

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN İKİ FARKLI TEDAVİ PLANLAMA
SİSTEMİ İLE YÜKSEK GRADLI BEYİN TÜMÖRLÜ HASTALARIN
TEDAVİ PLANLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Elif YEŞİL

Danışman
Doç. Dr. Meryem AKTAN

Konya-2021

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans Öğrencisi **Elif YEŞİL**'in “**Radyoterapide kullanılan iki farklı tedavi planlama sistemi ile yüksek gradlı beyin tümörlü hastaların tedavi planlarının karşılaştırılması**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA/ 10.11.2021

Tez Danışmanı

Ünvanı Adı Soyadı: Doç. Dr. Meryem AKTAN

Üniversitesi /Fakülte/Anabilim Dalı: NEÜ Meram Tıp Fak.

Radyasyon Onkolojisi AD.

İmzası

Üye

Ünvanı Adı Soyadı: Dr. Öğ. Üy. Berrin BENLİ YAVUZ

Üniversitesi /Fakülte/Anabilim Dalı: NEÜ Meram Tıp Fak.

Radyasyon Onkolojisi AD.

İmzası

Üye

Ünvanı Adı Soyadı: Dr. Öğ. Üy. Hamit BAŞARAN

Üniversitesi /Fakülte/Anabilim Dalı: SÜ Tıp Fak.

Radyasyon Onkolojisi AD.

İmzası

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun .../.../20..tarih ve/.....sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Kısmet Esra NURULLAHOĞLU ATALIK

Enstitü Müdürü

İmzası

BEYANAT

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

10.11.2021

Elif YEŞİL



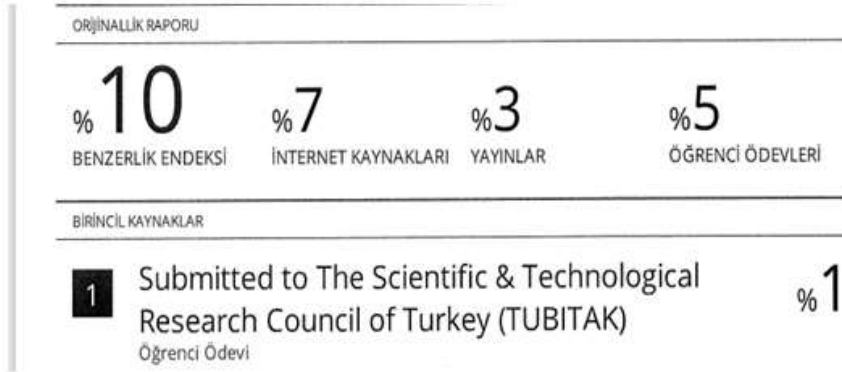
BENZERLİK RAPORU

Tezin Tam Adı: Radyoterapide kullanılan iki farklı tedavi planlama sistemi ile yüksek gradlı beyin tümörlü hastaların tedavi planlarının karşılaştırılması.

Öğrencinin Adı Soyadı: Elif YEŞİL

Dosyanın Toplam Sayfa Sayısı:38

RADYOTERAPİDE KULLANILAN İKİ FARKLI TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İLE YÜKSEK GRADLI BEYİN TÜMÖRLÜ HASTALARIN TEDAVİ PLANLARININ KARŞILAŞTIRILMASI



Doç. Dr. Meryem AKTAN

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanmasında, bilgi ve deneyimlerini bana en iyi şekilde sunan, yol gösteren, destek ve görüşleriyle tezime büyük katkı sağlayan değerli danışmanım Doç. Dr. Meryem AKTAN hocama, bilgi, birikim ve tecrübelerini benimle paylaşan N.E.Ü. Meram Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarım Doç. Dr. Gül KANYILMAZ ve Dr. Öğr. Üyesi Berrin BENLİ YAVUZ'a, N.E.Ü. Meram Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda görev yapan yüksek lisans eğitimimin başından sonuna bilgi ve tecrübelerini paylaşan, her zorlandığım durumda desteğini ve yardımlarını esirgemeyen Medikal Fizik Uzmanı Çağla ÇETİNKAYA'ya, beni bugünlere getiren, attığım her adımda desteklerini her daim hissettiren kıymetli aileme, bu süreçte en büyük fedakarlığı gösteren, destek ve yardımları ile beni hep motive eden canım eşim ve biricik kızıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Elif YEŞİL

