sapı 10 cc'lik hacmin aldığı doz değerleri.....	35
Şekil 14.	Beyin sapı ortalama maksimum, 1 cc'lik hacmin aldığı, 10 cc'lik hacmin aldığı değerler	35
Şekil 15.	Tüm hastaların sağ optik sinir maksimum doz değerleri	38
Şekil 16.	Sağ optik sinir için ortalama maksimum doz değerleri.....	38
Şekil 17.	Tüm hastaların sol optik sinir maksimum doz değerleri.....	40

Şekil 18. Sol optik sinir ortalama maksimum doz değerleri.....	40
Şekil 19. Tüm hastaların Optik Kiazma maksimum doz değerleri	42
Şekil 20. Optik Kiazma ortalama maksimum doz değerleri	42
Şekil 21. Tüm hastaların Sağ göz maksimum doz değerleri.....	44
Şekil 22. Tüm hastaların Sağ göz ortalama doz değerleri.	44
Şekil 23. Sağ göz ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri	45
Şekil 24. Tüm hastaların Sol göz maksimum doz değerleri	47
Şekil 25. Tüm hastaların Sol göz ortalama doz değerleri.....	47
Şekil 26. Sol göz ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri	48
Şekil 27. Tüm hastaların Sağ lens maksimum doz değerleri	50
Şekil 28. Tüm hastaların Sağ lens ortalama doz değerleri.....	50
Şekil 29. . Sağ lens ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri.....	51
Şekil 30. Tüm hastaların Sol lens maksimum doz değerleri.....	53
Şekil 31. Tüm hastaların Sol lens ortalama doz değerleri	53
Şekil 32. Sol lens ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri	54
Şekil 33. Tüm hastaların tedavi süreleri	56
Şekil 34. Ortalama tedavi süreleri	56
Şekil 35. Tüm hastaların Monitör Unit değerleri	58
Şekil 36. .Ortalama Monitör Unit değeri	58

I. GİRİŞ

Kanser, günümüzde bütün ülkeler için başlıca bir sağlık problemi teşkil etmekte olup sağlık sorunları arasında ilk sıralarda rol almaktadır. Kanser tedavisi yöntemlerinden bir olan radyoterapi’de asıl amaç, tümörün etrafındaki sağlıklı dokulara herhangi bir zarar vermeden kanserli hücreleri yok etmektir(Haiyun,2016:1-5).

Kanser hücrelerini yok etmek için günümüzde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon enerjileri 50-400 keV ve 1,25-25 MeV arasında değişmektedir(Uzal,1995:1).

Radyasyon tedavisi multidisipliner yaklaşım gerektirmekle birlikte uzun soluklu bir tedavi sürecidir(Kellie ve Howard,2008:2388-2396).

Radyoterapi’nin temelleri ilk kez bu üç keşif ile başlamıştır. Bunlar; 1895 senesinde Roentgen X-ışınlarını, 1896 Becquerel radyoaktiviteyi ve 1898’de Curie’nin radyumu keşfidir(Doyuran,2012:6).

Radyoterapide sağlıklı dokuların en az doz alması için ilk zamanlarda blok ve kama filtre gibi alan ve ışın şekillendiriciler kullanıldı. Gelişen teknoloji ile radyoterapide de ilerlemeler olmuş ve blokların kullanımı zor olduğu için blokların yerine lineer hızlandırıcılara çok yapraklı kolimatörler (MLC) takılıp üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ile daha homojen doz dağılımları elde edilmek istendi. Fakat tümör genellikle sağlıklı organlara yakın veya riskli organları çevrelediği için hasta tedavi edilirken ışınlama sırasında hastaya gönderilen ışının şiddetini ayarlama ilkesine dayanan yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği ile istenilen doz dağılımı sağlandı. YART uygulamaya geçtikten sonra 1993’de Wisconsin-Madison Üniversitesi’nde Rock Mackie ve Paul Reckwerdt tarafından tomoterapi cihazı tasarlanmış ve ilk defa 2002’de hasta almaya başlanmıştır. Tomoterapi cihazı, lineer hızlandırıcı, magnetron, dedektör ve ışın durdurucu gibi parçaların bir gantriye konumlandırılmış ve halka şeklindeki gantri ile beraber 360 derece sürekli veya sabit bir hızla rotasyon

yapmaktadır. Işın hüzmesi ise çok yapraklı kolimatör (MLC) ile şekillenmektedir. Helikal tomoterapi cihazı diğer lineer hızlandırıcılardan (LİNAC) farklı olarak, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) özelliğinden düzleştirici filtre ve elektron ışınlaması olmayan ışın kaynağı olarak 6 MeV enerjili elektronların tungsten hedefe çarparak oluşan 6 MV foton enerjisine sahip olan bir eksternal radyoterapi cihazıdır. GBM hastalarının tedavisinde YART tekniğinin uygulandığı tomoterapi cihazının kullanımı son yıllarda artmıştır(Brian vd.,2011:509-551).

Kanser tedavisinde önemli bir cihaz olan Helikal tomoterapi cihazında hasta tedavi edilmeden önce tedavi planlamasında cihazın kendine özgü modülasyon faktörü, pitch faktörü ve çene genişliği gibi parametreler seçilmelidir. Tümörün boyut, biçim ve kritik organlara mesafesi de göz önünde bulundurularak sağlık fizikçisi uygun modülasyon faktörü, pitch faktörü ve çene genişliğini kullanmalıdır(Paul vd.,2008:224-230).

Bu çalışmada 15 GBM kanseri tanılı hasta için 2,5 ve 5 cm'lik 2 farklı çene genişliği kullanarak 30 farklı tedavi planlaması yapılmış ve bütün planlarda modülasyon ve pitch faktörü sabit tutulmuştur. Doz hacim histogramlarından yararlanarak hedef ve kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca her iki çene genişliği için homojenite indeksi (HI) ve konformite indeksi (CI) hesaplanmış tedavi süreleri ve monitör unit (MU) değerleri de gösterilerek karşılaştırılmıştır. IBM SPSS Statistics 28.0 veri analiz programı ile 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliğinin birbirlerine göre üstünlükleri araştırılmıştır.

II. GENEL BİLGİLER

A. Kanser

Vücuttaki hücreler normal bir şekilde bölünürken, DNA’da herhangi bir hasar meydana geldiğinde hücreler kontrolsüz veya anormal bir biçimde bölünüp çoğalabilir böyle bir durumda anormal hücre vücudun çeşitli bölgelerinde gruplar oluşturması haline kanser denir. Kontrolsüz şekilde büyüyen çoğalan kanser hücreleri iki farklı şekilde tümör oluşturur. Bunlar benign (iyi) ve malign (kötü) huylu tümörlerdir. Benign tümörler, çoğunlukla cerrahi bir operasyon ile çıkarılabilen, vücudun başka bölgelerine yayılım göstermeyen, tekrar nüks etmeyen ve çok fazla hayatı tehdit etmeyecek tümörlerdir. Bunun aksine malign tümörler ise, kanser olarak isimlendirilen sürekli anormal ve kontrolsüz bir biçimde bölünen hücrelerdir. Günümüzde, çok fazla sayıda kanser çeşidi vardır. Bunlardan birkaç tanesini söyleyecek olursak; Prostat kanseri, Cilt kanseri, Baş-Boyun kanseri, Meme kanseri, Mesane kanseri, Rektum kanseri, Glioblastoma multiforme (GBM) kanseri ve Serviks Kanserleridir(Edward vd.,2013:90-92,1-79,281-333)

Ülkemizde, kanserin görülme sayısına bakıldığında her yıl 150.000’e yakın kanser hastası teşhisi konmaktadır. Ölüm ile sonuçlanmada ki yerlerinden dolayı da önemli bir sağlık problemi olarak görülmektedir(T.C. Sağlık Bakanlığı,2013:1)

B. Glioblastoma Multiforme (GBM) Kanseri

Düşük sağ kalımla beraber çoğunlukla beynin frontal lobunda ve göreceli olarak yuvarlak biçimde olan Glioblastoma multiforme (GBM) erkeklerde kadınlara oranla 1,6 kat daha fazla görülür(Salih,2012:1).

Gliom, nöronlara yardımcı olan dokulardan referans alan beyin tümörüdür. Glioblastoma multiforme (GBM) , gliom tümör çeşitlerinden sadece bir tanesidir. Glioblastoma multiforme (GBM), Dünya Sağlık Örgütü’ nün (WHO) yaptığı

sınıflandırmada bütün gliomların %75'ini kapsamaktadır. Erişkinlerde (45-70 yaş) en sık görülen malign beyin tümörüdür(Hikmet,2013:1)

Yapılan araştırmalara göre GBM kanserinde yaşanan coğrafya, kişinin beslenmesi ve genetik gibi faktörlerin büyük bir öneme sahip olmadığı görülmüştür. Kimi zaman tümör yeterince büyük bir boyuta gelene kadar belirti göstermemektedir. Bu belirtiler ansızın başlamaz ve belirtiler çok hızlı devam edip birkaç ayı bulmaktadır(George,1976,442-448).

Belirtileri genellikle tümörün konumu, büyüklüğü ve büyüme hızına göre değişir. Bazen baş ağrısı, duyu durumunda değişiklik, kusma veya yorgunluk da bir belirti olabilmektedir(Brain Tumors In Children,2022:1).

Glioblastoma multiforme (GBM)' de tanı bilgisayarlı Tomografi (BT), kontrastlı veya kontrastsız Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) kullanılmaktadır(Antigony vd.,2006:200-203).

Kontrastlı veya Kontrastsız Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), bilgisayarlı Tomografi (BT) ve ve Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)' e göre kanama yerinin belirlenmesinde ve yumuşak doku detaylarının gösterilmesinde daha iyi olduğundan görüntüleme daha üstündür(Gabriel,2009:386-393).

C. Glioblastoma Multiform (GBM) Kanserinde Tedavi

GBM kanseri tedavisinde yapılabilecek optimal tedavi cerrahi rezeksiyon daha sonrasında ise eşzamanlı olarak radyoterapi ve kemoterapidir. Cerrahi işlem sonrası yapılan radyoterapi de amaç tekrarlamayı azaltmak ve tümör kontrolünü sağlamaktır(Shannon,2007:47).

Radyoterapi ve kemoterapi tekniklerindeki olumlu gelişmeler Glioblastoma multiforme (GBM) hastalarında sağ kalım süresini arttırmıştır. Radyoterapi genellikle cerrahi işlemden 4-6 hafta sonra başlar(Roger,2005:987-996). Tedavide çoğunlukla 1,8 Gy/günlük veya 2 Gy/günlük verilen toplam 60 Gy'lik radyasyon dozu yeterli olabilmektedir. Araştırmalara göre 60-70 Gy'den fazla verilen radyasyon dozu tümörün tekrarlanması üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını ve sağkalıma çok az bir etki ettiğini göstermektedir(ACS,2022:1). Bu fraksiyonlarda tedavi gören hastalar yaklaşık 6-7 hafta tedavi görmektedir(Roger,2005:987-996).

D. Tümör Lokalizasyonu İle İlgili Tanımlar

Rayoterapi de amaç, hedef hacme homojen doz verirken etrafındaki sağlıklı dokulara en az doz vererek kritik organı da korumaktır. Radyoterapi de tedavi planlamasında asıl amacı tedavinin amacına göre yapılır. Herhangi bir hata yapmadan veya minimum bir hata için planlama süresince veya sonrasında ortak bir dil oluşturulmalı ve bu dil kullanılmalıdır. Ayrıca işlemlerin etkili olması ve sonuçlarının mukayese edilebilmesi için çeşitli tedavi hacimleri tanımlanmıştır. Bu hacimler Uluslar Arası Radyasyon Birimleri Komitesi (International Commission of Radiation Units and Measurements-ICRU) tarafından birkaç farklı raporda yayınlanmıştır. Radyoterapi gören kanser hastalarının tümörlü veya riskli sağlıklı dokunun çeşitli hacim tanımlaması ICRU'nun 50, (ICRU50,1993:1) ve ICRU'nun 62 (ICRU62,1999) raporlarında belirtilmiştir. GTV, CTV, TV, IV, OR ve PTV ICRU50 (ICRU50,1993:1) protokolünde tanımlanırken IM, SM, ITV ve PRV gibi hacim tanımlamaları ICRU 62 protokolünde ek olarak getirilmiştir(ICRU62,1999:1).

1. Görüntülenen Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume: Gtv)

Fiziksel herhangi bir inceleme ile görülebilen veya genellikle elle hissedilebilen yoğun olarak yayılmış tümör hacmidir. Manyetik rezonans ile görüntüleme, PET/BT veya ultrasonografi vb. görüntüleme teknikleri ile saptanabilir(Carlos ve Luther,2008:145-157).

2. Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume: Ctv)

Tümörün bulunduğu hacmin dışında var olan kanser hücreleri çoğunlukla görüntüleme yöntemleri ile saptanamaz. Bu yüzden ışınlama yapıldığında belirlenen malign hacimden daha fazla hacme radyasyon verilmelidir. CTV hacminin belirlenmesinde tümörün biyolojik etkileri ve klinik tecrübe önemli bir rol alır. Bu yüzden CTV limitleri belirlenirken tecrübeye dayalı yayınlanmış düşünceler göz ardı edilmemelidir (ICRU83,2010:86-123).

3. İç Pay (Internal Margin: Im)

Vücuttaki herhangi bir fizyolojik hareketi içeren CTV'nin şekil, boyut ve hareket farklılığını hesaba katarak geliştirilmiş bir hacim tanımıdır. Fizyolojik

hareketler; kalp atımı, solunum, yutkunma, akciğer veya bağırsak hareketi gibi hareketlerdir.

4. İç Hedef Hacmi (Internal Target Volume: Itv)

ICRU-62 Raporuna göre klinik hedef hacme belirli bir iç pay vererek oluşturulan yeni tümör hacmi olarak ifade edilir ($ITV=CTV+IM$) (Carlos ve Luther,2008:145-157).

5. Set-Up Payı (Set-Up Margin: Sm)

Radyoterapi alan hasta tedavi olduğu her gün tedavi masasına yattığında ışının doğru yere verilmesi için aynı pozisyonda radyoterapi teknikeri yardımıyla hasta yatırılır. Fakat hasta her zaman bire bir aynı pozisyonda yatamayacağı için hasta pozisyonundaki belirsizlik, cihazda görülebilecek mekanik hata payları, dozimetrik belirsizlikler veya hasta kaynaklı oluşabilecek hataları engellemek için verilen marja denir.

6. Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume: Ptv)

Planlanan hedef hacim (PTV), kanser tedavisi gören hastanın tedavi planlaması ve bu tedavi planının uygulanması amacıyla ortaya konmuş bir tümör hacmidir. PTV, CTV 'ye vücuttaki fizyolojik hareketlerden kaynaklanan iç pay (IM) ve hasta kaynaklı tedavi süresince oluşabilecek set-up payları (SM) gibi hata boyutlarına uygun ek marjlar verilerek elde edilen nihai hedef hacmidir. $PTV=CTV+İnternal\ Marj\ (IM)+Set-up\ Marjı\ (SM)$ (Faız ve Bruce,2012:1)

7. Tedavi Hacmi (Treatment Volume: Tv)

Işın tedavisi alan hastanın tedavisinin doğru bir şekilde gerçekleştirilmesi için verilmek istenen dozun planlanan tümör hacmine gönderilmesi sırasında kabul edilebilir karmaşıklığa sebep olabilecek doz sınırları içerisinde değerlendirilen miktarda doz alan doku hacmidir. Kısaca izodoz eğrisi tarafından tamamen çevriliş hacme denir (ICRU83,2010:86-123).

8. Işınlanan Hacim (Irradiated Volume: Iv)

Işınlanan hacim normal doku toleransı göz önüne alınarak önemli miktarda absorbe doz alması beklenen hacimdir. Ayrıca kullanılan tedavi yöntemine göre

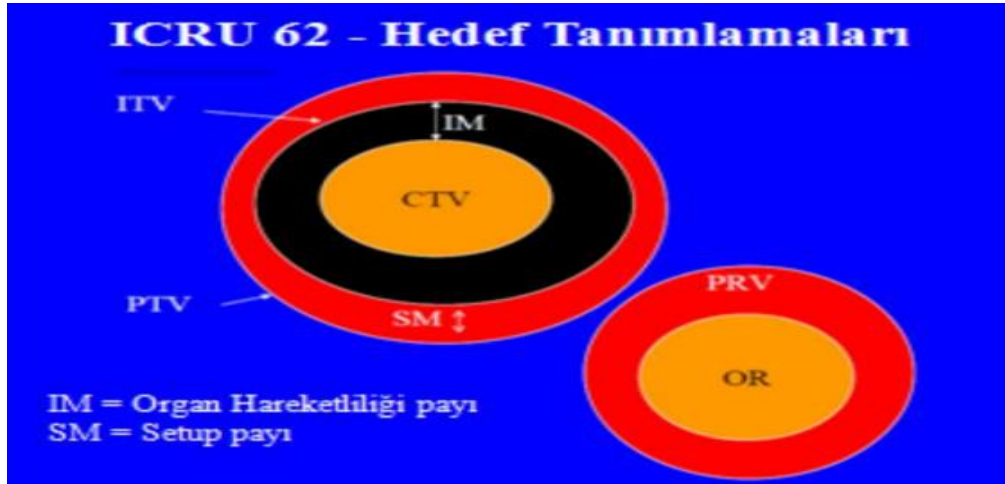
değişmekte ve ışınlanan hacim (IV) tedavi hacmi (TV)'nden büyüktür(Van,1999:437-448).

9. Riskli Organ (Organ At Risk: Oar)

Hasta tedavi planında hedef hacmin etrafında veya hedef hacmin içindeki konumu ile hastanın tedavi planlamasını etkileyen radyasyona karşı duyarlılığı diğer organlara göre daha fazla olan ve doz sınırlaması getirilen riskli organlara verilen isimdir. Bunlara örnek vermek gerekirse GBM için beyin sapı, optik kiazma, optik sinirler, gözler ve lensler riskli organlar olarak belirtilir.

10. Planlanan Riskli Organ Hacmi (Planning Organ At Risk Volume: Prv)

Klinik hedef hacmine(CTV) belli marjlar verilerek planlanan hedef hacmin (PTV) elde edilmesinde olduğu gibi, hastanın tedavi planlamasında korunması gereken riskli organların hasta hareketiyle hareket etme durumunu hesaba katılarak risk altındaki organlara da ilave marjlar verilir ve planlan riskli organ hacimleri belirlenir (ICRU83,2010:86-123).



Şekil 1. ICRU 62 raporundan yayınlanan tanımlamalar(ICRU62,1999:1).

E. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi (BT) cihazının geçmişten bugüne nasıl geldiğine bakarsak, ilk kez 1963 senesinde teorik olarak Cormak ile belirtilmiş ve 1972' de ilk defa tanı amacıyla Hounsfield aracılığıyla kullanılmıştır. Bilgisayarlı tomografi cihazı (BT), vücutta incelenmek istenen alanın bir X ışını tüpü aracılığıyla dairesel hareketler yapıp kesitsel görüntüler oluşturan ve elde edilen

bu görüntüleri yüksek kapasiteli bilgisayar aracılığıyla işleyen radyolojik bir görüntüleme cihazıdır(Jacob,1999:437-448).

Tipik bir Bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı üç farklı bölümden oluşmaktadır. Bunlar sırasıyla tarama, bilgisayar ve görüntüleme sistemleridir. Tarama bölümü, hasta masasına uzanan hastanın kesitsel görüntüsünü alan ve dairesel bir oyuk şeklinde olan gantri ve hasta masasından oluşur. Gantrinin içinde karşılıklı olarak yerleştirilen ve birbiri ile senkronize bir şekilde çalışan dedektörler dizisi ve X-ışını tüpü bulunmaktadır. Hasta masası ise hastanın üzerinde uzandığı parçadır. Hasta masası kesit kalınlığı ve kesitler arası mesafeye göre çekim anında gantrinin içinde hareket edebilir. Teknolojinin her geçen gün ilerlemesiyle daha hızlı çekimler yapabilen bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları üretilmektedir. Bilgisayar sistemi, detektörden gelen bilgileri işleyerek görüntüyü oluşturan voksel değerlerini oluşturur. Görüntüleme sistemi ise gelen tüm sayısal değerlerden sonra elde edilen görüntünün meydana geldiği ve işlendiği sistemlerdir. Bilgisayarlı tomografi cihazında istenilen bölgedeki görüntünün elde edilebilmesi için X-ışını tüpü dokunun etrafında 360 derece döner ve X-ışını gönderilir. Dokuya giren ve dokudan çıkan X-ışını demeti miktarı ortam boyunca ölçülür ve aradaki fark ile belli hesaplamalar yapıp görüntü meydana gelir. Diğer dijital görüntülemelerdeki gibi bilgisayarlı tomografi'de de görüntü piksellerden meydana gelmektedir. Buna da görüntü matriksi denir. Görüntünün iki kenarındaki pikseli çarptığımızda Matriks sayısı ile gösterilir. Günümüzde genellikle bu değer 512×512 'dir. Bilgisayarlı tomografi cihazlarının görüntüleri belli bir kalınlığı olduğu için iki değil üç boyutludur(Tamer vd.2016:315-395).

Dedektörler tarafından algılanıp ölçülen tüm bu değerler, bilgisayar yardımıyla tüm vokselin x-ışınını zayıflatma (atenuasyon) değerlerine çevrilir. Genellikle -1000 havayı, suyun değeri 0, +1000 ise kemiği ifade eder. Diğer X-ışını zayıflatma (atenuasyon) değerleri ise -1000 ile +1000 arasındadır. Bu skalayı geliştiren İngiliz fizikçi Hounsfield olduğu için Hounsfield cetveli, skalada ki X-ışını şiddetini gösteren değerlere de Hounsfield Unit (HU) denir. Görüntüleme bilgisayarları bu skala sayesinde bütün voksellere bir sayı değeri verir. Bu değer, vokseller de bulunan bütün sayıların Hounsfield Unit (HU) sayı değerlerinin ortalamasıdır. En son aşamada ise voksellere verilen bu sayılar, gri

skala da her hangi tondaki bir renk alır ve görüntü elde edilir(Stewe,1988:98-127).

F. Tomoterapi

Tomoterapi, kanserin tedavisinde önemli bir tedavi imkanı sunan ve günümüzde en gelişmiş radyoterapi cihazlarından biridir. Tomoterapi ilk kez, 1980 yılında YART tekniği henüz ortaya çıkmadan önce Paul Reckwerdt ve Thomas Rockwell Mackie tarafından geliştirilmiştir. Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme tekniğine benzeyen radyasyon demetlerinin yoğunluğunu parça parça oluşturması esasına dayanır. Bununla beraber ilk görüntü destekli radyasyon terapisi (IGRT) sağlayabilen cihazlardan biri olmuştur. Tomoterapi de ilk uygulama 1994 yılında Nomos Corporation ile geliştirilmiştir. Bu sistem sadece beyne uygulamak için dizayn edilmiş olup yoğunluk modülasyonlu radyasyon terapisi (IMRT) planlaması ile ilk ticari modaliteye sahiptir. Seial ve helikal tomoterapi yapı ve şekilsel farklılarla beraber birbirine yakın tarihlerde ortaya çıkmış ve kliniklerde kullanılmaya başlamıştır(Pas,2004: 47-48).



Şekil 2. Thomas Rockwell Mackie ve Tomoterapi Cihazı(Thomas,2006:15)

1. Serial Tomoterapi

Mark Carol Serial tomoterapiyi, henüz helikal tomoterapi düşence aşamasında iken geliştirmiştir. Serial Tomoterapi, her birinde 20 yaprak olan ve belli bir basınçla çalışan yaprak genişliği 1 cm yaprak kalınlığı da 8 cm olan iki set binary kolimatör (MIMIC) ile birlikte dönen ışın demeti düşüncesi kullanılmış ve iki kesit böylelikle bir defada aynı anda ışınlanabilmiştir. Serial tomoterapide gantri döndüğü esnada masa sürekli hareket etmek yerine bir defada iki kesit

ışınlayarak hareket etmektedir. Bu sistem Peacock olarak adlandırılmıştır (Saw,2001:55-64).

2. Helikal Tomoterapi

Helikal tomoterapi, Serial tomoterapini geliştirilmesi ile ortaya çıkmıştır. Helikal tomoterapinin kendine has bir tasarımı olup görünüş ve çalışma prensibi ile bilgisayarlı tomografiye (BT) benzer mantığı olan eksternal bir radyoterapi cihazdır (Basri,2010:11).

Helikal tomoterapi cihazında kanser tedavisi gören hasta tedavi masasına uzandıktan sonra tedavi masası, boyuna (longitudinal) ekseninde, gantrinin içine doğru hareket eder. Bu sırada gantrinin üzerindeki radyasyon demetini şekillendiren MLC ile gönderilmek istenen hacme helikal ışın tedavisi yapmakta ve 3D (üç boyutlu) görüntüler ile tedavinin doğruluğu test edilmektedir. Helikal tomoterapi de farklı açılardan farklı dozların verilebilmesi, farklı geometriye sahip olan tümörlerde bile, etraftaki sağlıklı organlara minimum hasar verirken, malign tümöre homojen doz dağılımı sağlayarak, en iyi tedaviyi sağlayabilmektedir.

Helikal tomoterapi, bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisinin ilerlemesiyle geliştirilmiş, yoğunluk modülasyonlu radyasyon terapisi (IMRT) biçimini sadece bir cihazda birleştirir. Helikal tomoterapi, hastanın her tedavisi öncesinde tedavi alanının üç boyutlu görüntüsünü sağlar. Tedavi anında, ışın demetinin yönü ve yoğunluğunu gerçek zamanlı ayarlayabilmekte ve tümörlü dokunun üç boyutlu görüntüsü ile tümörün geometrik şekil ve yerine göre tedavi edebilmektedir. Helikal tomoterapi de kesit tedavisi ile tümörler bir kerede kesit kesit olarak incelendiğinden, hedefin çevresindeki sağlıklı organlara minimum radyasyon verilir. Bu sayede yan etkiler azaltılır.

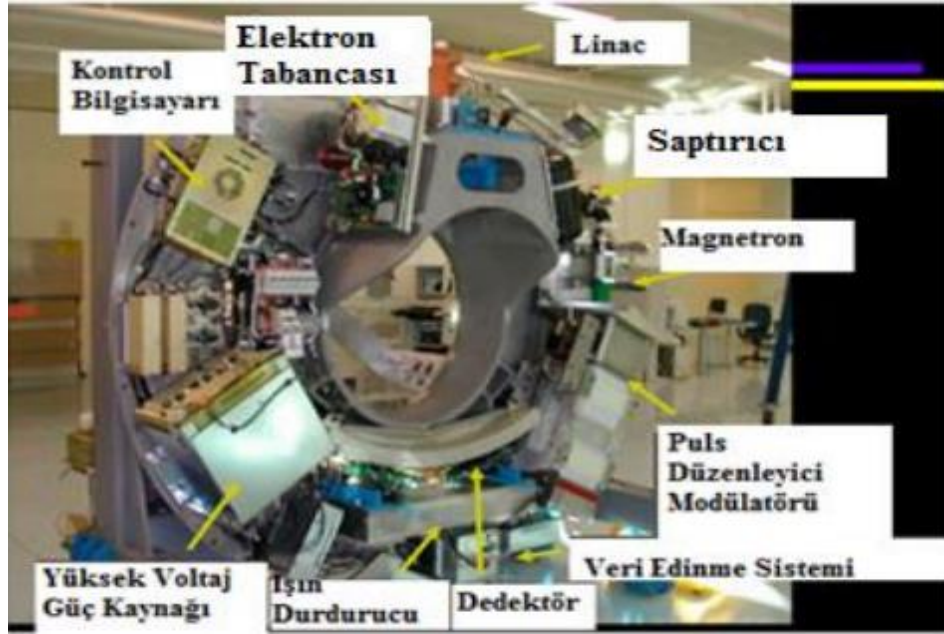
Helikal tomoterapi'de tedavi boyunca 40 cm'lik yatay (lateral) ve 160 cm'lik boyuna (longitudinal) olmak üzere tek seferde 40 cm×160 cm'lik bir alanı tedaviyi hiç kesmeden tümörlü bölgeyi helikal bir şekilde ışınlamak mümkündür. Böyle bir özelliği sayesinde Kraniospinal veya tüm vücut ışınlamalarında helikal tomoterapi büyük bir avantaja sahiptir(Önder,2013:14).

a. Tomoterapi Hi-Art Lineer Hızlandırıcı Cihazının Yapısı

Tomoterapi cihazı, lineer hızlandırıcı, magnetron, dedektör ve ışın durdurucu gibi parçaların bir gantriye konumlandırılmış ve halka şeklindeki gantri ile beraber 360 derece sürekli veya sabit bir hızla rotasyon yapmaktadır. Işın hüzmesi ise çok yapraklı kolimatör (MLC) ile şekillenmektedir. Helikal tomoterapi cihazı diğer lineer hızlandırıcılardan (LİNAC) farklı olarak, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) özelliğinden düzleştirici filtre ve elektron ışınlaması olmayan ışın kaynağı olarak 6 MeV enerjili elektronların tungsten hedefe çarparak oluşan 6 MV foton enerjisine sahip olan bir eksternal radyoterapi cihazıdır. Ayrıca tomoterapi cihazında ki gantri, 51 farklı noktada bir periyodunda 7 derecelik açılarla ışınlama yapmakta ve ışınlama süresince çok yapraklı kolimatörler (MLC) tamamen açık veya kapalı bir şekilde pozisyonlanmıştır.

Standart kullanılan lineer hızlandırıcılarda (LİNAC) kaynak cilt mesafesi (source screen distance - SSD) 100 cm iken, tomoterapide bu mesafe 85 cm'dir. Tomoterapi'de Mega Voltaj Bilgisayarlı Tomografi (MVCT) görüntülemesinde 541 tane xenon dedektör bulunur. Bu xenon dedektörler, LİNAC'ların karşına konumlandırılmış ve tüm hastaların tedavi öncesinde görüntü almasını sağlar. Böylelikle setup hataları mümkün olan en az seviyeye indirilir ve minimum hata ile hastaya radyasyon verilir. Xenon dedektör ile lineer hızlandırıcı arasında ki mesafe 145 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Tomoterapi'de ışın kolimasyonu, birincil (primer) kolimatör ve çene kolimatörler ile sağlanır. Birincil (Primer) ve çene kolimatörler %95 tungstenden meydana gelen bir alaşım içerir. Bu kolimatörlerin sızıntıyı azaltmak için kalınlığı 22 cm civarındadır. Çene kolimatörler aşağı ve yukarı yönde hareket edip genişlikleri; 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm olmak üzere üç farklı genişliklere sahiptir. Helikal tomoterapi'de çanelerin altında bulunan alan şekillenmesi için kullanılan ve hava basıncı ile hareket eden binary (ikili) 64 tane çok yapraklı kolimatör (MLC) bulunmaktadır. Bu yapraklarının kalınlığı 0.625 cm olup, yüksekliği ise 10 cm'dir. Bu yaprakların tamamen açılıp kapanması 20 milisaniye süre. Çene kolimatör boyutları hastanın tedavi edilecek olan hacim boyutuna göre değişmektedir. Örneğin; 1 cm'lik küçük çene genişliği küçük hacimlerde homojen doz dağılımı sağlanır. 5 cm'lik

çene genişliği ise kraniyosipinal ve ekstremiteler gibi geniş tedavi alanlarında kullanılmak için uygundur(Cho,2004:231-241).



Şekil 3. Helikal Tomoterapi'nin bileşenleri(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16)

Tomoterapi cihazında, ışıklı alan kullanılmadığından, bunun yerine hasta yerleştirildiğinde gantri'nin 70 cm dışarısında sanal eşmerkez olan bir nokta tanımlanmıştır. Tomoterapi cihazında iki tür eşmerkez vardır;

1) Cihaz eşmerkezi: (0,0,0) koordinatlarındadır. Halka şeklindeki gantri deliği içerisinde ışın yolunun altında özel bir noktada tanımlıdır.

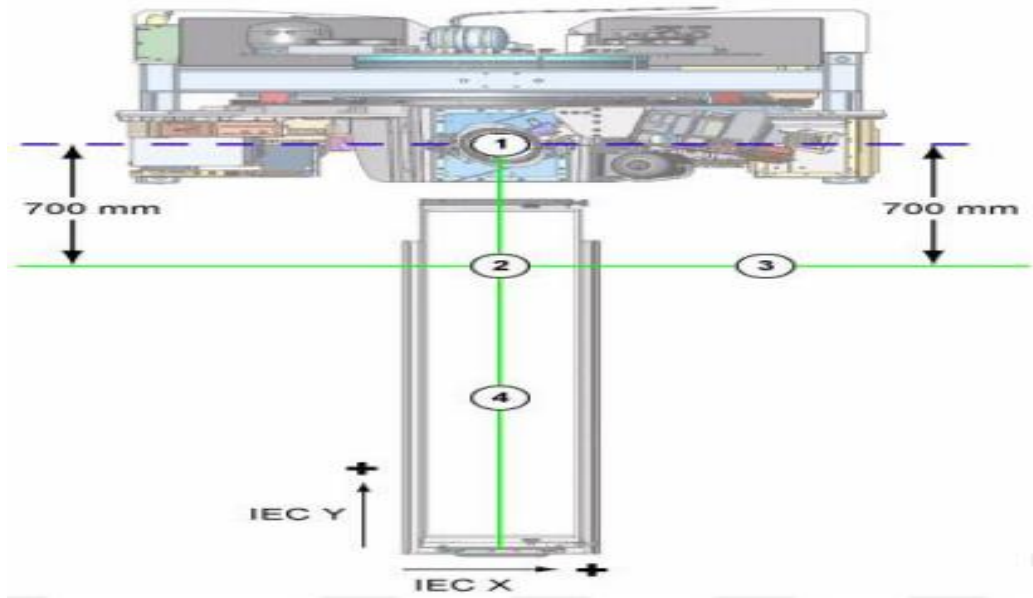
2) Sanal eşmerkez: (0, - 70 cm, 0) koordinatlarındadır. Cihaz izomerkezinde gantri'nin longitudinal eksenine 70 cm dışında özel bir noktada tanımlıdır(Tomo Planning Guide Version 4.2.x.91,2011:9)

Tomoterapi cihazlarında, kalite kontrollerinde ve hastaların yerleştirilmesinde yeşil ve kırmızı renkte iki farklı lazer kullanılır.

Yeşil lazerler: Tomoterapi cihazlarının kalite kontrolü değerlendirilmesinde kullanılan sabit lazerlerdir. 2 yeşil lazer kullanılmaktadır. Bunlar;

Gantri Eşmerkez Lazeri: Gantri Eşmerkez Lazeri, gantri deliğinin arkasındaki duvara sabitlenir ve koronal ve sagittal düzlemi gösteren artı işaretini yansıtır.

Sanal Eşmerkez Lazeri: Sanal Eşmerkez Lazeri, tedavi odasının tavanına yerleştirilir. Transvers ve sagittal düzlemi gösteren artı işaretini yansıtır.



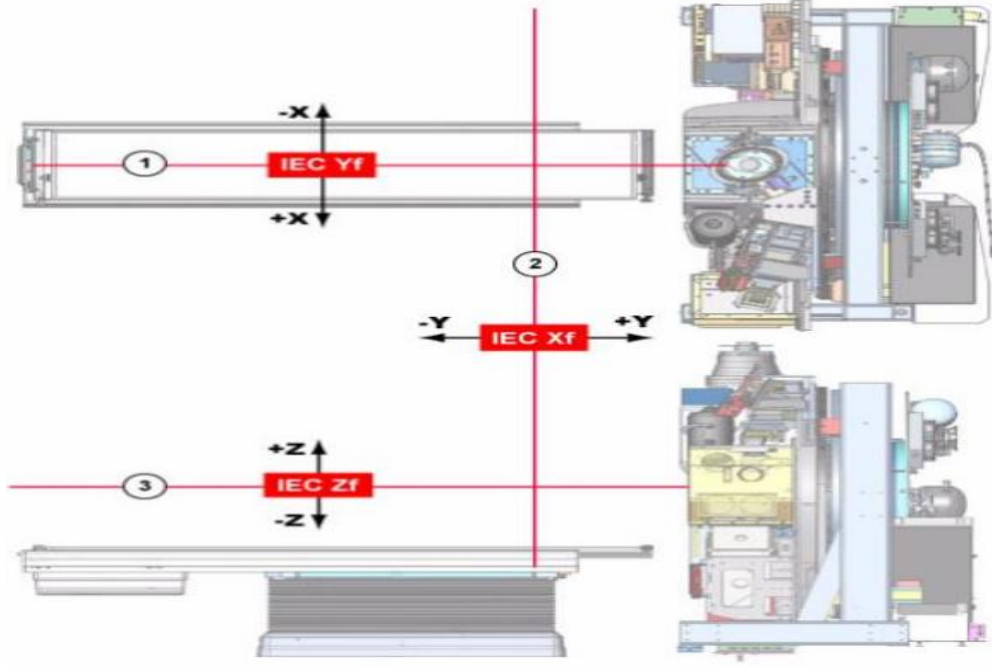
Şekil 4. Yeşil lazerler (1-cihaz eşmerkezi, 2-sanal eşmerkezi, 3-sanal eşmerkez lazeri, 4-gantri eşmerkez lazeri)(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16)

Kırmızı Lazerler: Hasta set-uplarında kullanılan hareketli lazerlerdir. Kırmızı lazerler hastanın bilgisayarlı tomografi'si (BT) çekilirken bırakılan işaretler üzerine ayarlanır. 3 tip kırmızı lazer kullanılmaktadır. Bunlar;

1) Sagittal Lazer: Tedavi odasının tavanına sabitlenmiş olup, değişken sagittal düzlemi ifade etmek için kırmızı bir lazer yansıtır ve lateral doğrultuda hareket etmektedir.

2) Transvers Lazer: Tedavi odasının sağında ve solunda bulunan duvarlara iki tane lazer yerleştirilmiş ve bunlar, boyuna doğrultuda hareket etmektedir.

3) Koronal Lazer: Tedavi odasının iki yan tarafında bulunan duvarlarına iki tane dikey yan lazer yerleştirilmiş ve bunlar, dikey doğrultuda hareket etmektedir(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16).



Şekil 5. Kırmızı lazerler (1-sagittal lazer, 2- transvers lazer 3-koronal lazer)(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16)

Çizelge 1. Serial tomoterapi ve Helikal tomoterapi kolimatör özellikleri karşılaştırması(Basri,2010:15)

	SERİAL TOMOTERAPİ KOLİMATÖRÜ (MİMİC)	HELİKAL TOMOTERAPİ KOLİMATÖRÜ
Yaprak -Kesit Sayısı	20	64
Yaprak Genişliği	~1cm	0,625 cm
En Büyük Alan	20 cm	40 cm
Açıklığı		
Kesit Uzunluğu	~1 veya 2cm	0,5 den 5 cm
Ark Başına Kesit Sayısı	2	1
Masa İndeksi	~0,5mm	0,25 mm
Hassaslığı		
Yaprak Kalınlığı	6cm tungsten +1cm paslanmaz çelik	10 cm tungsten
Primer Kolimatör Kalınlığı	Kullanılan lineer hızlandırıcının kolimatörü	22 cm tungsten

Tomoterapi cihazı klinik uygulamalarında en iyi plan her zaman en etkili plan olmayabilir. Tomoterapiye has birkaç parametre vardır. Tomoterapide doz dağılımları çene genişliği (jaw), pitch ve modülasyon faktörü gibi önemli sistem parametrelerine bağlıdır.

i. Çene (Jaw) genişliği

Çene genişliği, cihazın izomerkezindeki tedavi alanının y eksenindeki kalınlığıdır. Tomoterapi cihazında cihazın kendine has 3 tane çene genişliği vardır. Bunlar; 1 cm, 2.5 cm ve 5 cm'lik kalınlığa sahip çene genişlikleridir. Çene genişliği arttıkça ışınlama süresi azalmaktadır.

ii. Pitch Faktörü

Helikal dokuma sıklığını göstermek için kullanılan pitch faktörü; Gantri rotasyonu başına masa hareketinin çene genişliğine oranı olarak formülize edilmiştir. Hasta tedavilerinde tomoterapi cihazında kullanılan pitch değerleri, 0,10 ile 0,50 arasında değişkenlik göstermektedir(Tomo Planning Guide Version 4.2.x.115,2011:6).

iii. Modülasyon Faktörü (MF)

Bir kesitteki çok yapraklı kolimatör'lerin açık kalma zamanını ve hızını sınırlayan bir parametredir. Tanım olarak Modülasyon Faktörü yaprakların maksimum açık kalma süresinin, ortalama açık kalma süresine oranıdır. Modülasyon değeri arttırıldığında çok yapraklı kolimatörlerin modülasyonu yani açık kalma süreleri de artacağından tedavi süresi de artar. Tedavilerde tedavi planlama sistemi (TPS) ilk açıldığında modülasyon faktörü 2 olarak verilir. Fizikçi yapacağı planlamaya göre bu değeri isterse arttırabilir(StarRT Guide Version 4.2.x.78,2011:3).

b. Tomoterapi Hi-Art Lineer Hızlandırıcı Tedavi Metotları

Tomoterapi 2 farklı tedavi planı metodunu içermektedir. Bunlar; helikal ve direkt tomoterapidir.

i. Tomoterapi helikal

Tomoterapi Helikal, gantrinin kanser tedavisi gören hastanın çevresinde 360 derece dönerek, sarmal (helikal) bir hareket ile foton demetinin yoğunluğunu ayarlayarak radyasyon gönderir. Tomoterapi Helikal'de tedavi esnasında, çok yapraklı kolimatörler milisaniye kadar kısa bir zaman diliminde senkronize bir biçimde hareket ederek, hastanın çevresinde farklı yoğunlukta ışın gönderilir. Bu sırada tedavi masası da belli bir hızda hareket etmektedir.

ii. Tomoterapi direkt

Tomoterapi helikal'in durgun ve rotasyonel bir hareketin olmadığı bir tedavi metodudur. Tümöre sabit açılardan radyasyon verilir. Tomoterapi direkt, sabit açılarının avantaj olabileceği bazı anatomik yerler için idealdir(Tomo Planning Guide Version 4.0.3,2011:1-16).