İÇİNDEKİLER

Tez Onay Sayfası	ii
Beyanat.....	iii
Benzerlik Raporu	iv
Önsöz ve Teşekkür.....	v
İçindekiler.....	vi
Kısaltmalarve Simgeler.....	viii
Şekiller Listesi.....	ix
Tablolar Listesi.....	xi
ÖZET.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Beyin Tümörleri.....	3
2.2. Glial Tümörler.....	4
2.2.1. Düşük Gradlı Beyin Tümörleri.....	4
2.2.2. Yüksek Gradlı Beyin Tümörleri.....	4
2.3. Radyoterapi Tedavi Yöntemi.....	5
2.3.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	5
2.4. Tedavi Planlama Sistemi.....	7
2.4.1. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi.....	9
2.4.2. Prowess Tedavi Planlama Sistemi.....	9
2.5. Doz Volüm Histogramı(DVH).....	10
2.6. Konformite ve Homojenite İndeksi.....	11
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	12
4. BULGULAR.....	14
4.1. Kritik Organ ve Hedef Hacim Dozları.....	14
4.2. Doz Hacim Grafikleri (DVH).....	21
5. TARTIŞMA	30

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	32
7.KAYNAKLAR	34
8.ÖZGEÇMİŞ.....	37
9.EKLER.....	38



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

2D: 2 Boyutlu

AA: Anaplastikastrozom

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CCCS: “Collapsed Cone Convolution Superposition”(Daraltılmış Koni Evrişim Süperpozisyonu)

CDCA: “Con Dose Calculation Algorithm” (Kon Dozu Hesap Algoritması)

CI: Konformite İndeks

CTV: “Clinical Target Volume” (Klinik Hedef Hacim)

DAO: “Direct Aperture Optimization”(Doğrudan Diyafram Optimizasyonu)

DICOM: “Digital Imaging And Communications In Medicine”(Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)

DVH: “Dose Volume Histogram” (Doz-Hacim Histogramı)

GBM: Glioblastoma

GGPB: “Generalized Gaussian Pencil Beam Algorithm”(Genelleştirilmiş Gauss Kalem Huzme Algoritması)

GTV: “Gross Tumor Volume” (Görünebilir Tümör Hacimi)

GY: Gray (Soğurulan doz birimi)

HI: Homojenite İndeks

ICRU: “International Committee of Radiation Units and Measurement”(Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi)

KİBAS: Kafaiçi basınç artışı sendromu

MC: Monte Carlo

MLC: “Multileaf Collimator”(Çok Yapraklı Kolimatör)

MR: “Magnetic Resonance” (Manyetik Rezonans)

MV: Megavolt

PBC: “Pencil Beam Convolution”(Kalem Huzme Konvolüsyon Algoritması)

PCS: “Proton Convolution Superposition”(Proton Konvolüsyon Süperpozisyon Algoritması)

PTV: “Planning Target Volume” (Planlanan Hedef Hacim)

RT: Radyoterapi

SSD: “Source-to-Surface Distance” (Kaynak-yüzey arası uzaklık)

TPS: “Treatment Planning System” (Tedavi Planlama Sistemi)

TV: “Treatment Volume” (Tedavi Hacmi)

VRI: Hedef Hacme Tanımlanan Doz İzodozunun Kapsadığı PTV Hacmi.