G. Homojenite İndeksi Ve Konformite İndeksi

1. Homojenite İndeksi (HI)

Homojenite indeksi (HI), soğrulan dozun PTV'deki dağılımının homojenliğini ifade etmek için kullanılan bir ölçüttür. Homojenite indeksi (HI)'nin hesaplanması için Kümülatif doz volume histogramı (KDVH) kullanılmaktadır. The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) tarafından yayınlanan ICRU83 raporuna göre homojenite indeksi (HI) değeri aşağıda denklem 2.1'de gösterildiği gibi hesaplanmaktadır;

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

Denklem 1

Formüldeki; $D_{\%2}$ KDVH'nda PTV'nin %2'sinin almış olduğu doz olup yaklaşık maksimum doz, $D_{\%98}$ KDVH'nda PTV'nin %98'inin almış olduğu doz olup yaklaşık minimum doz, $D_{\%50}$ ise KDVH'nda PTV'nin %50'sinin almış olduğu doz olup ortalama dozdur.

Homojenite indeksi (HI) değerinin sifıra yaklaşması ile PTV'nin içerisindeki soğrulan doz dağılımının homojenliği artmaktadır

2. Konformite İndeksi (CI)

Konformite indeksi (CI) ilk defa 1993'de Radyoterapi Onkoloji Grubu (The Radiation Therapy Oncology Group-RTOG) tarafından ICRU 62 raporun'da yayınladı ve daha sonra Radyoterapide çokça dikkate alındı.

Konformite İndeksi (CI), tanımlanan dozun tedavi edilen hedef hacmi sarıp sarmadığını belirten bir niceliktir(Loic,2006:333-342).

Konformite indeksinin hesaplanan değeri 1'e eşit ve ya 1'e yakın olası durumunda ideal doz dağılımından söz edilebilir. Konformite indeksi değeri

1'den küçükse PTV'nin %100'ünün ışınlanmadığı, eğer konformite indeksi değeri 1'den büyükse PTV ile beraber sağlıklı dokularında radyasyon aldığı söylenir.

Konformite indeksi (CI) dozun %99'unu alan hacim ve toplam hedef hacme bakılarak hesaplanır(Levin,2008:275-281).

$$CI = \frac{\text{Dozun \%99'unu alan hacim}}{\text{Toplam hedef hacim}}$$

Denklem 2

H. Tedavi Planlama Sistemi

Radyoterapi tedavisinde hastanın tedavi planlamasının doğruluğu çok önemlidir. Planlanan doz ile tedavi edilecek hastaya ışın verildiğinde gerçekte ne kadar dozun verildiği arasındaki fark minimum olmalıdır. Tedavi planlama sistemi (TPS), birkaç tedavi tekniği kullanarak tedavi planlaması yapan ve belli bir program ile birlikte çalışabilen yazılım ve donanımlarından oluşan bir bilgisayar sistemidir(Basri,2010:17)

Bilgisayar'da temeli matematiksel modellere dayanan belli bazı hesaplama algoritmaları ile farklı SSD, farklı enerjilerde elektron veya foton demetleri ile istenilen alan boyutu oluşturulup gerektiği takdirde bolus, MLC veya kama filtre gibi çeşitli aparatlarla farklı tedavi teknikleri ile hasta tedavisi yapılır ve ışınlanan hacimdeki doz dağılımı görülebilmektedir. Tedavi planlama sisteminde tedavi için belli bazı parametreler kullanılarak PTV ve kritik organlar için doz dağılımı hesaplanır. Bu hesaplamaların sonucunda PTV ve kritik organların aldığı dozlar 2 boyutlu ve 3 boyutlu gösterildiği gibi aynı zamanda doz hacim histogramları (DVH) biçiminde de görülebilmektedir(Podgorsak,2005:258-271).

1. İleri Planlama

İleri planlama yönteminde planlayıcı, ilk olarak hasta tedavisi için gereken bütün parametreleri sisteme tanımlamalıdır. Bu parametreler; demet parametresi(demetin sayısı, doz ağırlığı, yönü, genişliği), yaprakların konumu, kullanılacak ise kama filtre oranlarını, bolus ve koruma bloğu gibi ekipmanlardır. Bu tanımlama işleminden sonra tedavi planlama sisteminde dozimetrik

parametreler ile doz dağılımını elde edilir. Planlayıcı istediği doz dağılımını elde etmek için demet parametresini değiştirip planı modifiye edebilir(Webb,1997:1).

2. Ters planlama

Ters planlama yöntemi ise tümörlü bölgeye istenilen doz verilirken riskli organa ise belli tolerans değerleri tanımlandıktan sonra sistem otomatik olarak kendiliğinden hesaplama yapan planlama tekniğidir. Burada algoritma ışınlanan hacimde daha iyi bir doz dağılımı oluşturmak için parametreleri daha etkili kullanıp amaca göre optimizasyon ile uygun plan yapmaktadır. Ters planlama tekniğinde planlayıcı kama filtre, koruma bloğu veya demetin yönünü belirlemez yalnızca PTV, kritik organ ve doz sınırlarını belirler. Ters planlama tekniği, ileri planlama tekniğine göre daha etkilidir. Tomoterapide ters planlama tekniği kullanılmaktadır(Webb,2001:1).

3. Doz hacim histogramı (DVH)

Doz hacim histogramı (DVH), radyoterapide kullanılan bir ifade olup, ilk defa 1979 yılında kullanılmıştır. Doz hacim histogramında (DVH) amaç; hasta için hazırlanan tedavi planlamasında, tümörlü hacmin veya sağlıklı organların ne kadarlık hacminin ne kadar doz soğurduğu hakkında bilgi vererek, niceliksel plan değerlendirmesi yapmaktır. Bu yüzden DVH, tedavi planlarının doz dağılımını özetleyen veya yapılan planları karşılaştırmak için kullanılan güçlü bir histogramdır. Doz-hacim histogramı Direkt (Diferansiyel) ve Kümülatif (İntegral) olmak üzere iki farklı şekilde kullanılmaktadır.

Direkt (Diferansiyel) doz hacim histogramı; Diferansiyel DVH elde etmek için bilgisayar belli olan aralıklardaki soğrulan dozu alan vokselleri sırasıyla toplayıp ve dozun bir fonksiyonu olacak şekilde hacim grafiği çizer. Burada yatay eksen dozları, dikey eksen ise hacimleri göstermektedir.

Kümülatif (İntegral) DVH ise bilgisayar yüzde izodoz eğrilerinin kapladığı hacmin ne kadar doz aldığını grafik olarak çizer. Bu histogramda; yatay eksen dozu (Gy), dikey eksen ise hacmi yüzde (%) olarak gösterir. Kümülatif DVH'lerin kullanımı genellikle diferansiyel DVH'a göre daha popülerdir(Faiz,2003:423-425).

III.MATERYAL VE YÖNTEM

A. Araştırmanın Tipi, Evreni ve Örneklemi

Retrospektif bu çalışmada Dicle Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi kliniğine başvurmuş ve tedavisi yapılmış 15 Glioblastoma Multiform (GBM) tanılı hastanın mevcut olan görüntüleri ve konturları kullanılmıştır. Hastaların bu görüntüleri üzerine helikal tomoterapide 2,5 ve 5 cm'lik olmak üzere 2 farklı çene genişliği kullanılarak her hasta için iki farklı tedavi planlaması yapılmıştır. Çene genişliğine göre Doz hacim histogramlarından yararlanarak hedef ve kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmış ve birbirlerine olan avantaj ve dezavantajlar incelenmiştir.

B. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Çalışma 2021–2022 yılları arasında Dicle Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi kliniğine gerçekleştirilmiştir.

C. Araştırmanın Değişkenleri

1. Çalışmadaki bağımsız değişkenler

- Cinsiyet

2. Çalışmadaki bağımlı değişkenler;

- Hedef hacmin %2 'sinin aldığı doz (Gy),
- Hedef hacmin %98 'inin aldığı doz (Gy),
- Hedef hacmin %50 'sinin aldığı doz (Gy),
- PTV60 için 59,4 Gy'in sardığı PTV60 yüzde hacimler (%),
- Beyin sapı için maksimum doz, 1 cc 'lik hacmin aldığı doz ve 10 cc 'lik hacmin aldığı doz (Gy),

- Optik sinirlerin aldığı maksimum doz (Gy),
- Optik kiazmanın aldığı maksimum doz (Gy),
- Gözlerin aldığı maksimum ve ortalama doz (Gy),
- Lenslerin aldığı maksimum ve ortalama doz (Gy),
- Farklı çene genişliğine göre tedavi süreleri (sn.),
- Farklı çene genişliğine göre Monitör Unit (MU) değerleri

D. Araştırmanın Tasarımı

Dicle Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde, Glioblastoma Multiform (GBM) kanseri tanılı 15 olgu çalışmaya dahil edilmiştir.

E. Materyal

Yaptığımız bu çalışmada, Dicle Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde bulunan retrospektif olarak bulunan radyoterapi görmüş ve Glioblastoma Multiform (GBM) tanısı konmuş 15 farklı hasta seçilmiştir. Bu GBM hastalarının çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri ile hastaların 2 farklı çene genişliğine göre tedavi planlamaları yapılmıştır.

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde yapılmış olup, klinikte kullanılan araçlar aşağıda listelenmiştir;

- Toshiba activion model Bilgisayarlı Tomografi cihazı
- Tomoterapi H tedavi planlama sistemi versiyon 5.1.6
- MİM Kontrolama istasyonu versiyon 6.4
- Accuray model Tomoterapi H Lineer Hızlandırıcı
- Tomoterapi H Lineer Hızlandırıcı Tedavi Planlama Sistemi
- PTW Octavius Fantom
- 8 kanallı TomoElectrometre
- Gammex Cheese Fantom

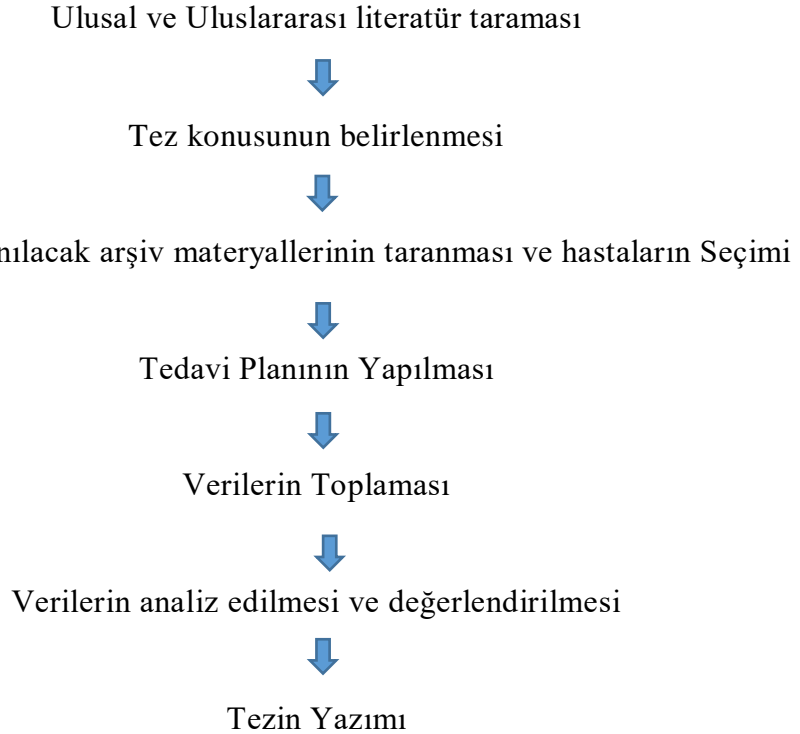
F. Veri Toplama Araçları

Yapılan bu çalışmada GBM hastaları için iki farklı tedavi planlaması yapılmış ve çene genişliğine göre hedef ve kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca her iki çene genişliği için doz homojenliği ve konformallığına bakılıp tedavi süreleri ve monitör unit (MU) değerleri de gösterilerek karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda elde edilen değerlerin istatistiksel analizi IBM SPSS Statistics 28.0 veri analiz programı kullanılmıştır.

Bu çalışmada, GBM hastalarının kullanılan 3mm kesit kalınlığındaki BT görüntüleri MIM konturlama sistemine gönderilerek, her hasta için hedef hacim ve kritik organlar, radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir. Çalışmadaki 15 hastanın kişisel bilgileri gizli tutulmuştur.

Bilgisayarlı tomografisi çekildikten sonra planlaması yapılan hastaların Uluslararası protokollerde kritik organlarının tolerans dozları RTOG 0225-0825 referans alınmış ve tüm planlarda kritik organların en az doz alması sağlanmıştır (RTOG 0825, RTOG 0225).

G. Araştırmanın Planı



Şekil 6. Araştırma planı

H. Verilerin Değerlendirilmesi

Tüm hastalar için 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliğine göre tedavi planlaması yapıldı. Doz-hacim histogramlarına bakarak hedef ve kritik organların (beyin sapı, optik sinir, optik kiazma, göz, lens) aldığı dozlar karşılaştırılmış ve çene genişliğinin hedef hacime ve kritik organlara etkisi araştırıldı. Ayrıca her iki çene genişliği için homojenite indeksler (HI) ve konformite indeksler (CI) hesaplanmış tedavi süreleri ve monitör unit (MU) değerleri de gösterilerek karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalarda normal dağılım gösteren veriler için parametrik tekniklerden T testi, normal dağılım göstermeyen veriler için parametrik olmayan (non-parametrik) testlerde ise Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık için p değeri 0,05'den küçük değerler anlamlı kabul edilmiştir.

I. Araştırmanın Sınırlılıkları

Yaptığımız bu çalışmanın retrospektif olması ve hasta sayısının sınırlı olması, yapılan bu çalışmayı sınırlamaktadır.

IV. BULGULAR

Bu çalışmada Dicle Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde Tomoterapi cihazında 15 Glioblastoma Multiform (GBM) tanılı hastanın 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliği kullanılarak her hasta için iki farklı tedavi planlaması yapılmış ve çene genişliğine göre Doz hacim histogramlarından yararlanarak hedef ve kritik organların aldığı dozlar Gray (Gy) cinsinden karşılaştırılmıştır. Ayrıca her iki çene genişliği için homojenite indeksler (HI) ve konformite indeksler (CI) hesaplanmış tedavi süreleri ve monitör unit (MU) değerleri de gösterilerek karşılaştırılmıştır. İlerleyen kısımlarda Maksimum doz ve minimum doz belirtilmiş ortalama doz ve standart sapma hesaplanıp tablolarda gösterilmiştir.

Araştırmanın sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesi IBM SPSS Statistics 28.0 (Statistical Package for Social Sciences) veri analiz programı kullanılarak $p \leq 0,05$ anlamlılık düzeyi kabul edilip birbirlerine göre üstünlükleri araştırılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinden önce verilerin normal dağılım gösterip göstermediğine bakılmış, bunun sonucuna göre parametrik veya parametrik olmayan (non-parametrik) istatistiksel tekniklerden hangisinin kullanılacağına karar verilmiştir. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğinin yorumlanması Kolmogorow Smirnov ve Saphiro Wilk testi ile gerçekleştirilmiştir. Veri sayısı 50'den az olduğu için verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini anlamak için Saphiro Wilk testi kullanılmıştır. Testin sonucunda hesaplanan p değeri 0,05'den büyük olduğunda verilerin normal dağılmış, p değeri 0,05'den küçük olduğunda ise veriler normal dağılmamıştır. Normal dağılım gösteren verilere parametrik, normal dağılım göstermeyen verilere ise parametrik olmayan (non-parametrik) istatistiksel teknikler kullanılır. Bu tezde ikili karşılaştırmalarda normal dağılım gösteren veriler için parametrik tekniklerden T testi, normal dağılım göstermeyen veriler için parametrik olmayan (non-parametrik) testlerde ise Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

Araştırmanın hipotezleri aşağıdaki gibidir;

H0 = 2,5 cm ile 5 cm'lik çene genişliği arasında dozlara ilişkin anlamlı bir fark yoktur.

H1 = 2,5 cm ile 5 cm'lik çene genişliği arasında dozlara ilişkin anlamlı bir fark vardır.

A. Hedef Organ Hacimleri

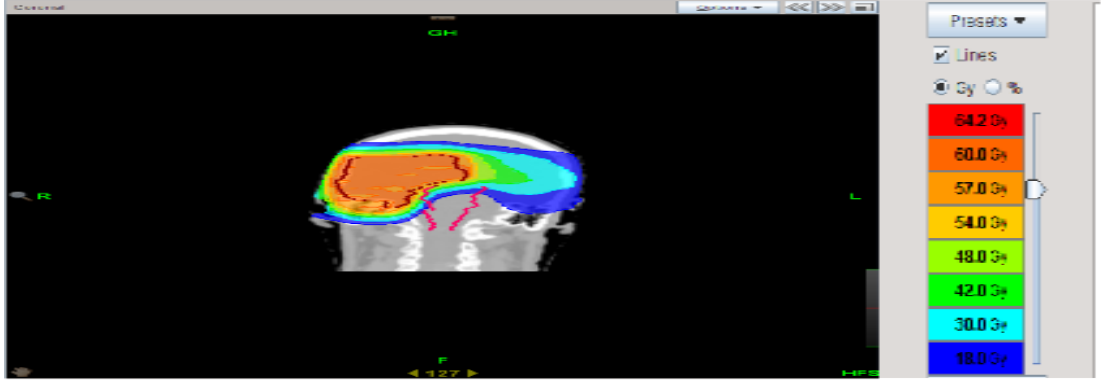
Çalışmada tedavi planlaması yapılan 15 Glioblastoma Multiform (GBM) tanılı hastanın cinsiyetleri ve PTV hacimleri Çizelge 2'de verilmiştir. Hastaların 10'u erkek 5'i kadındır. Hataların PTV hacimleri 234-638 cc arasında değişmektedir.

Çizelge 2. Hastaların Özellikleri

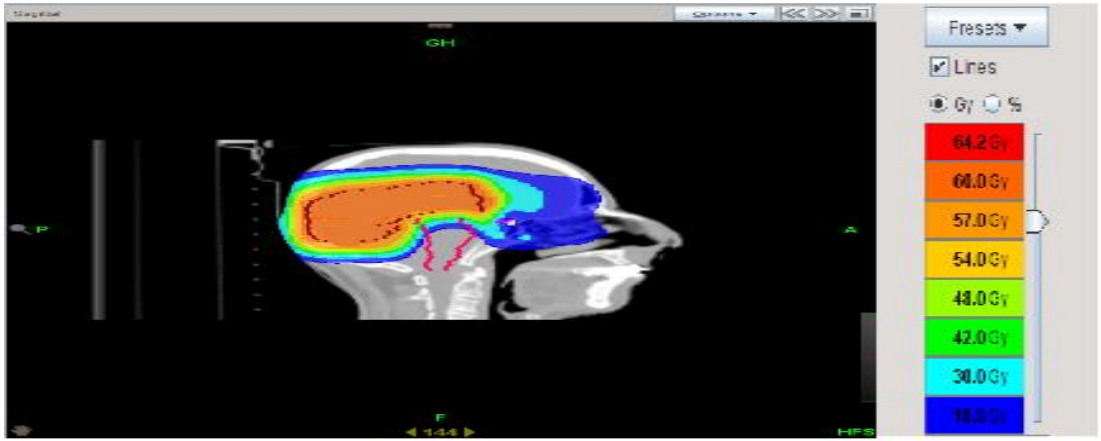
Hasta No	Cinsiyet	PTV Hacmi (cc)
1	E	429,53
2	K	321,58
3	E	363,03
4	K	384,78
5	E	460,02
6	E	276,18
7	K	416,40
8	E	335,24
9	E	637,90
10	E	288,40
11	K	515,69
12	E	437,45
13	E	396,38
14	K	434,04
15	E	233,99

B. Hedef Hacim İçin Elde Edilen Doz Dağılımları

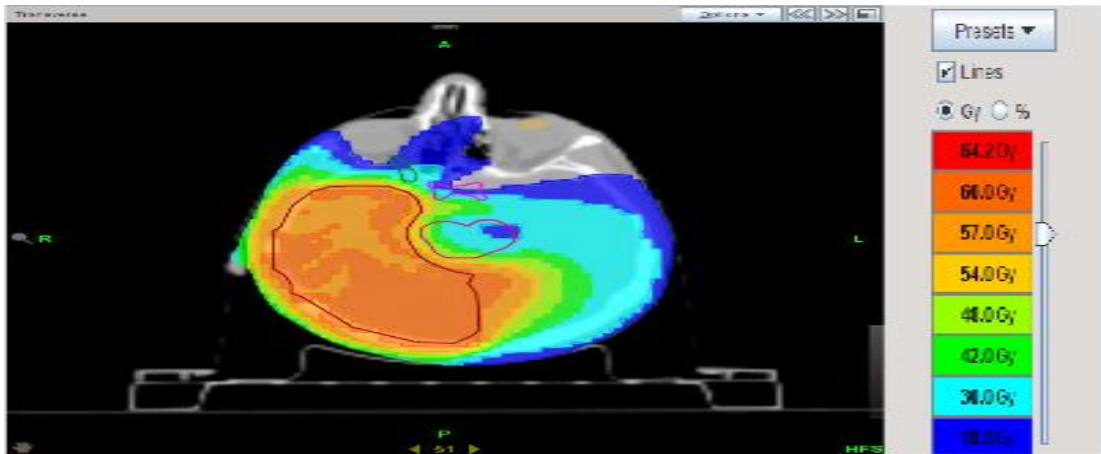
Örnek bir Glioblastoma Multiform (GBM) tanılı hastanın Tomoterapi planlarından elde edilmiş koronal, sagittal, transvers kesitteki doz dağılımları ve doz hacim histogramı (DVH) Şekil 7-8-9-10'da gösterilmiştir.



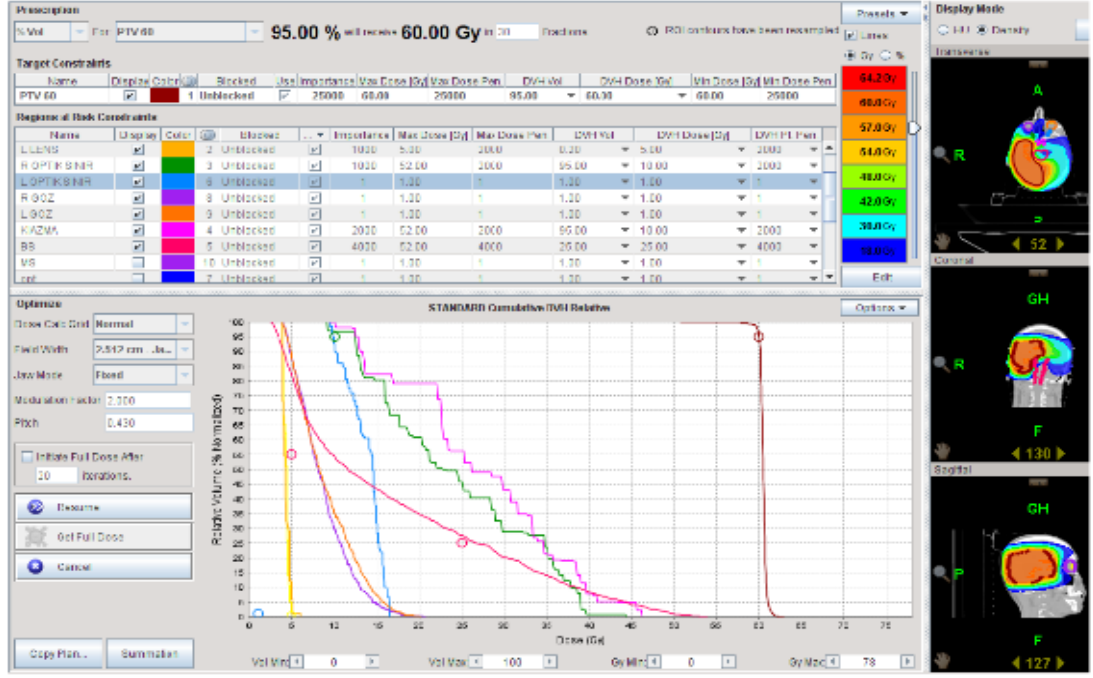
Şekil 7. Doz dağılımının koronal kesit görüntüsü



Şekil 8. Doz dağılımının sagittal kesit görüntüsü



Şekil 9. Doz dağılımının transvers kesit görüntüsü



Şekil 10. Tomoterapi planı yapılmış hastanın DVH'ı

C. Hedef Hacim İçin Elde Edilen Veriler

Bu çalışmada Tomoterapi tedavi planlama sisteminde 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliği kullanılarak tedavi planlaması yapılan ve önceden tedavisi yapılmış 15 Glioblastoma Multiform (GBM) hastanın hedef hacmin %2 'sinin aldığı doz ($D_{\%2}$), %98 'inin aldığı doz ($D_{\%98}$) ve %50 'sinin aldığı doza ($D_{\%50}$) bakılmıştır. Hedef hacim PTV (60 Gy) için farklı çene genişliği kullanılarak elde edilen doz değerleri Çizelge 3'de gösterilmiştir.

Çizelge 3. PTV (60 Gy) için $D_{\%2}$, $D_{\%98}$, $D_{\%50}$ değerleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	$D_{\%2}$ (Gy)	$D_{\%98}$ (Gy)	$D_{\%50}$ (Gy)
1	2,5	61,87	59,57	60,68
	5	62,46	58,85	61,24
2	2,5	60,94	59,92	60,47
	5	62,06	58,94	60,87
3	2,5	62,02	58,64	60,97
	5	63,34	58,62	61,94
4	2,5	62,92	58,08	61,65
	5	62,28	58,48	61,18
5	2,5	60,74	59,85	60,23
	5	62,64	58,65	61,04
6	2,5	61,12	60,39	60,50
	5	62,33	59,59	61,06

Çizelge 3. (devamı) PTV (60 Gy) için D_{%2}, D_{%98}, D_{%50} değerleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	D _{%2} (Gy)	D _{%98} (Gy)	D _{%50} (Gy)
7	2,5	61,82	58,84	61,04
	5	63,44	58,63	61,98
8	2,5	60,51	59,38	60,21
	5	61,88	59,67	60,80
9	2,5	61,43	59,70	60,50
	5	62,44	58,84	60,90
10	2,5	61,94	58,98	60,85
	5	62,75	58,20	61,66
11	2,5	61,96	59,86	60,92
	5	62,75	59,26	61,45
12	2,5	61,37	57,95	60,49
	5	61,66	59,70	60,58
13	2,5	61,92	59,02	60,75
	5	62,70	58,40	61,65
14	2,5	60,49	59,73	60,15
	5	61,73	58,60	60,46
15	2,5	61,41	58,62	60,84
	5	62,90	58,05	61,57
Ortalama	2,5	61,50	59,24	60,68
	5	62,49	58,83	61,23
St. Sapma	2,5	0,66	0,71	0,40
	5	0,53	0,52	0,47
Medyan	2,5	61,43	59,38	60,68
	5	62,46	58,65	61,18
Maksimum	2,5	62,92	60,39	61,65
	5	63,44	59,7	61,98
Minimum	2,5	60,49	57,95	60,15
	5	61,66	58,05	60,46
p değeri		p=0,001	p=0,087	p=0,002

Ortalama D_{%2} doz değeri 2,5 cm çene genişliği kullanılarak 61,50±0,66, 5 cm çene genişliği kullanılarak 62,49±0,53 bulunmuştur. D_{%2} değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p=0,001).

Ortalama D_{%98} doz değeri 2,5 cm çene genişliği kullanılarak 59,24±0,71, 5 cm çene genişliği kullanılarak 58,83±0,52 bulunmuştur. D_{%98} değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p=0,087).

Ortalama D₅₀ doz değeri 2,5 cm çene genişliği kullanılarak 60,68±0,40, 5 cm çene genişliği kullanılarak 61,23±0,47 bulunmuştur. D₅₀ değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p=0,002).

D. Homojenite ve Konformite İndeksi Değerleri

Glioblastoma Multiform (GBM) tanısı konmuş 15 hasta için 2,5 ve 5 cm 'lik çene genişliğinin homojenite indeksi üzerine etkisi incelenmiş ve hesaplanan homojenite indeksi (HI) aşağıda Çizelge 4'de verilmiştir.

Çizelge 4. Homojenite indeksi (HI) değerleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Homojenite İndeksi (HI)
1	2,5	0,038
	5	0,059
2	2,5	0,017
	5	0,051
3	2,5	0,055
	5	0,076
4	2,5	0,079
	5	0,062
5	2,5	0,015
	5	0,065
6	2,5	0,012
	5	0,045
7	2,5	0,049
	5	0,078
8	2,5	0,019
	5	0,036
9	2,5	0,029
	5	0,059
10	2,5	0,049
	5	0,074
11	2,5	0,034
	5	0,057
12	2,5	0,056
	5	0,032
13	2,5	0,048
	5	0,070
14	2,5	0,013
	5	0,052
15	2,5	0,046
	5	0,079

Çizelge 4. Homojenite indeksi (HI) değerleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Homojenite İndeksi (HI)
Ortalama	2,5	0,037
	5	0,059
St. Sapma	2,5	0,020
	5	0,015
Medyan	2,5	0,038
	5	0,059
Maksimum	2,5	0,079
	5	0,079
Minimum	2,5	0,012
	5	0,032
p değeri		p=0,001

Ortalama Homojenite indeksi (HI) 2,5 cm'lik çene genişliği için $0,037 \pm 0,020$, 5 cm'lik çene genişliği için $0,059 \pm 0,015$ olarak hesaplanmıştır. HI değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında anlamlı fark vardır ($p=0,001$). 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan planda soğrulan dozun tümör hacmindeki dağılımının daha homojen olduğu gözlenmiştir.

Glioblastoma Multiform (GBM) tanısı konmuş 15 hastada PTV 60'da uygulanan dozun yüzde 99'u olan 59,4 Gy'in sardığı yüzde hacimler, 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliğine göre aşağıda Çizelge 5'de verilmiştir.

Çizelge 5. PTV60 için 59,4 Gy'in sardığı PTV60 yüzde hacimleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	D _{%99} (%)
1	2,5	98,87
	5	98,02
2	2,5	100
	5	98,17
3	2,5	97,92
	5	97,72
4	2,5	97,37
	5	97,65
5	2,5	99,81
	5	97,77
6	2,5	100
	5	99,78
7	2,5	98,02
	5	97,49
8	2,5	98,85
	5	99,44

Çizelge 5. PTV60 için 59,4 Gy'in sardığı PTV60 yüzde hacimleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	D _{%99} (%)
9	2,5	99,09
	5	98,02
10	2,5	98,29
	5	97,48
11	2,5	100
	5	98,58
12	2,5	99,39
	5	99,10
13	2,5	98,19
	5	97,76
14	2,5	99,63
	5	98,20
15	2,5	97,67
	5	97,45
Ortalama	2,5	98,87
	5	98,18
St. Sapma	2,5	0,92
	5	0,73
Medyan	2,5	98,87
	5	98,02
Maksimum	2,5	100
	5	99,78
Minimum	2,5	97,37
	5	97,45
p değeri		p=0,029

Ortalama D_{%99} doz değeri 2,5 cm çene genişliği kullanılarak 98,87±0,92, 5 cm çene genişliği kullanılarak 98,18±0,73 bulunmuştur. D_{%99} değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p=0,029).

Glioblastoma Multiform (GBM) tanısı konmuş 15 hasta için 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliğine göre PTV60 için hesaplanan konformite indeksleri (CI) aşağıda Çizelge 6'da verilmiştir.

Çizelge 6. PTV60 için konformite indeksleri (CI).

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Konformite İndeksi (CI)
1	2,5	0,99
	5	0,98
2	2,5	1
	5	0,98
3	2,5	0,98
	5	0,98
4	2,5	0,98
	5	0,98
5	2,5	1
	5	0,98
6	2,5	1
	5	1
7	2,5	0,98
	5	0,98
8	2,5	0,99
	5	0,99
9	2,5	0,99
	5	0,98
10	2,5	0,98
	5	0,97
11	2,5	1
	5	0,99
12	2,5	0,99
	5	0,99
13	2,5	0,98
	5	0,98
14	2,5	1
	5	0,98
15	2,5	0,98
	5	0,97
Ortalama	2,5	0,99
	5	0,98
St. Sapma	2,5	0,01
	5	0,01
Medyan	2,5	0,99
	5	0,98
Maksimum	2,5	1
	5	1
Minimum	2,5	0,98
	5	0,97
p değeri		p=0,028

Ortalama konformite indeksi (CI) indeksi 2,5 cm'lik çene genişliği için $0,99 \pm 0,01$, 5 cm'lik çene genişliği için $0,98 \pm 0,01$ olarak hesaplanmıştır. CI değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında anlamlı fark vardır

(p=0,028). 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan planda dozun tedavi edilen hedef hacmi daha iyi sardığı gözlenmiştir.

E. Kritik Organlardan Elde Edilen Veriler

Bu çalışmada tüm hasta planlarında hedef hacme maksimum doz, kritik organlara ise mümkün olan minimum doz verilmesi amaçlanmış ve RTOG doz kriterleri göz önüne alınmıştır. 15 farklı hastada 2 farklı tedavi planı yapılmış toplamda 30 plan elde edilmiştir. Beyin sapı için maksimum doz, 1 cc'lik hacmin aldığı doz ve 10 cc'lik hacmin aldığı doz değerine bakılmıştır. Optik sinirler ve Optik kiazma için maksimum doz değerlerine bakılmıştır. Gözler ve lensler için ise maksimum ve ortalama doz değerlerine bakılmıştır. Bu doz değerleri çizelge ve grafiklerde gösterilmiş ve karşılaştırılmıştır.

1. Beyin Sapı Dozları

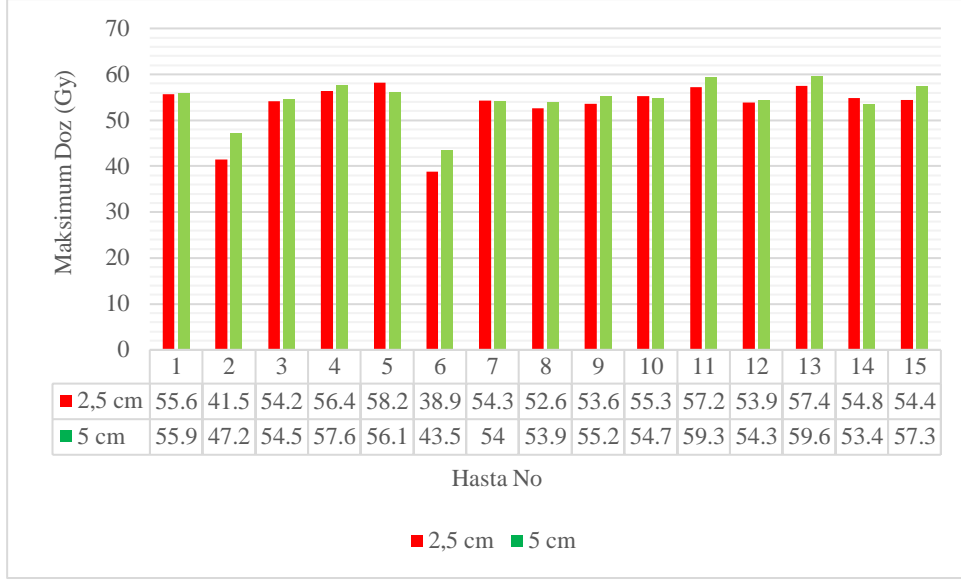
Tedavi planlaması yapılan tüm hastaların farklı çene genişliğine göre beyin sapı için maksimum doz, 1 cc'lik hacmin aldığı doz ve 10 cc'lik hacmin aldığı doz verileri Çizelge 7 ve bunların grafiği Şekil 11-12-13'de gösterilmektedir. Ortalamaları ise Şekil 14'de gösterilmektedir.

Çizelge 7. Beyin sapı için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler.

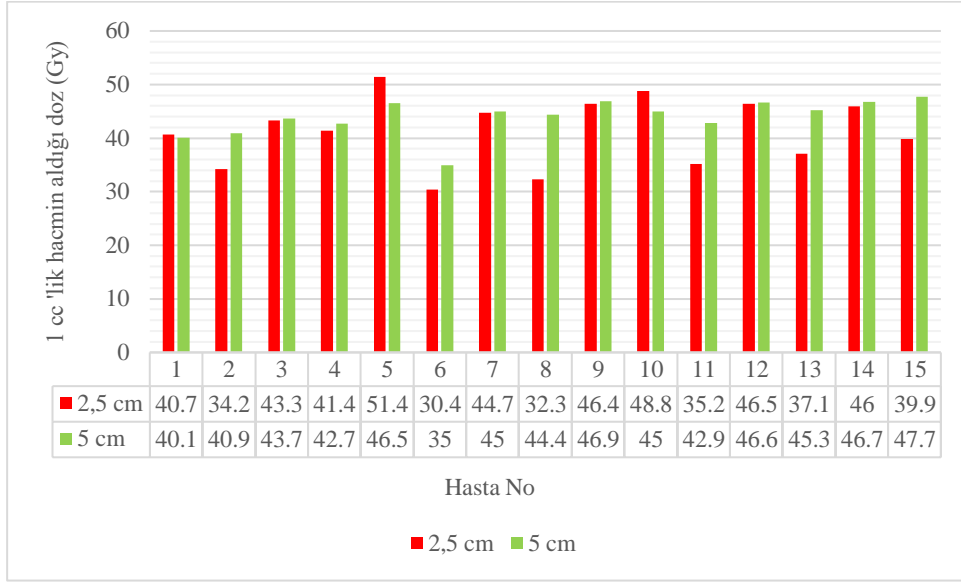
BEYİN SAPI				
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)	1 cc'lik hacmin aldığı doz (Gy)	10 cc'lik hacmin aldığı doz (Gy)
1	2,5	55,61	40,71	11,97
	5	55,90	40,13	13,33
2	2,5	41,48	34,17	8,44
	5	47,21	40,94	16,58
3	2,5	54,19	43,31	14,58
	5	54,46	43,66	19,01
4	2,5	56,38	41,35	14,25
	5	57,60	42,74	17,05
5	2,5	58,22	51,37	23,10
	5	56,08	46,51	27,18
6	2,5	38,85	30,40	15,12
	5	43,52	34,96	21,74

Çizelge 7. (devamı) Beyin sapı için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler.

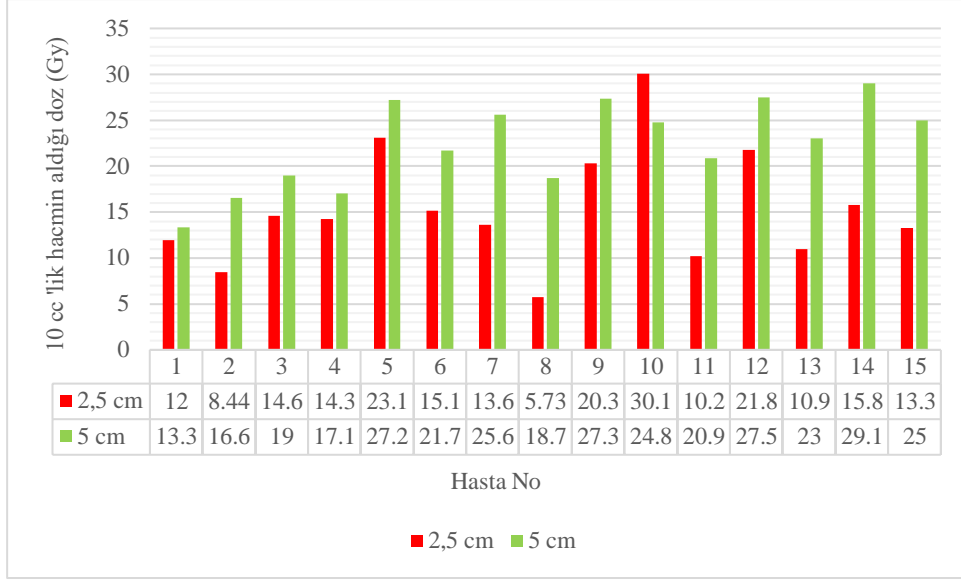
BEYİN SAPI				
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)	1 cc'lik hacmin aldığı doz (Gy)	10 cc'lik hacmin aldığı doz (Gy)
7	2,5	54,29	44,74	13,60
	5	54,04	45,02	25,62
8	2,5	52,62	32,32	5,73
	5	53,93	44,43	18,70
9	2,5	53,57	46,40	20,33
	5	55,15	46,90	27,33
10	2,5	55,25	48,80	30,08
	5	54,69	44,98	24,76
11	2,5	57,21	35,23	10,21
	5	59,33	42,86	20,85
12	2,5	53,88	46,45	21,77
	5	54,33	46,63	27,50
13	2,5	57,44	37,14	10,94
	5	59,61	45,27	23,00
14	2,5	54,84	45,97	15,76
	5	53,43	46,71	29,05
15	2,5	54,41	39,85	13,25
	5	57,34	47,70	24,99
Ortalama	2,5	53,22	41,21	18,28
	5	54,44	43,96	22,45
St. Sapma	2,5	5,54	6,29	6,27
	5	4,20	3,33	4,73
Medyan	2,5	54,41	41,35	14,25
	5	54,69	44,98	23
Maksimum	2,5	58,22	51,37	30,08
	5	59,61	47,7	29,05
Minimum	2,5	38,85	30,4	5,73
	5	43,52	34,96	13,33
p değeri		p=0,520	p=0,722	p=0,398



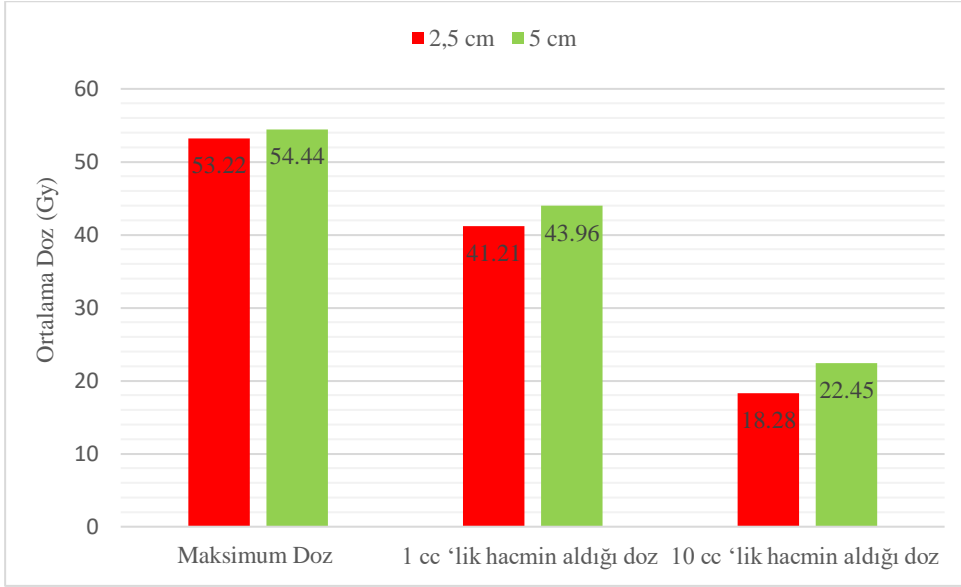
Şekil 11. Tüm hastaların beyin sapı maksimum doz değerleri



Şekil 12. Tüm hastaların beyin sapı 1 cc'lik hacmin aldığı doz değerleri



Şekil 13. Tüm hastaların beyin sapı 10 cc'lik hacmin aldığı doz değerleri



Şekil 14. Beyin sapı ortalama maksimum, 1 cc'lik hacmin aldığı, 10 cc'lik hacmin aldığı değerler

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre beyin sapının aldığı maksimum doz değeri 38,22 Gy ile 58,85 Gy arasında, maksimum doz ortalaması ise $53,22 \pm 5,54$ Gy'dir.

5cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre beyin sapının aldığı maksimum doz değeri 43,52 Gy ile 59,61 Gy arasında, maksimum doz ortalaması ise $54,44 \pm 4,20$ Gy'dir.

Beyin sapı maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,520$).

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre beyin sapının 1 cc 'lik hacmin aldığı doz değeri 30,40 Gy ile 51,37 Gy arasında, ortalaması ise $41,21\pm6,29$ Gy'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre beyin sapının 1 cc 'lik hacmin aldığı doz değeri 34,96 Gy ile 47,70 Gy arasında, ortalaması ise $43,93\pm3,33$ Gy'dir.

Beyin sapı 1 cc'lik hacmin aldığı doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,722$).

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre beyin sapının 10 cc 'lik hacmin aldığı doz değeri 5,73 Gy ile 30,08 Gy arasında, ortalaması ise $18,28\pm6,27$ Gy'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre beyin sapının 10 cc 'lik hacmin aldığı doz değeri 13,33 Gy ile 29,05 Gy arasında, ortalaması ise $22,45\pm4,73$ Gy'dir.

Beyin sapı 10 cc'lik hacmin aldığı doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,398$).

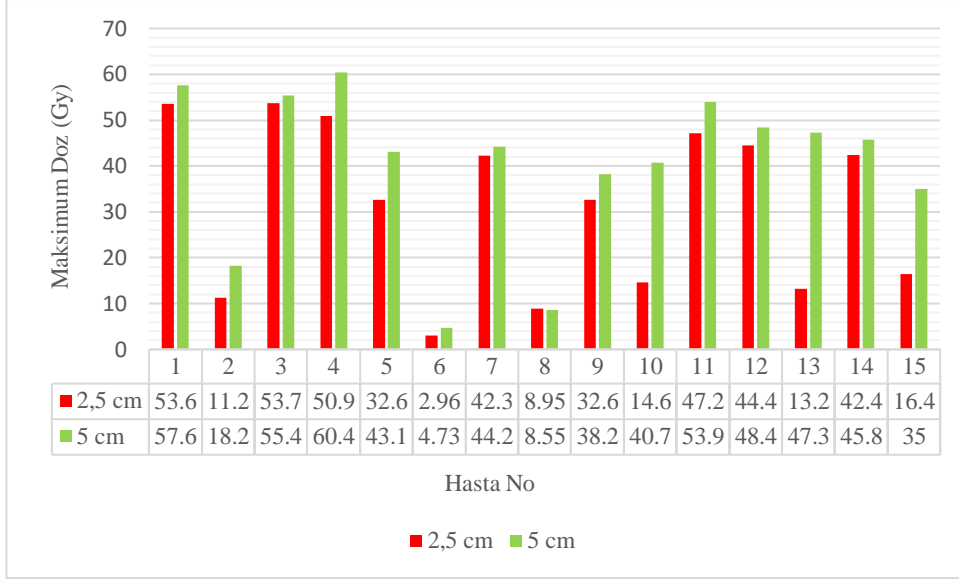
2. Optik Sinir Dozları

Tedavi planlaması yapılan tüm hastaların farklı çene genişliğine göre optik sinirler için maksimum doz verileri izelge 8-9'da verilmiştir. Bunların grafiği Şekil 15 ve Şekil 17'da gösterilmektedir. Ortalamaları ise Şekil 16 ve Şekil 18'de gösterilmiştir.

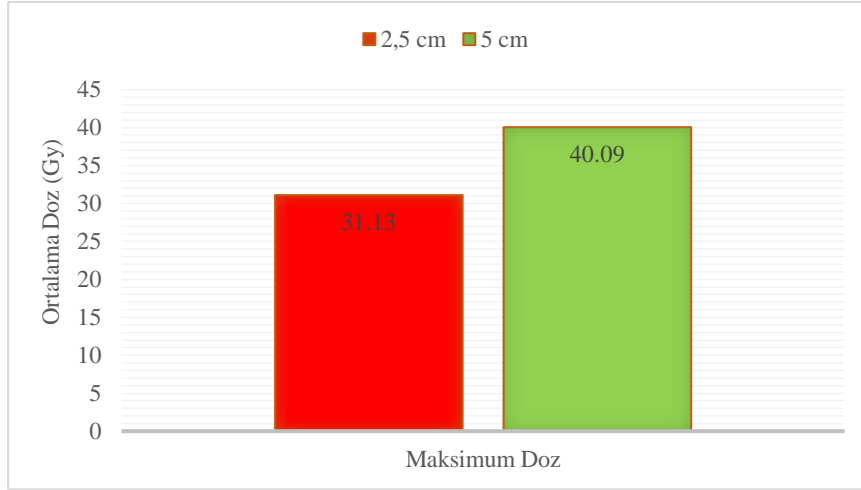
a. Sağ Optik Sinir Dozları

Çizelge 8. Sağ optik sinir için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler.

SAĞ OPTİK SİNİR		
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)
1	2,5	53,58
	5	57,55
2	2,5	11,23
	5	18,23
3	2,5	53,73
	5	55,35
4	2,5	50,90
	5	60,38
5	2,5	32,61
	5	43,14
6	2,5	2,96
	5	4,73
7	2,5	42,27
	5	44,15
8	2,5	8,95
	5	8,55
9	2,5	32,57
	5	38,22
10	2,5	14,63
	5	40,67
11	2,5	47,18
	5	53,93
12	2,5	44,42
	5	48,35
13	2,5	13,17
	5	47,30
14	2,5	42,36
	5	45,80
15	2,5	16,41
	5	35,01
Ortalama	2,5	31,13
	5	40,09
St. Sapma	2,5	18,10
	5	17,05
Medyan	2,5	32,61
	5	44,15
Maksimum	2,5	53,70
	5	60,38
Minimum	2,5	2,96
	5	4,73
p değeri		p=0,174



Şekil 15. Tüm hastaların sağ optik sinir maksimum doz değerleri



Şekil 16. Sağ optik sinir için ortalama maksimum doz değerleri

2,5 cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ optik sinirin aldığı maksimum doz değeri 2,96 Gy ile 53,70 Gy arasında, ortalaması ise $31,13 \pm 18,10$ Gy’dir.

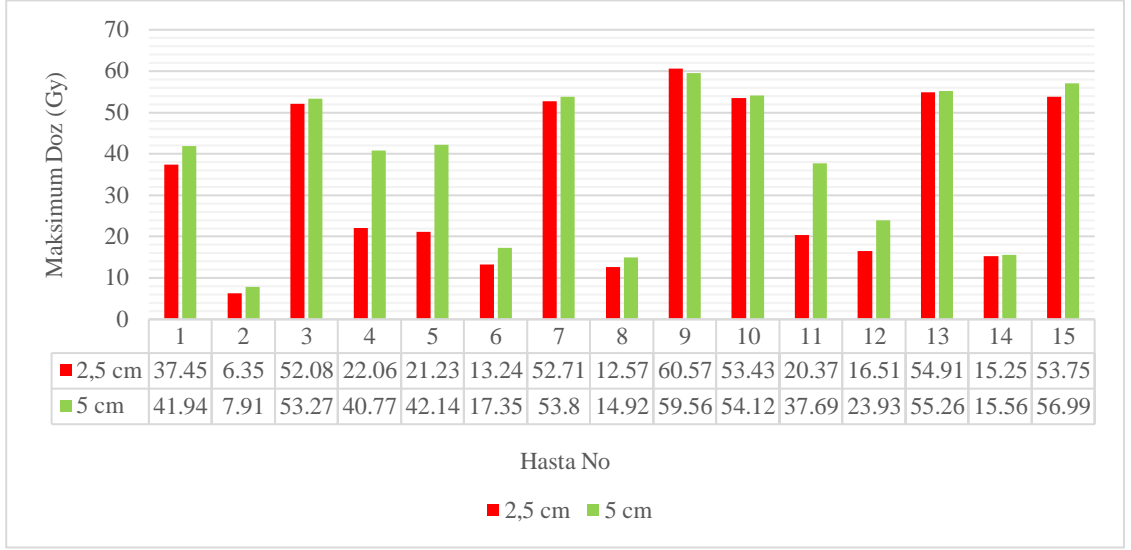
5cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ optik sinirin aldığı maksimum doz değeri 4,73 Gy ile 60,38 Gy arasında, ortalaması ise $40,09 \pm 17,05$ Gy’dir.

Sağ optik sinir maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,174$).

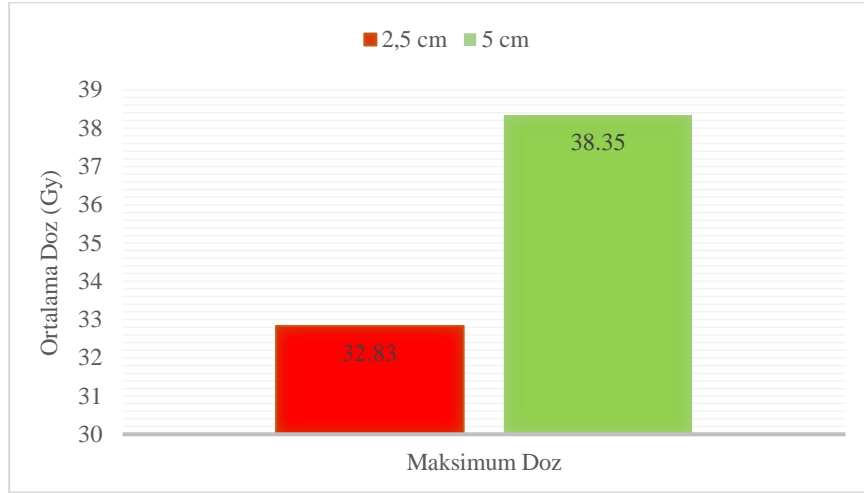
b. Sol Optik Sinir Dozları

Çizelge 9. Sol optik sinir için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler

SOL OPTİK SİNİR		
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)
1	2,5	37,45
	5	41,94
2	2,5	6,35
	5	7,91
3	2,5	52,08
	5	53,27
4	2,5	22,06
	5	40,77
5	2,5	21,23
	5	42,14
6	2,5	13,24
	5	17,35
7	2,5	52,71
	5	53,80
8	2,5	12,57
	5	14,92
9	2,5	60,57
	5	59,56
10	2,5	53,43
	5	54,12
11	2,5	20,37
	5	37,69
12	2,5	16,51
	5	23,93
13	2,5	54,91
	5	55,26
14	2,5	15,25
	5	15,56
15	2,5	53,75
	5	56,99
Ortalama	2,5	32,83
	5	38,35
St. Sapma	2,5	19,61
	5	17,87
Medyan	2,5	22,06
	5	41,94
Maksimum	2,5	60,57
	5	59,56
Minimum	2,5	6,35
	5	7,91
p değeri		p=0,330



Şekil 17. Tüm hastaların sol optik sinir maksimum doz değerleri



Şekil 18. Sol optik sinir ortalama maksimum doz değerleri

2,5 cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol optik sinirin aldığı maksimum doz değeri 6,35 Gy ile 60,57 Gy arasında, ortalaması ise $32,83 \pm 19,61$ Gy’dir.

5cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol optik sinirin aldığı maksimum doz değeri 7,91 Gy ile 59,56 Gy arasında, ortalaması ise $38,35 \pm 17,87$ Gy’dir.

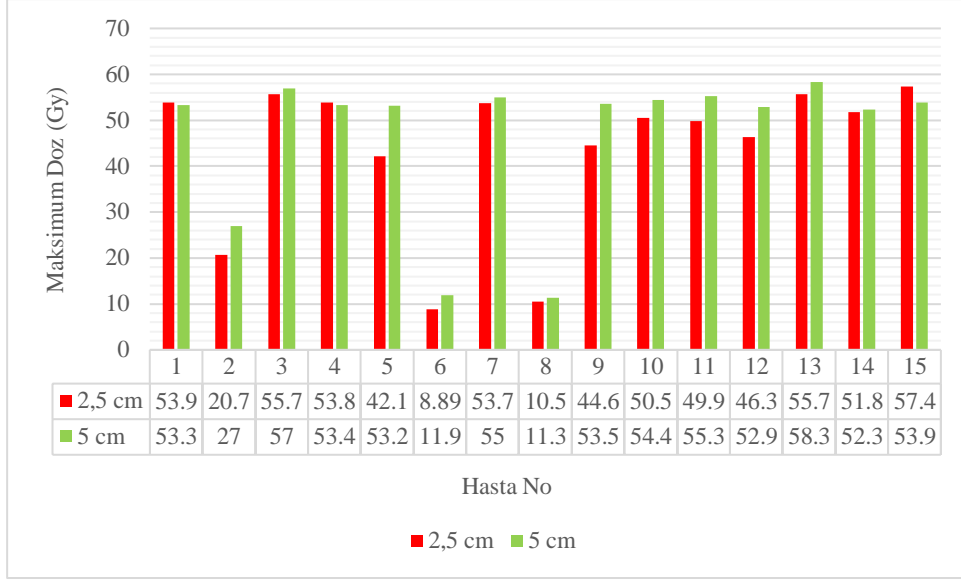
Sol optik sinir maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,330$).

3. Optik Kiazma Dozları

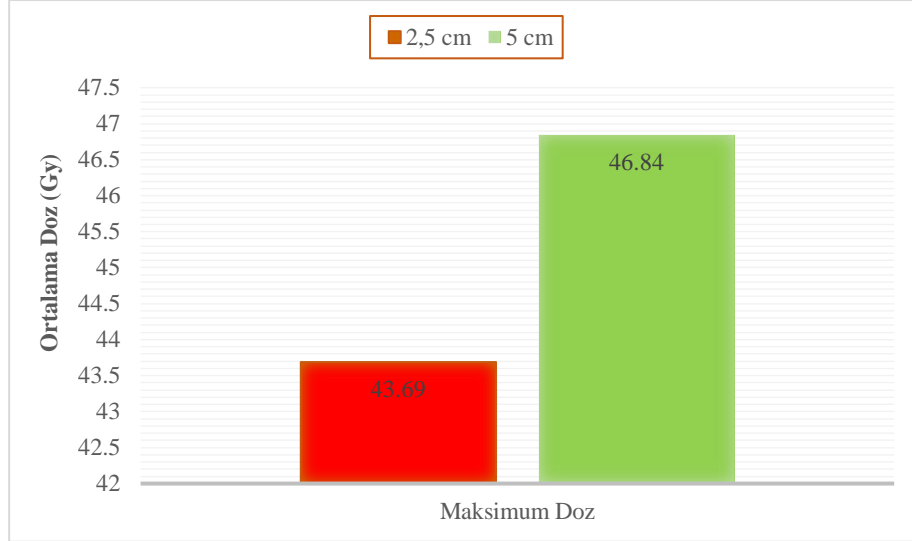
Tedavi planlaması yapılan tüm hastaların farklı çene genişliğine göre optik kiazma için maksimum doz verileri Çizelge 10'da verilmiş, grafiği ise Şekil 19'da gösterilmektedir. Ortalama da Şekil 20'de gösterilmiştir.

Çizelge 10. Optik Kiazma için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler

OPTİK KİAZMA		
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)
1	2,5	53,87
	5	53,33
2	2,5	20,71
	5	26,95
3	2,5	55,71
	5	57,00
4	2,5	53,82
	5	53,36
5	2,5	42,14
	5	53,15
6	2,5	8,89
	5	11,91
7	2,5	53,74
	5	54,99
8	2,5	10,46
	5	11,32
9	2,5	44,59
	5	53,53
10	2,5	50,45
	5	54,40
11	2,5	49,89
	5	55,26
12	2,5	46,30
	5	52,86
13	2,5	55,68
	5	58,34
14	2,5	51,80
	5	52,31
15	2,5	57,37
	5	53,86
Ortalama	2,5	43,69
	5	46,84
St. Sapma	2,5	16,44
	5	16,41
Medyan	2,5	50,45
	5	53,36
Maksimum	2,5	57,37
	5	58,34
Minimum	2,5	8,89
	5	11,32
p değeri		p=0,310



Şekil 19. Tüm hastaların Optik Kiazma maksimum doz değerleri



Şekil 20. Optik Kiazma ortalama maksimum doz değerleri

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre optik kiazmanın aldığı maksimum doz değeri 8,89 ile 57,37 Gy arasında, ortalaması ise $43,69 \pm 16,44$ Gy'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre optik kiazmanın aldığı maksimum doz değeri 11,32 Gy ile 58,34 Gy arasında, ortalaması ise $46,84 \pm 16,41$ Gy'dir.

Optik kiazma maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,310$).

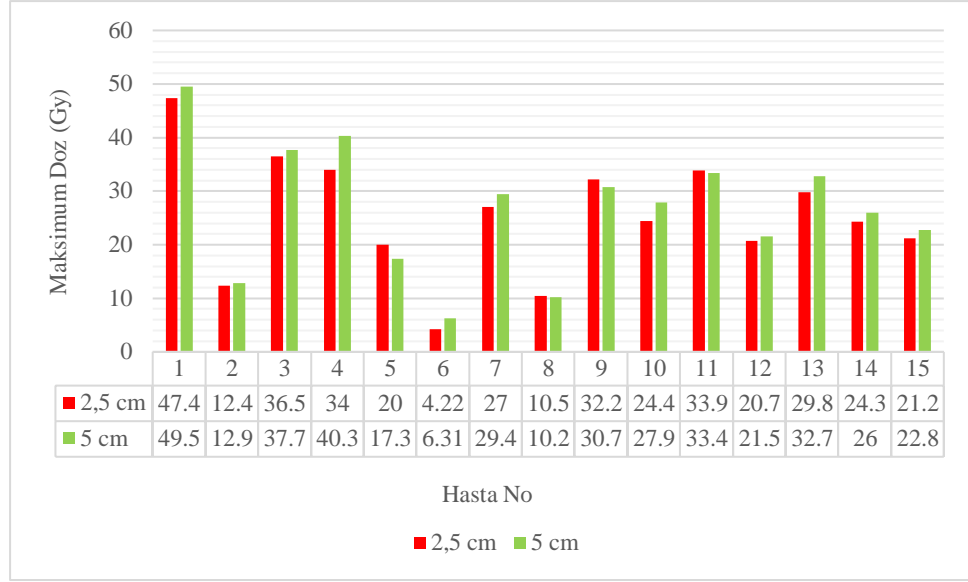
4. Göz Dozları

Tedavi planlaması yapılan tüm hastaların farklı çene genişliğine göre gözler için maksimum ve ortalama doz verileri Çizelge 11 ve Çizelge 12’de verilmiştir. Bunların grafiği Şekil 21, Şekil 22, Şekil 24 ve Şekil 25’de gösterilmektedir. Ortalamaları ise Şekil 23 ve Şekil 26’da gösterilmiştir.

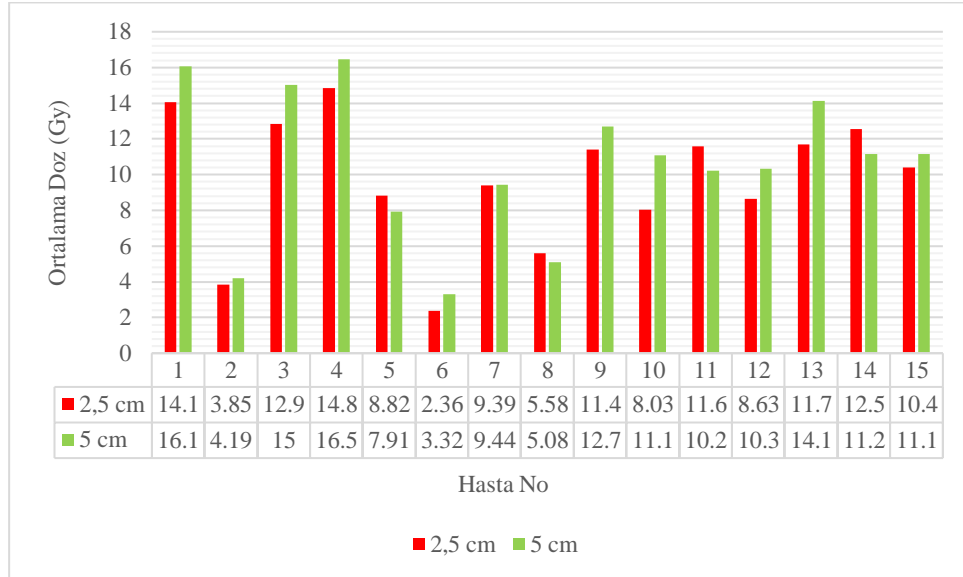
a. Sağ Göz Dozları

Çizelge 11. Sağ göz için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler

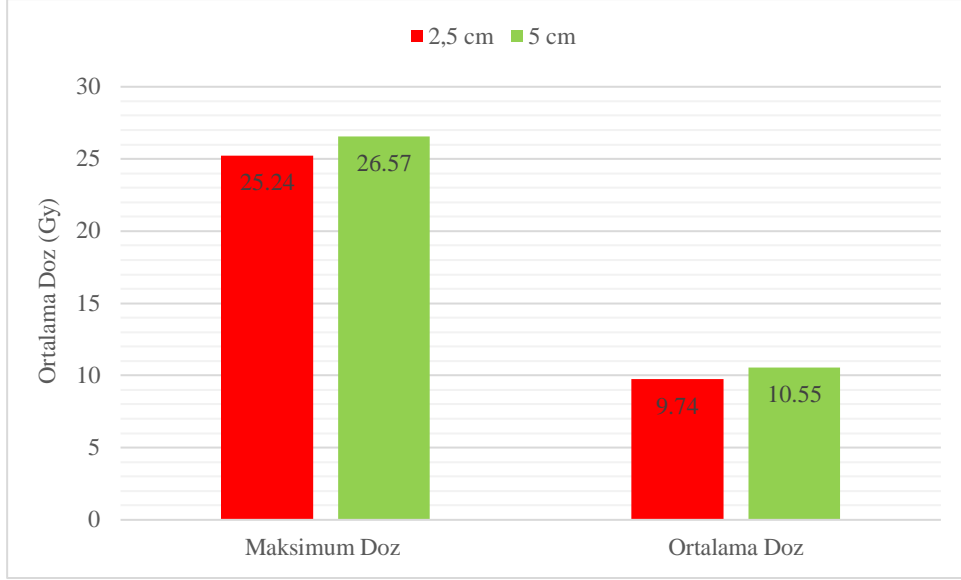
Sağ Göz Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)	Ortalama Doz (Gy)
1	2,5	47,36	14,05
	5	49,52	16,07
2	2,5	12,41	3,85
	5	12,89	4,19
3	2,5	36,50	12,85
	5	37,65	15,04
4	2,5	34,04	14,84
	5	40,33	16,45
5	2,5	20,02	8,82
	5	17,32	7,91
6	2,5	4,22	2,36
	5	6,31	3,32
7	2,5	27,02	9,39
	5	29,39	9,44
8	2,5	10,50	5,58
	5	10,18	5,08
9	2,5	32,15	11,42
	5	30,70	12,71
10	2,5	24,43	8,03
	5	27,89	11,07
11	2,5	33,90	11,59
	5	33,37	10,21
12	2,5	20,72	8,63
	5	21,53	10,34
13	2,5	29,83	11,69
	5	32,73	14,14
14	2,5	24,32	12,54
	5	25,99	11,17
15	2,5	21,18	10,39
	5	22,81	11,14
Ortalama	2,5	25,24	9,74
	5	26,57	10,55
St. Sapma	2,5	11,12	3,63
	5	11,78	4,10
Medyan	2,5	24,43	10,39
	5	27,89	11,07
Maksimum	2,5	47,36	14,84
	5	49,52	16,45
Minimum	2,5	4,22	2,36
	5	6,31	2,5
p değeri		p=0,752	p=0,568



Şekil 21. Tüm hastaların Sağ göz maksimum doz değerleri



Şekil 22. Tüm hastaların Sağ göz ortalama doz değerleri.



Şekil 23. Sağ göz ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ gözün aldığı maksimum doz değeri 4,22 ile 47,36 Gy arasında, ortalaması ise $25,24 \pm 11,12$ Gy'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ gözün aldığı maksimum doz değeri 6,31 Gy ile 49,52 Gy arasında, ortalaması ise $26,57 \pm 11,78$ Gy'dir.

Sağ göz maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,752$).

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ gözün aldığı ortalama doz değeri 2,36 ile 14,84 Gy arasında, ortalaması ise $9,74 \pm 3,63$ Gy'dir.

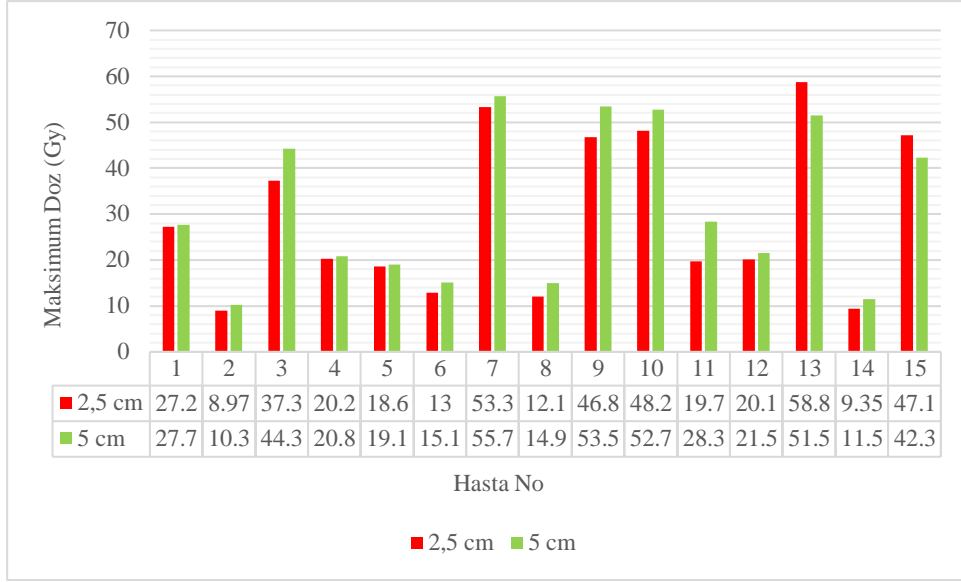
5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ gözün aldığı ortalama doz değeri 2,50 ile 16,45 Gy arasında, ortalaması ise $10,55 \pm 4,10$ Gy'dir.

Sağ göz ortalama doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,568$).

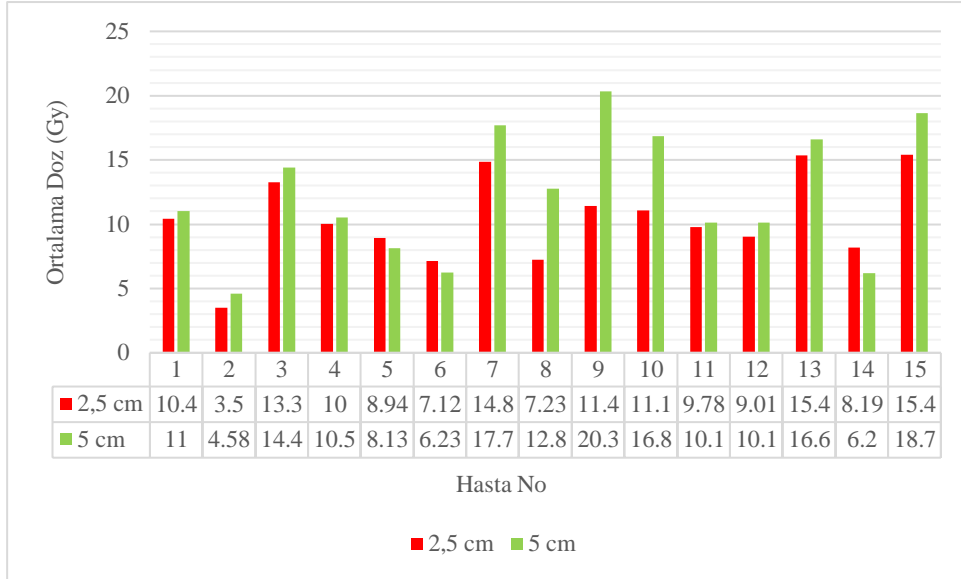
b. Sol Göz Dozları

Çizelge 12. Sol göz için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler

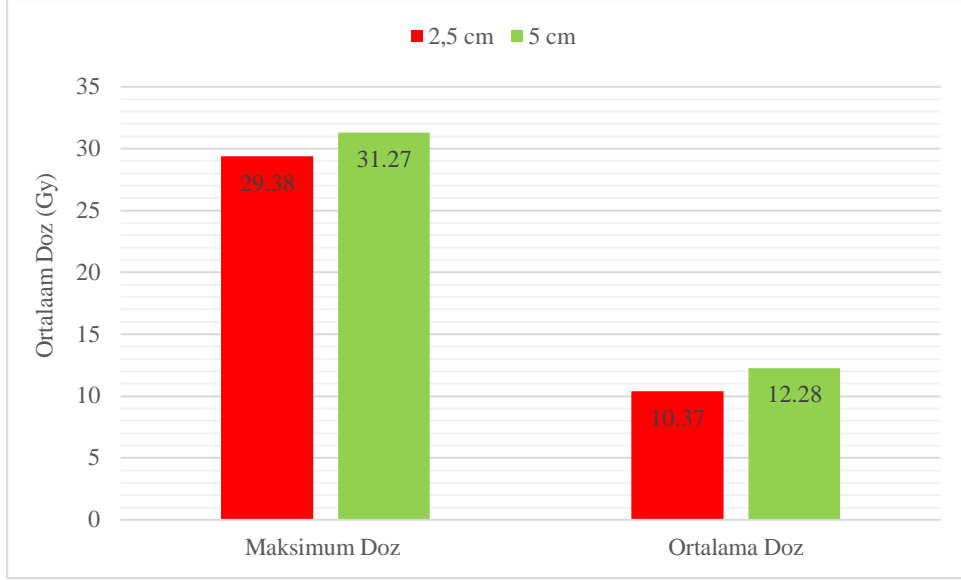
SOL GÖZ			
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)	Ortalama Doz (Gy)
1	2,5	27,22	10,43
	5	27,72	11,03
2	2,5	8,97	3,50
	5	10,29	4,58
3	2,5	37,30	13,25
	5	44,27	14,41
4	2,5	20,21	10,04
	5	20,76	10,52
5	2,5	18,61	8,94
	5	19,05	8,13
6	2,5	12,95	7,12
	5	15,06	6,23
7	2,5	53,34	14,84
	5	55,70	17,67
8	2,5	12,08	7,23
	5	14,92	12,79
9	2,5	46,75	11,42
	5	53,45	20,31
10	2,5	48,18	11,05
	5	52,70	16,83
11	2,5	19,73	9,78
	5	28,34	10,11
12	2,5	20,13	9,01
	5	21,48	10,11
13	2,5	58,77	15,36
	5	51,54	16,58
14	2,5	9,35	8,19
	5	11,54	6,20
15	2,5	47,13	15,38
	5	42,25	18,65
Ortalama	2,5	29,38	10,37
	5	31,27	12,28
St. Sapma	2,5	17,41	3,34
	5	16,87	4,94
Medyan	2,5	20,21	10,04
	5	27,72	11,03
Maksimum	2,5	58,77	15,38
	5	55,7	20,31
Minimum	2,5	8,97	3,5
	5	10,29	4,58
p değeri		p=0,604	p=0,226



Şekil 24. Tüm hastaların Sol göz maksimum doz değerleri



Şekil 25. Tüm hastaların Sol göz ortalama doz değerleri



Şekil 26. Sol göz ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol gözün aldığı maksimum doz değeri 8,97 ile 58,77 Gy arasında, ortalaması ise $29,38 \pm 17,41$ Gy'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol gözün aldığı maksimum doz değeri 10,29 Gy ile 55,70 Gy arasında, ortalaması ise $31,27 \pm 16,81$ Gy'dir.

Sol göz maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,604$).

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol gözün aldığı ortalama doz değeri 3,50 ile 15,38 Gy arasında, ortalaması ise $10,37 \pm 3,34$ Gy'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol gözün aldığı ortalama doz değeri 4,58 ile 20,31 Gy arasında, ortalaması ise $12,28 \pm 4,94$ Gy'dir.

Sol göz ortalama doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,226$).

5. Lens Dozları

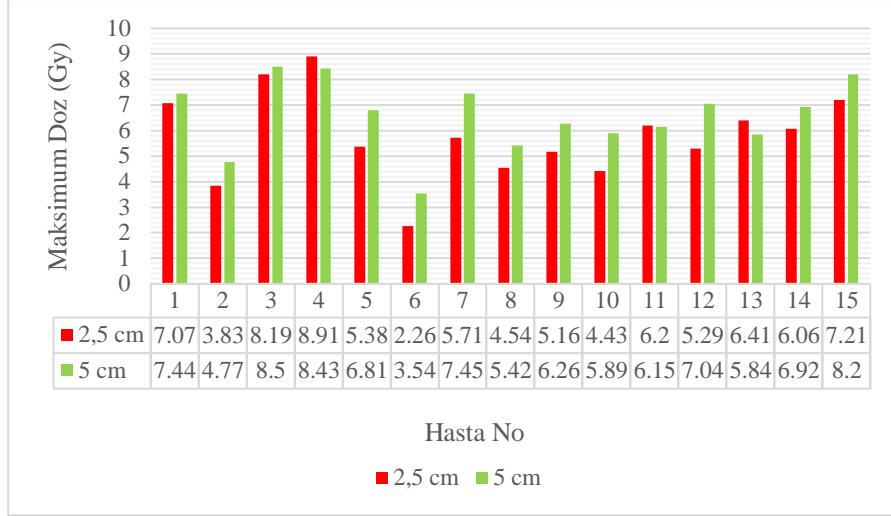
Tedavi planlaması yapılan tüm hastaların farklı çene genişliğine göre lensler için maksimum ve ortalama doz verileri Çizelge 13 ve Çizelge 14'de verilmiştir.

Bunların grafiği Şekil 27, Şekil 28, Şekil 30 ve Şekil 31’de gösterilmektedir. Ortalamaları ise Şekil 29 ve Şekil 32’de gösterilmiştir.

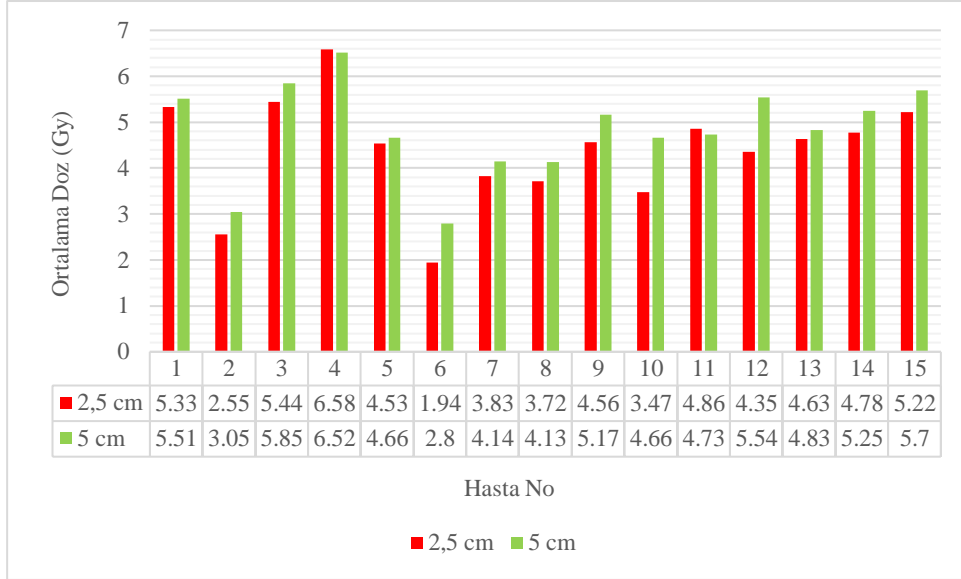
a. Sağ Lens Dozları

Çizelge 13. Sağ lens için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler

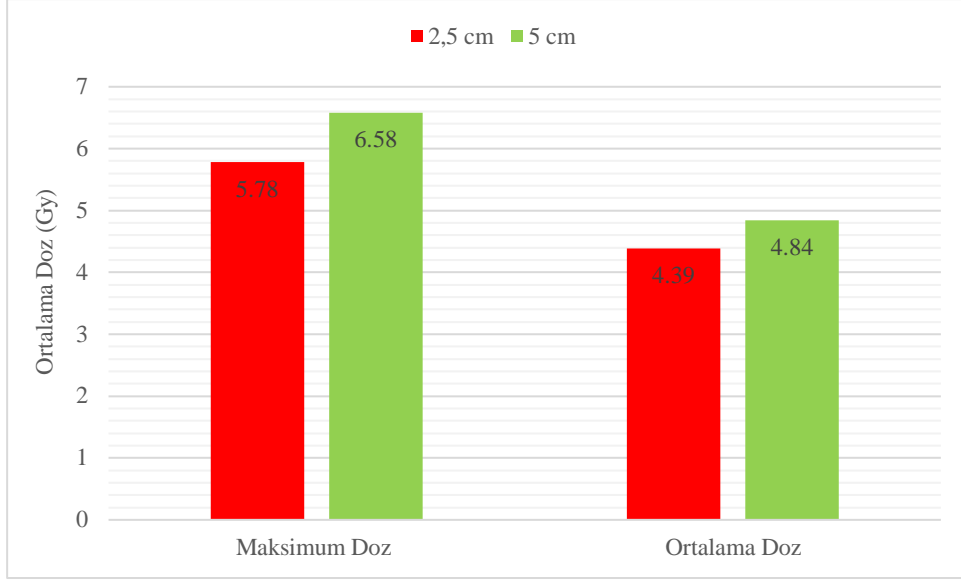
SAĞ LENS			
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz(Gy)	Ortalama Doz(Gy)
1	2,5	7,07	5,33
	5	7,44	5,51
2	2,5	3,83	2,55
	5	4,77	3,05
3	2,5	8,19	5,44
	5	8,5	5,85
4	2,5	8,91	6,58
	5	8,43	6,52
5	2,5	5,38	4,53
	5	6,81	4,66
6	2,5	2,26	1,94
	5	3,54	2,80
7	2,5	5,71	3,83
	5	7,45	4,14
8	2,5	4,54	3,72
	5	5,42	4,13
9	2,5	5,16	4,56
	5	6,26	5,17
10	2,5	4,43	3,47
	5	5,89	4,66
11	2,5	6,20	4,86
	5	6,15	4,73
12	2,5	5,29	4,35
	5	7,04	5,54
13	2,5	6,41	4,63
	5	5,84	4,83
14	2,5	6,06	4,78
	5	6,92	5,25
15	2,5	7,21	5,22
	5	8,20	5,70
Ortalama	2,5	5,78	4,39
	5	6,58	4,84
St. Sapma	2,5	1,70	1,16
	5	1,38	1,01
Medyan	2,5	5,71	4,56
	5	6,81	4,83
Maksimum	2,5	8,91	6,58
	5	8,5	6,52
Minimum	2,5	2,26	1,94
	5	3,54	2,8
p değeri		p=0,168	p=0,267



Şekil 27. Tüm hastaların Sağ lens maksimum doz değerleri



Şekil 28. Tüm hastaların Sağ lens ortalama doz değerleri



Şekil 29.. Sağ lens ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ lensin aldığı maksimum doz değeri 2,26 ile 8,91 Gy arasında, ortalaması ise $5,78 \pm 1,70$ Gy'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ lensin aldığı maksimum doz değeri 3,54 Gy ile 8,50 Gy arasında, ortalaması ise $6,58 \pm 1,38$ Gy'dir.

Sağ lens maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,168$).

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ lensin aldığı ortalama doz değeri 1,94 ile 6,58 Gy arasında, ortalaması ise $4,39 \pm 1,16$ Gy'dir.

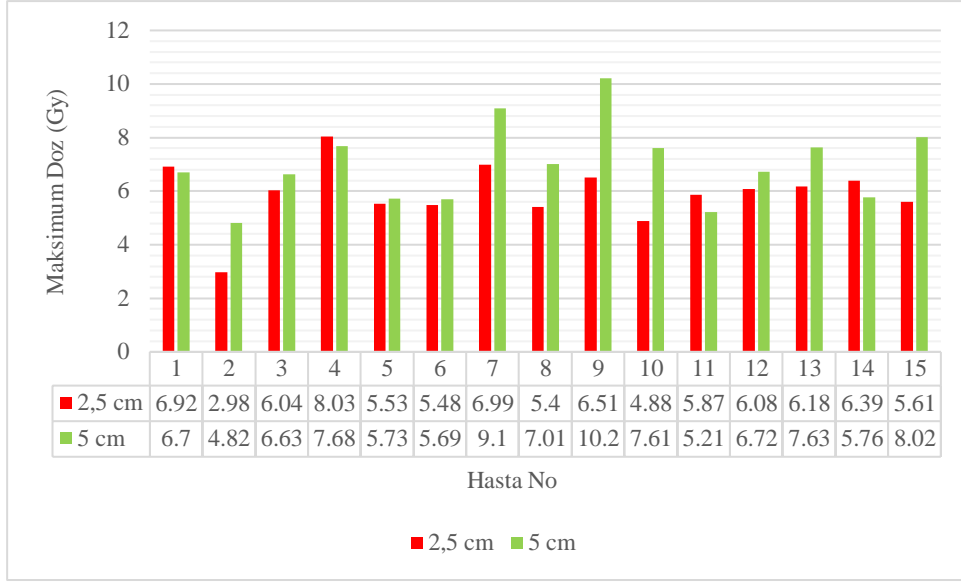
5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sağ lensin aldığı ortalama doz değeri 2,80 ile 6,52 Gy arasında, ortalaması ise $4,84 \pm 1,01$ Gy'dir.

Sağ lens ortalama doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,267$).

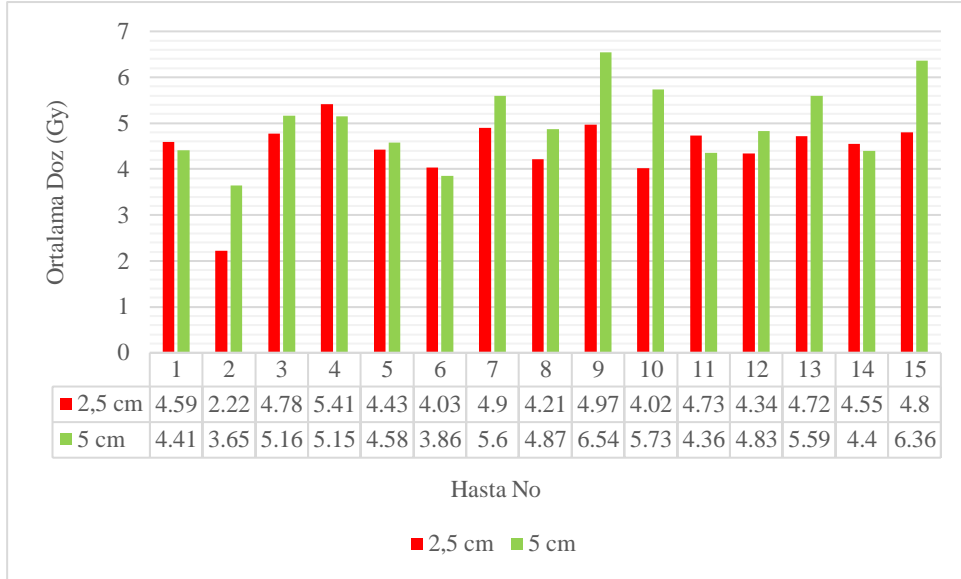
b. Sol Lens Dozları

Çizelge 14. Sol lens için çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen veriler

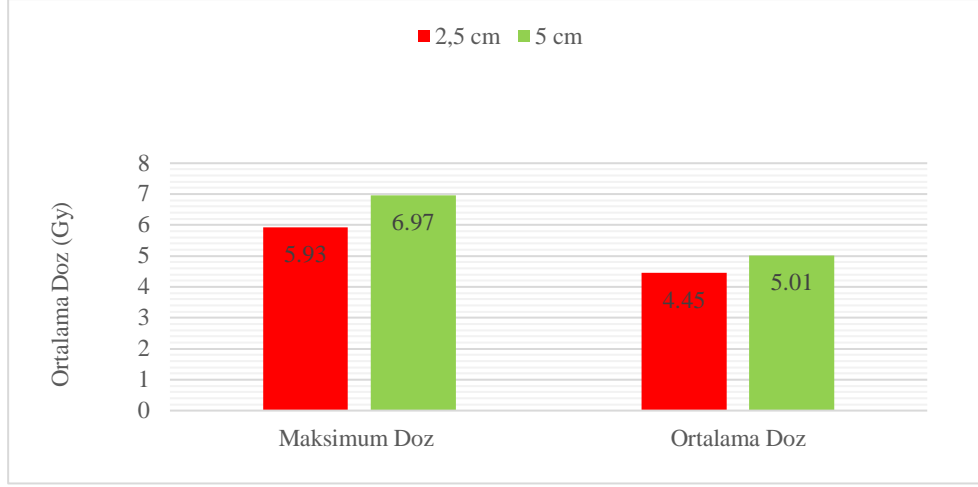
SOL LENS			
Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Maksimum Doz (Gy)	Ortalama Doz (Gy)
1	2,5	6,92	4,59
	5	6,70	4,41
2	2,5	2,98	2,22
	5	4,82	3,65
3	2,5	6,04	4,78
	5	6,63	5,16
4	2,5	8,03	5,41
	5	7,68	5,15
5	2,5	5,53	4,43
	5	5,73	4,58
6	2,5	5,48	4,03
	5	5,69	3,86
7	2,5	6,99	4,90
	5	9,10	5,60
8	2,5	5,40	4,21
	5	7,01	4,87
9	2,5	6,51	4,97
	5	10,21	6,54
10	2,5	4,88	4,02
	5	7,61	5,73
11	2,5	5,87	4,73
	5	5,21	4,36
12	2,5	6,08	4,34
	5	6,72	4,83
13	2,5	6,18	4,72
	5	7,63	5,59
14	2,5	6,39	4,55
	5	5,76	4,40
15	2,5	5,61	4,80
	5	8,02	6,36
Ortalama	2,5	5,93	4,45
	5	6,97	5,01
St. Sapma	2,5	1,12	0,72
	5	1,47	0,84
Medyan	2,5	6,04	4,59
	5	6,72	4,87
Maksimum	2,5	8,03	5,41
	5	10,21	6,54
Minimum	2,5	2,98	2,22
	5	4,82	3,65
p değeri		p=0,038	p=0,110



Şekil 30. Tüm hastaların Sol lens maksimum doz değerleri



Şekil 31. Tüm hastaların Sol lens ortalama doz değerleri



Şekil 32. Sol lens ortalama maksimum ve ortalama doz değerleri

2,5 cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol lensin aldığı maksimum doz değeri 2,98 ile 8,03 Gy arasında, ortalaması ise $5,93 \pm 1,12$ Gy’dir.

5 cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol lensin aldığı maksimum doz değeri 4,82 Gy ile 10,21 Gy arasında, ortalaması ise $6,97 \pm 1,47$ Gy’dir.

Sol lens maksimum doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,038$). Çene genişliği arttıkça sol lens’in aldığı maksimum doz değerlerinin arttığı görülmektedir.

2,5 cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol lensin aldığı ortalama doz değeri 2,22 ile 5,41 Gy arasında, ortalaması ise $4,45 \pm 0,72$ Gy’dir.

5 cm ‘lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre sol lensin aldığı ortalama doz değeri 3,65 ile 6,54 Gy arasında, ortalaması ise $5,01 \pm 0,84$ Gy’dir.

Sol lens ortalama doz değerleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,110$).

6. Tedavi Süreleri ve Monitör Unit (MU) Değerleri

Tedavi planlaması yapılan tüm hastaların farklı çene genişliğine göre Tedavi Süreleri Çizelge 15’de verilmiş grafiği ise Şekil 33’de gösterilmektedir. Ortalama da Şekil 34’de gösterilmiştir. Monitör Unit (MU) değerleri Çizelge

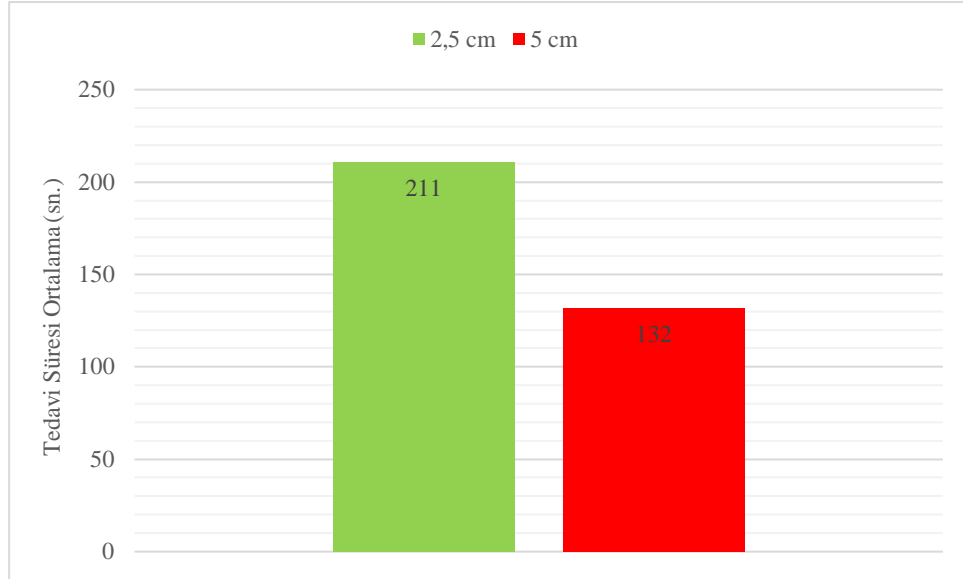
16'da verilmiş grafiği ise Şekil 35'de gösterilmektedir. Ortalama da Şekil 36'da gösterilmiştir.

Çizelge 15. Çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen tedavi süreleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Gantri Rotasyon Sayısı	Gantri Periyodu	Tedavi Süresi (sn.)
1	2,5	13,4	19,8	265
	5	8,1	19,3	156
2	2,5	10,5	20,7	217
	5	6,5	19,4	126
3	2,5	12,7	17,2	218
	5	7,8	17,1	133
4	2,5	12,9	15,7	202
	5	7,9	16,0	126
5	2,5	12,9	16,3	210
	5	8,0	16,3	130
6	2,5	10,9	17,3	189
	5	7,1	16,6	118
7	2,5	10,4	18,9	197
	5	6,9	17,7	122
8	2,5	10,6	18,3	194
	5	6,5	18,3	119
9	2,5	12,5	17,3	216
	5	7,5	17,1	128
10	2,5	9,8	18,2	178
	5	6,5	17,4	113
11	2,5	14,0	16,2	227
	5	8,7	16,5	144
12	2,5	10,8	17,8	192
	5	6,9	17,9	124
13	2,5	11,0	19,8	218
	5	7,5	19,9	149
14	2,5	11,1	21,3	236
	5	7,3	22,3	163
15	2,5	9,6	21,1	203
	5	6,1	20,9	128
Ortalama	2,5	11,54	18,39	211
	5	7,29	18,18	132
St. Sapma	2,5	1,39	1,81	21,58
	5	0,73	1,83	14,56
Medyan	2,5	11	18,2	210
	5	7,3	17,7	128
Maksimum	2,5	14	21,3	265
	5	8,7	22,3	163
Minimum	2,5	9,6	15,7	178
	5	6,1	16	113
p değeri		p=0,001		



Şekil 33. Tüm hastaların tedavi süreleri



Şekil 34. Ortalama tedavi süreleri

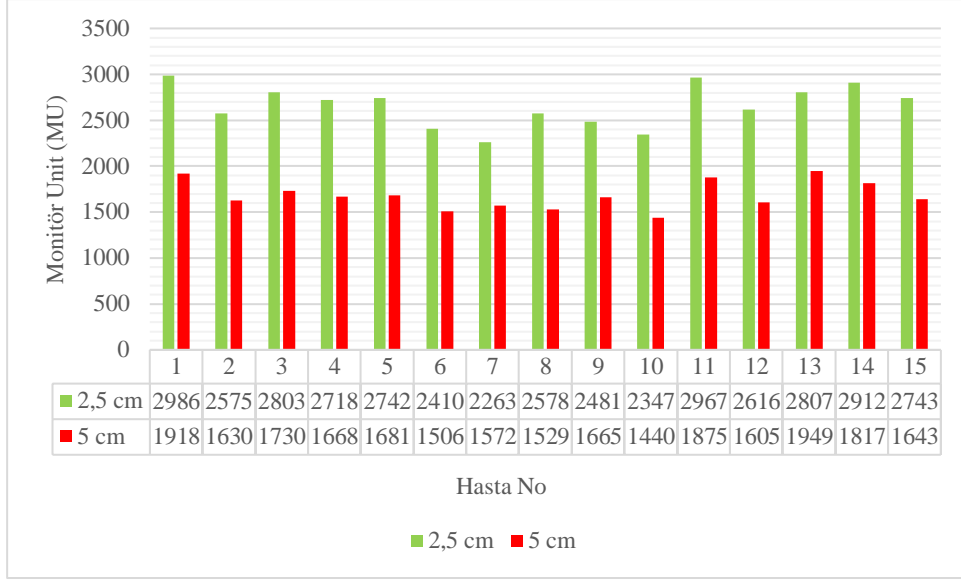
2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre tedavi süresi 178 ile 265 saniye arasında, ortalaması ise $211 \pm 21,58$ saniye 'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre tedavi süresi 113 ile 163 saniye arasında, ortalaması ise $132 \pm 14,56$ saniye 'dir.

Tedavi süreleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,001$). Tedavi süresi bakımından 5 cm'lik çene genişliğinde tedavinin daha kısa sürdüğü gözlenmiş olup 5 cm'lik çene genişliğinin kullanılmasının avantajlı olduğu gözlenmiştir.

Çizelge 16. Çene genişliği 2,5 ve 5 cm kullanılarak elde edilen Monitör Unit değerleri

Hasta No	Çene Genişliği (cm)	Monitör Unit (MU)
1	2,5	2986
	5	1918
2	2,5	2575
	5	1630
3	2,5	2803
	5	1730
4	2,5	2718
	5	1668
5	2,5	2742
	5	1681
6	2,5	2410
	5	1506
7	2,5	2263
	5	1572
8	2,5	2578
	5	1529
9	2,5	2481
	5	1665
10	2,5	2347
	5	1440
11	2,5	2967
	5	1875
12	2,5	2616
	5	1605
13	2,5	2807
	5	1949
14	2,5	2912
	5	1817
15	2,5	2743
	5	1643
Ortalama	2,5	2663
	5	1682
St. Sapma	2,5	221,83
	5	151,29
Medyan	2,5	2718
	5	1665
Maksimum	2,5	2986
	5	1949
Minimum	2,5	2263
	5	1440
p değeri		p=0,001



Şekil 35. Tüm hastaların Monitör Unit değerleri



Şekil 36. Ortalama Monitör Unit değeri

2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre monitör Unit (MU) değeri 2263 ile 2986 arasında, ortalaması ise $2663 \pm 221,83$ 'dir.

5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre monitör Unit (MU) değeri 1440 ile 1949 arasında, ortalaması ise $1682 \pm 151,29$ 'dur.

Monitör Unit (MU) değeri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,001$). Monitör Unit (MU) değeri bakımından 5 cm'lik çene genişliğinde monitör Unit (MU) değerinin daha düşük

olması 5 cm'lik çene genişliğinin kullanılmasının avantajlı olduğu göstermektedir.

7. Kritik organların yüzde değişimi

5 cm'lik çene genişliği ile yapılan tedavi planlamasının 2,5 cm'lik çene genişliğine ile yapılan tedavi planlamasına göre kritik organ dozlarının % doz değişimi Çizelge 17'de gösterilmektedir. (Artışlar yeşil, azalımlar kırmızı renkte gösterilmiştir).

Çizelge 17. Kritik organ dozlarının yüzde değişimi

Kritik organ dozlarının değişimi (%)														
Hasta No	Beyin Sapı			Sağ optik sinir MAX.	Sol optik sinir MAX.	Optik Kiazma MAX.	Sağ Göz		Sol Göz		Sağ Lens		Sol Lens	
	MAX.	1 cc 'lik hacmin aldığı doz	10 cc 'lik hacmin aldığı doz				MAX.	ORT.	MAX.	ORT.	MAX.	ORT.	MAX.	ORT.
1	0,52	1,43	11,36	7,41	11,98	1	4,56	14,38	1,84	5,75	5,23	3,38	3,18	3,92
2	13,81	19,81	96,45	62,33	24,57	30,13	3,87	8,83	14,72	30,86	24,54	19,61	61,75	64,41
3	0,50	0,81	30,38	3,01	2,29	2,32	3,15	17,04	18,69	8,76	3,79	7,54	9,77	7,95
4	2,16	3,36	19,65	18,62	84,81	0,86	18,48	10,85	2,72	4,78	5,39	0,91	4,36	4,81
5	3,68	9,46	17,66	32,29	98,49	26,13	13,49	10,32	2,36	9,06	26,58	2,87	3,62	3,39
6	12,02	15	43,78	59,8	31,04	33,97	49,53	40,68	16,29	12,5	56,64	44,33	3,83	4,22
7	0,46	0,63	88,38	4,45	2,07	2,33	8,77	0,53	4,42	19,07	30,47	8,1	30,19	14,29
8	2,49	37,47	226,35	4,47	18,7	8,22	3,05	8,97	23,51	76,9	19,38	11,02	29,81	15,68
9	2,95	1,08	34,43	17,35	1,67	20,05	4,51	11,3	14,33	77,85	21,32	13,38	56,81	31,59
10	1,01	7,82	17,68	178	1,13	7,83	14,17	37,86	9,38	52,30	32,96	34,3	55,94	42,54
11	3,71	21,66	104,21	14,31	85,03	10,76	1,56	11,91	43,64	3,37	0,81	2,68	11,24	7,82
12	0,84	0,39	26,32	8,85	44,94	14,17	3,91	19,81	6,71	12,21	33,08	27,36	10,53	11,29
13	3,78	21,89	110,23	259,15	0,64	4,78	9,72	20,96	12,3	7,94	8,9	4,32	23,46	18,43
14	2,57	1,61	84,33	8,12	2,03	0,1	6,87	10,93	23,42	24,3	14,19	9,83	9,86	3,3
15	5,39	19,7	88,6	113,35	6,03	6,12	7,7	7,22	10,35	21,26	13,73	9,2	42,96	32,5
Orta lama	2,29	6,67	22,81	28,75	16,8	7,21	5,27	8,39	6,43	18,42	13,84	10,25	17,54	12,58

V.TARTIŞMA

Radyasyon tedavisi planlamasındaki asıl amaç, hedef hacime istenen radyasyon dozunu homojen bir biçimde verip tümörün çevresindeki riskli ve sağlıklı dokuları minimum yan etki ile korumaktır(Tsai vd.,2011:264-271).

Günümüzde, Glioblastoma multiforme (GBM) kanseri tanılı hastaların tedavisinde yaygın olarak radyoterapi kullanılmaktadır(Thakkar,2014:3-4).

Tomoterapi, 6 MV x-ışını enerjisine sahip modern bir tedavi cihazı olup kendine has bir ışınlama tekniğiyle geleneksel lineer hızlandırıcılardan (LINAC) daha farklı bir teknikle ışınlama yapabilmektedir. Gelişen teknoloji ile birlikte radyoterapi alanında büyük gelişmeler olmuş böylelikle sağlıklı organlar daha fazla korunarak tümörlü dokuya daha yüksek ve istenen doz verilebilmektedir. Konvaksiyonel lineer hızlandırıcıda hasta tedavi edilirken ışınlama sırasında çok yapıları kolimatörler (MLC) ve/veya gantri hareket eder. Tomoterapide ise kanser hastası tedavi edildiğinde ışınlama sırasında MLC, gantri ve masa hareket halindedir(A Van,20007:3825-3837).

Yaptığımız bu çalışmada helikal tomoterapide 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliği kullanarak yapılan tedavi planlarını doz dağılımı açısından istatistiksel anlamlı bir fark olup veya olmadığını belirlemek için IBM SPSS Statistics 28.0 (Statistical Package for Social Sciences) T testi ve Mann-Whitney U testi kullanılarak veriler analiz edilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlılık düzeyi $p \leq 0,05$ kabul edilmiştir.

Bu retrospektif çalışmada Dicle Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde tomoterapi cihazında helikal tomoterapi tekniği ile 15 Glioblastoma Multiform (GBM) kanseri tanılı hastanın 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliği kullanılarak iki farklı tedavi planı yapılmıştır. Bu tez çalışmasında YART yapabilen Hi-Art tomoterapi cihazı ile hedef hacime fraksiyon başına 2 Gy verilip toplam 60 Gy verilmiştir. Doz-hacim histogramlarından yararlanarak hedef ve kritik organların (beyin sapı, optik sinir, optik kiazma, göz, lens) aldığı dozlar

Gray (Gy) cinsinden karşılaştırılmış ve çene genişliğinin hedef hacime ve kritik organlara etkisi araştırılıp değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın sonunda sonucunda Glioblastoma Multiform (GBM) kanseri tanısı konmuş hastalar için tomoterapide hangi çene genişliğinin seçilmesinin daha uygun olacağına karar verilip gerek klinik çalışmalara gerekse literatür çalışmalarına önemli bir fayda sağlaması amaçlanmıştır. Yapılan tüm planlarda modülasyon faktörü 2 kullanılmıştır. Pitch faktörü ise 0.287'dir.

Bilgisayarlı tomografisi çekildikten sonra planlaması yapılan hastaların Uluslararası protokollerde kritik organlarının tolerans dozları RTOG 0225-0825 referans alınmış ve tüm planlarda kritik organların en az doz alması sağlanmıştır. GBM kanseri için kritik organlar ve tanımlanan doz sınırlamaları aşağıda verilmiştir.

Beyin sapı için maksimum doz değeri < 60 Gy ve 1-10 cc hacminin alacağı doz değeri < 59 Gy

Optik kiazma için maksimum doz değeri < 56 Gy

Optik sinirler için maksimum doz değeri < 55 Gy

Gözler için maksimum doz değeri < 54 Gy ve gözler için ortalama doz değeri < 35 Gy

Lensler için maksimum doz değeri < 7 Gy

(RTOG 0225; RTOG 0825)

Yapılan her iki planda da kritik organ dozları tolerans değerlerin altında olduğu görülmüştür. Çalışmamızda bulduğumuz kritik organ dozlarının maksimum değerleri ile ortalama değerleri genel olarak literatürdeki yapılan diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Yapılan çalışmanın istatistiksel analizi sonucunda 15 GBM hastası için 2,5 cm'lik çene genişliği kullanıldıktan sonra modülasyon ve pitch faktörü sabit tutularak sadece çene genişliği 5 cm olarak değiştirildiğinde kritik organların yüzde (%) doz artışı beyin sapı maksimum doz ortalaması %2,29, beyin sapının 1 cc 'lik hacminin aldığı doz ortalaması %6,67, beyin sapının 10 cc 'lik hacminin aldığı doz ortalaması %22,81, sağ optik sinir maksimum doz ortalaması %28,75, sol optik sinirin maksimum doz ortalaması %16,8, optik kiazma maksimum doz

ortalaması %7,21, sağ göz maksimum doz ortalaması ve ortalama doz ortalaması sırasıyla %5,57 ve %8,39, sol göz maksimum doz ortalaması ve ortalama doz ortalaması sırasıyla %6,43 ve %18,42, sağ lens maksimum doz ortalaması ve ortalama doz ortalaması sırasıyla %13,84 ve %10,25, sol lens ortalama doz ortalaması %12,58 ($p>0,05$), sol lens maksimum doz ortalaması %17,54 ($p=0,038$) artmıştır. Tedavi süresi açısından bakıldığında ise 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre tedavi süresi ortalaması 211 saniye 'dir. 5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre ise tedavi süresi ortalaması 132 saniye 'dir. Tedavi süreleri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,001$). Tedavi süresi bakımından 5 cm'lik çene genişliğinde tedavinin daha kısa sürdüğü gözlenmiş olup 5 cm'lik çene genişliğinin kullanılmasının avantajlı olduğu gözlenmiştir. Monitör Unit (MU) verilerine bakıldığında 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planına göre ortalama MU değeri 2663 bunun yerine 5 cm'lik çene genişliği kullanıldığında ise ortalama MU değeri 1682'dir. Monitör Unit (MU) değeri bakımından iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,001$). Monitör Unit (MU) değeri bakımından 5 cm'lik çene genişliğinde monitör Unit (MU) değerinin daha düşük olması 5 cm'lik çene genişliğinin kullanılmasının avantajlı olduğu göstermektedir. Helikal tomoterapide 2,5 ve 5 cm'lik çene genişliği kullanarak planlanan GBM kanserli hastaların planlanan hedef hacimdeki doz homojenliği arasında anlamlı bir fark istatistiksel analiz sonucu tespit edilmiştir ($p=0,001$). 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan planda soğrulan dozun tümör hacmindeki dağılımının daha homojen olduğu gözlenmiştir. Konformite indeks (CI) değerlendirildiğinde ise iki farklı çene genişliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark analiz sonucu tespit edilmiştir ($p=0,028$). 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan planda dozun tedavi edilen hedef hacmi daha iyi sardığı gözlenmiştir.

İstatistiksel açıdan, kritik organlar olan beyin sapı, optik sinirler, optik kiazma, gözler ve ve sağ lens'in aldığı dozlar arasında anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır ($p>0,05$). Ancak yapılan istatistiksel analizler sonucunda sol lens maksimum dozunun ($p=0,038$) 5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planında daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu bulgulara dayanarak

GBM kanseri tedavisinde, kritik organlardan olan sol lens etkileri göz önünde bulundurularak 2,5 cm'lik çene genişliği kullanılarak yapılan tomoterapi planının daha faydalı olabileceği görülmüştür.

Manabe ve arkadaşlarının çalışmasında helikal tomoterapide 2,5 ve 5cm'lik çene genişliği kullanarak 35 akciğer kanseri hasta için tedavi planlamalarını dozimetrik olarak karşılaştırmıştır. 2,5 cm'lik çene genişliği için ortalama konformite indeksi (CI), ortalama homojenite indeksi (HI) ve ortalama monitör Unit (MU) değerleri sırasıyla $1,28\pm0,12$, $1,09\pm0,02$, 5525 ± 644 iken 5 cm'lik çene genişliği için bu veriler $1,35\pm0,11$, $1,10\pm0,02$, 3988 ± 245 olarak hesaplanmıştır. Sonuç olarak elde edilen verilerle hedef organdaki doz dağılımını 2,5 cm'lik çene genişliğinin 5 cm'lik çene genişliğine göre daha iyi olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda ise 2,5 cm'lik çene genişliği için ortalama konformite indeksi (CI), ortalama homojenite indeksi (HI) ve monitör Unit (MU) değerleri sırasıyla $0,99\pm0,01$, $0,037\pm0,020$, $2663\pm221,83$ iken 5 cm'lik çene genişliği için bu veriler $0,98\pm0,1$, $0,059\pm0,015$, $1682\pm151,29$ olarak hesaplanmıştır. 2,5 cm'lik çene genişliği için daha iyi doz dağılımını elde edilmesi ve Monitör Unit artışının gözlenmesi tez çalışmamızın Manabe ve ark. çalışmasıyla uyumlu olduğu göstermektedir(Yoshihiko vd.,2015:583-591).

Moldovan ve arkadaşlarının çalışmasında helikal tomoterapide 1, 2,5 ve 5cm'lik çene genişliği kullanarak 3 baş ve boyun kanseri hasta için tedavi planlamalarını dozimetrik ve tedavi süreleri açısından karşılaştırmıştır. Yaptığı çalışmanın sonucunda elde edilen bulgulara dayanarak çene genişliği azaldıkça hedef organda doz dağılımının daha homojen dağıldığını ve kritik organların daha az doz aldığını görmüştür. Ayrıca tedavi süresi ile çene genişliğinin ters orantılı olduğunu gözlemleyip, çene genişliği azaldıkça tedavi süresinin arttığı gözlemlenmiştir. Tedavi sürelerini 1 cm'lik çene genişliği için $24\pm1,9$ dk, 2,5 cm'lik çene genişliği için $9,5\pm1,1$ dk ve 5 cm'lik çene genişliği için $5,1\pm0,6$ dk olarak ölçülmüştür. Yaptığı çalışmanın sonucunda tedavinin kısa sürmesi için 5 cm'lik çene genişliği kullanmanın daha etkili olacağı görülmüştür. Bizim çalışmamızda Moldovan ve ark. çalışmasıyla uyumlu olduğu görülmüş ve 5 cm'lik çene genişliğinde kritik organların aldığı doz değerlerinin arttığı ve tedavi süresinin azaldığı gözlenmiştir(Monica vd.,2011:397-403)

Kanagaki ve arkadaşlarının çalışmasında helikal tomoterapide fantom da 1 ve 2,5 cm'lik çene kullanmış ve elde ettikleri bu planları dozimetrik olarak karşılaştırmıştır. Çalışmada akciğer kanseri tanısı konmuş hastalar için yoğunluğu az olan malzeme kullanarak fantomun içinde CTV hacmi oluşturmuş ve kritik organlar fantom BT'sinde konturlanmış. Bunun sonucunda akciğer fantom BT'si üzerinde 1 ve 2,5 cm'lik çene genişliği kullanarak tedavi planları oluşturulmuştur. 1 ve 2,5 cm'lik çene genişliğini karşılaştırdığında 2,5 cm'lik çene genişliği daha fazla penumbraya sahip olduğu için küçük bir tümör hacminin tedavi edilmesinde dezavantajlı olduğu görülmüştür. Bizim yaptığımız bu çalışmada Kanagaki ve ark. yaptığı çalışmayla benzerlik gösterip küçük çene genişliklerinin, sağlıklı organların daha iyi korunduğu gözlenmiştir(Brian vd.,2007:243-255).

Panet ve arkadaşlarının çalışmasında IMRT ve VMAT tekniğini optik kiazmanın aldığı maksimum doz değerleri açısından karşılaştırmış, IMRT tekniğinde maksimum doz değeri 53.42 Gy olarak belirlenmiş, VMAT tekniğinde ise bu değer 53.73 Gy olarak hesaplanmış olup farkın anlamlı olmadığı görülmüştür. Bizim yaptığımız çalışmada ise helikal tomoterapide optik kiazmanın aldığı maksimum doz değeri 2,5 cm çene genişliği için 43,69 5 cm çene genişliği için 46,84 olarak hesaplanmış olup IMRT ve VMAT tekniğine göre optik kiazma daha az doz almıştır(Raymund vd.,2012:44-53).

VI. SONUÇ

Yapılan bu araştırmanın sonucunda klinikte bulunmuş 15 GBM kanseri hastasından elde edilen veriler doğrultusunda tomoterapide çene genişliğinin doz dağılımına etkisi araştırmasında 2,5 cm'lik çene genişliği doz homojenitesi ve korformallığı olarak daha iyi olması ayrıca kritik organ dozları açısından daha düşük değerlere sahip olması bir avantaj sağlarken tedavi süresi ve monitör unit (MU) bakımından dezavantaj oluşturmaktadır. Çene genişliği azaldıkça kritik organ dozlarının azaldığı gözlemlenmiştir. GBM kanseri 15 hastada 2,5 cm'lik çene genişliği ile daha düşük sol lens dozu elde edildiği gözlemlenmiştir. Fakat 2,5 cm'lik çene genişliği ile tedavi süresi daha uzun olduğu için özellikle yaşlı hastalarda sıkılma ve hareket etme durumundan kaynaklı önerilmeyebilir.

Sonuç olarak, çalışmamız literatürdeki yapılan diğer benzer çalışmalarla karşılaştırıldığında uyumlu olduğu gözlenmiştir.

VII. KAYNAKLAR

MAKALELER

- BİJDEKERKE, P. VERELLEN, D. TOURNEL, K. VINH-HUNG, V. SOMERS, F. BIESEMAN, P. VD (2008). "TomoTherapy: Implications on daily workload and scheduling patients", **Radiotherapy and Oncology**, 86(2): ss.224-30.
- CHO, B.C.J. SCHWARZ, M. MĪJNHEER, B.J. BARTELĪNK, H. (2004). "Simplified IntensityModulated Radiotherapy Using Pre-Defined Segments To Reduce Cardiac Complications In Left-Sided Breast Cancer", **Radiother Oncol**, 70:231-241.
- DAPHNE, L. JANNA, M. DROR, A. RAPHAEL, P. (2008). "IMRT vs. 3D Noncoplanar Treatment Plans for Maxillary Sinus Tumors: A New Tool for Quantitative Evaluation", **Medical Dosimetry**, Vol.33, No. 4. pp. 275-281
- DOHRMANN, D. Vd (1976). "Glioblastoma multiforme in children", **J Neurosurg**, 44; 442- 448.
- ESCH, A. CLERMONT, C. AND DEVĪLLERS, M. LORĪ, D.M HUYSKENS, D.P. (2007). "On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and Octavius phantom", **Med. Phys.** 34 (10), 3825- 3837.
- FEUVRET, L. NOĒL, G. MAZERON, J. BEY, P. (2006). "Conformity Index: A Review", **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.**, 64, ss. 333–342.
- GALVĪN, J.M., EZZELL, G., EĪSBRAUCH, A., YU, C., BUTLER, B., XĪAO, Y., ROSEN, I., ROSENMAN, J., SHARPE, M., XĪNG, L., XĪA, P., LOMAX, T., LOW, D.A., PALTA, J. (2004). "Implementing IMRT in clinical practice: A joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association

of Physicist in Medicine”. **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.**, Vol. 58, No. 5, ss. 1616–1634.

HAIYUN, L. Vd (2016). “Evaluation of 3D-CRT, IMRT and VMAT radiotherapy plans for leftbreast cancer based on clinical dosimetric study”, **Computerized Medical Imaging and Graphics**, 54, ss.1-5.

IACOB, G. (2009). “Current data and strategy in glioblastoma multiforme”, **J Med Life**, ss. 386– 393.

JOHNSTONE, P. (2004). “Intensity-modulated radiation therapy”. **Current Problem in Cancer**, 28(2), 47-48.

JIGISHA, P.T Vd (2014). “Cancer Epidemiology Biomarkers - Prevention, Epidemiologic and Molecular Prognostic Review of Glioblastoma , 23; 3-4

KANAGAKI, B. READ, PW. MOLLOY, JA. LARNER, JM. SHENG, K. (2007). “A motion phantom study on helical tomotherapy: the dosimetric impacts of delivery technique and motion”, **Physics in medicine and biology**, 52(1): 243-55.

KELLIE, SJ. HOWARD, SC. (2008). “Global child health priorities: what role for paediatric oncologists?”, **European Journal Of Cancer**, 44, ss.2388-2396.

KIM, B. SOISSON, E. DUMA, C. CHEN, P. HAFER, R. (2011). “Treatment of recurrent high grade gliomas with hypofractionated stereotactic image-guided helical tomotherapy”, **Clinical Neurology and Neurosurgery**, Volume 113, Issue 6, ss. 509-51.

KHAN, F.M. (2003). “The Physics of Radiation Therapy”, **Lippincott Williams & Wilkins**, Philadelphia, USA.

MACDONALD, S.M. AHMAD, S. KACHRIS, S. VODGS, B.J. DEROUEN, M. GITTTLEMAN, A.E. DEWYNGAERT, K. VLACHAKI, M.T. (2007). “Intensity modulated radiotherapy versus three-dimensional conformal radiotherapy for the treatment of high grade glioma”, A dosimetric comparison, **Appl Clin Med Phys.**; 8(2),47.

- MACKIE, TR. (2006). "History of tomotherapy". **Phys. Med. Biol**, Philadelphia, (51): 427-453.
- MACKIE, T.R. OLIVERA, G.H. KAPATOES, J.M. RUCHALA, K.R. BALOG, J.P. TOMÉ, 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. (2006). "Helical Tomotherapy AAPM 2003 Summer School published proceedings, Intensity-Modulated Radiation Therapy", **The State of the Art**.
- MANABE, Y. SHIBAMOTO, Y. SUGIE, C. HAYASHI, A. MURAI, T. YANAGI, T.(2015). "Helical and static-port tomotherapy using the newly-developed dynamic jaws technology for lung cancer", **Technology in cancer research & treatment**, 14(5): 583-91.
- MOLDOVAN, M. FONTENOT, JD. GIBBONS, JP. LEE, TK. ROSEN, II. FIELDS, RS. HOGSTROM, KR. (2011). "Investigation of pitch and jaw width to decrease delivery time of helical tomotherapy treatments for head and neck cancer", **Medical Dosimetry**. 36(4): 397-403.
- PANET, RV. ANSBACHER, W. ZAVGORODNI, S. BENDORFFE, B.NICHOL, A. TRUONG, P.T. BECKHAM, W. VLACHAKI, M. (2012). "Coplanar versus noncoplanar intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric-modulated arc therapy (VMAT) treatment planning for fronto-temporal high-grade glioma", **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v:13, No:4 p:44-53
- SAW, CB. AYYANGAR, KM. THOMPSON, RB. ZHEN, W. ENKE, CA. (2001). "Commissioning of Peacock System for intensity-modulated radiation therapy". **Med Dosim**, 26(1): 55-64.
- STUPP, R. MASON, WP. VAN DEN BENT, MJ. WELLER, M. FISHER, B. TAPHOORN, MJ. VD (2005). "Radiotherapy plus concomitant and adjuvant temozolomide for glioblastoma", **The New England Journal of Medicine** ;352(10):987-96.
- TSAI, C. WU, JK. CHAO, HL. TSAI, YC. CHENG, JC. (2011). "Treatment and Dosimetric Advantages Between VMAT, IMRT, and Helical Tomotherapy in Prostate Cancer", **Med Dosim**. 36(3), 264-71.

- VAN DYK, J. (1999). "The Modern Technology of Radiation Oncology 1", **Medical Physics Publishing**, 349-431, 437-448.
- VOUGÍOUKLAKÍS, T. MÍTSELOU, A. AGNANTÍS, NJ. (2006). "Sudden due to Death Primary Intrakranial Neoplasms", **A Forensic Autopsy Study**,158(2-3):200-3.
- WEBB, S. (1997). "The physics of conformal radiotherapy Medical Science Series", **IOP Publishing Ltd**. Bristol, UK.
- WEBB, S. (2001). "Intensity-modulated radiation therapy Medical Science Series", **IOP Publishing Ltd**. Bristol, UK.

KİTAPLAR

- FULLER, C.D. CHOI, M. FORTHUBER, B. WANG, S.J. RAJAGİRİYİL, N. SALTER, B.J. FUSS, M. (2007). **Standart fractionation intensity radiation therapy (IMRT) of primary and recurrent glioblastoma multiforme**, Radiation Oncology; 26(2)
- HALPERİN, EC. BRADY, LW. PEREZ, CA. (2013). **Perez & Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology**, Philadelphia, Wolters Kluwer, ss. 90-92, 1-79, 281-333
- KAYA, T. RAGIP, Ö. ADAPINAR, B. **Temel Radyoloji Tekniği**, Nobel Tıp Kitapevi, 3. ss. 315-395.
- KHAN, F.M. GERBİ, B.S. (2012). **Patient And Organ Movement**. Treatment Planning İn Radiation Onkology Third Edition, 41. Philadelphia, Lippincott Williams ve Wilkins.
- PEREZ, CA. BRADY, LW. (2008). **Principles and Practice of Radiation Oncology (5th ed)**, 821, Philadelphia, Lippincott-Raven, Int J.Radiation Oncology Biol. Phys. 56(1):145-157.
- PODGORSAK, E.B. (2005). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna; pp 258-271.
- UZAL, C. (1995). **Kanserde Işınlama Teknikleri**, Ankara, Öncü Ltd., ss.1-2, 7-9, 13-25, 31-34, 68-77.

WEBB, S. **The Physics of Medical Imaging**. Taylor & Francis, ss. 98-127

RAPORLAR

ICRU REPORT NO. 83. (2010), **Oxford University Press**, ss. 86-123

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS REPORT 62 (ICRU 62), (1999), **Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy**.

RTOG 0225, RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP, (2005). **A Phase II Study Of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) +/- Chemotherapy For Nasopharyngeal Cancer**

RTOG 0825, RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP, (2009). **Phase III Double-Blind Placebo-Controlled Trial Of Conventional Concurrent Chemoradiation And Adjuvant Temozolomide Plus Bevacizumab Versus Conventional Concurrent Chemoradiation And Adjuvant Temozolomide In Patients With Newly Diagnosed Glioblastoma**.

T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI, (2013), **Dünya ve Türkiye’de kanser**, <http://www.saglik.gov.tr/TR/belge/1-15486/dunya-ve-turkiyede-kanser.html>

THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS REPORT 50 (ICRU 50), (1993), **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy**.

TEZLER

DOYURAN, M. (2012). “Baş Boyun Radyoterapisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Imrt) Ve Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (imat) Tekniklerinin Karşılaştırılması”, (Yüksek Lisans tezi), Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

GÖRÜR, S. (2012). “Glioblastoma Multiforme (Gbm) Beyin Tümörü Tedavisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması”, (Yüksek Lisans Tezi), Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimleri Enstitüsü.

GÜL, Ö. (2013). “Tomoterapi İle Glioblastoma (Gb) Radyoterapisinin Dozimetrik Değerlendirilmesi”, (Yüksek Lisans Tezi), Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

GÜNHAN, B. (2010). “Helikal Tomoterapi’de Hasta Kalite Kontrolünde Dozimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması”, (Doktora tezi), İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

İSTER, H. (2013). “Malign Gliomların Radyoterapisinde Volumetrik Ayarlı Ark Terapinin (Vmat) Ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin (Imrt) Dozimetrik Karşılaştırılması”, (Yüksek Lisans Tezi), Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ELEKTRONİK KAYNAKLAR

DHALL, G. (2009). of Child Neurology.
<https://doi.org/10.1177/0883073809341668>

T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI, (2013), Dünya ve Türkiye’de kanser,
<http://www.saglik.gov.tr/TR/belge/1-15486/dunya-ve-turkiyede-kanser.html>, (Erişim Tarihi: 30.09. 2015)

DİĞER KAYNAKLAR

ACS,(American Cancer Society),“ Cancer Facts and figures 2022 ”, (2022).
Surveillance Research, Atlanta.

“Brain Tumors In Children ”, Curesearch, (2022).

StaRT Guide Version 4.2.x.78,82-3, “Tomotherapy Treatment System”,

Tomo Planning Guide Version 4.0.3, “Tomotherapy Treatment System”, Section
1-2 and 1-4 Pages 1-16,1-94

Tomo Planning Guide Version 4.2.x.91-9, “Tomotherapy Treatment System”,

Tomo Planning Guide Version 4.2.x.115-6., “Tomotherapy Treatment System”,

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad: Yusuf TARHAN

ÖĞRENİM DURUMU:

Yüksek Lisans:: Halen, İstanbul Aydın Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Sağlık Fiziği Tezli YL

Lisans: : 2020, Hacettepe Üniversitesi

Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü

SUNUMLAR:

Tarhan Y., X- Işını Toz Kırınımı Yöntemiyle L-Methionin, L-Leucin ve Alüminyum Oksit Yapı Analizi: Bitirme Projesi, Hacettepe Üniversitesi, Temmuz, 2020, Ankara/Türkiye