YART: Yoğunluk ayarlı radyoterapi.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Beynin anatomik yapısı.....	3
Şekil 2.2. Statik MLC şematik gösterimi.....	6
Şekil 2.3. Dinamik MLC şematik gösterimi.....	6
Şekil 2.4. Doz volüm histogramı görseli.....	10
Şekil 4.1. PTV için doz hacim grafiği.....	21
Şekil 4.2. Tüm beyin için doz hacim grafiği.....	22
Şekil 4.3. Sol optik sinir için doz hacim grafiği.....	22
Şekil 4.4. Sağ optik sinir için doz hacim grafiği.....	23
Şekil 4.5. Beyin sapı için doz hacim grafiği.....	23
Şekil 4.6. Hipofiz için doz hacim grafiği.....	24
Şekil 4.7. Kiazma için doz hacim grafiği.....	24
Şekil 4.8. Sağ göz için doz hacim grafiği.....	25
Şekil 4.9. Sol göz için doz hacim grafiği.....	25
Şekil 4.10. Sağ lens için doz hacim grafiği.....	26
Şekil 4.11. Sol lens için doz hacim grafiği.....	26
Şekil 4.12. Sağ kohlea için doz hacim grafiği.....	27
Şekil 4.13. Sol kohlea için doz hacim grafiği.....	27
Şekil 4.14. Eclipse tedavi planlama sistemi ile oluşturulan planların kritik organ ve PTV için doz hacim grafiği.....	28
Şekil 4.15. Prowess tedavi planlama sistemi ile oluşturulan planların kritik organ ve PTV için doz hacim grafiği.....	28
Şekil 4.16. Prowess ve Eclipse tedavi planlama sistemi ile oluşturulan planların karşılaştırmalı kritik organ ve PTV için doz hacim grafiği.....	29

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4.1: Klinik Bulguların Prowess TPS ve Eclipse TPS Ölçüm Gruplarında Değerlendirmesi.....	15
---	----



ÖZET

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Radyoterapide Kullanılan İki Farklı Tedavi Planlama Sistemi İle Yüksek Gradlı Beyin Tümörlü Hastaların Tedavi Planlarının Karşılaştırılması

Elif YEŞİL

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi/ Konya -2021

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinin uygulanmasında tedavi planlama sisteminin (TPS) önemli bir yeri vardır. Tedavi planlama sistemleri, doğru doz hesaplama becerilerine sahip algoritmaları olan bir yazılım paketi ve donanım platformudur. Farklı tedavi planlama sistemleri arasında klinik işlevsellik, hesaplama doğrulukları, optimizasyon uygulama ve algoritmaları gibi çeşitli parametreler farklılık göstermektedir. Başarılı bir radyoterapi planlaması için planlanan doz ile hedef bölgeye verilen doz arasındaki farkın en az düzeyde olması beklenir.

Bu tez çalışmasında sol temporal lob yerleşimli 15 Yüksek gradlı beyin tümörü tanımlı hastanın tedavi planları Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi(YART) tekniği ile Eclipse tedavi planlama sistemi ve Prowess tedavi planlama sisteminde yapıldı. Planlardan elde edilen verilerle tedavi planlarının homojenite indeks değerleri (HI), conformite indeks değerleri (CI) ile hedef hacim, sağ lens, sol lens, beyin sapı, kiazma, hipofiz, sağ göz, sol göz, sağ optik sinir, sol optik sinir, sağ kohlea, sol kohlea ve tüm beyinin aldığı dozlar hesaplanmış ve her iki planlama sisteminden elde edilen doz volüm histogramları(DVH) ile karşılaştırıldı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak birbiriyle karşılaştırıldı.

Elde edilen sonuçlarda yüksek gradlı beyin tümörü tanımlı hastaların tedavisinde Eclipse tedavi planlama sisteminde elde edilen planlamaların Prowess tedavi planlama sistemindeki planlamalara göre tedavi alanı tarafındaki kritik organları daha iyi koruduğu fakat hedef hacme maksimum dozun verilmesinde birbirlerine karşı bir avantaj ya da dezavantajın olmadığı görülmüştür.

Radyoterapi tedavisinde daha başarılı sonuçlar elde etmek için tedavi planlama sistemlerinin her daim yeni teknolojilerle desteklenerek geliştirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

Anahtar Kelimeler: Tedavi planlama sistemi, yoğunluk ayarlı radyoterapi, yüksek gradlı beyin tümörü

ABSTRACT
REPUBLIC OF TURKEY
NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

**Comparison of Two Different Treatment Planning Systems Used in
Radiotherapy and Treatment Plans of Patients with High Grade Brain Tumor**

Elif YEŞİL

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Master Thesis/ Konya-2021

Treatment planning system (TPS) has an important place in the application of intensity modulated radiotherapy technique. Treatment planning systems is a software package and hardware platform with algorithms with accurate dose calculation capabilities. Various parameters such as clinical functionality, computational accuracies, optimization application and algorithms differ between different treatment planning systems. For a successful radiotherapy planning, the difference between the planned dose and the dose given to the target area is expected to be minimal.

In this thesis, the treatment plans of 15 patients with a diagnosis of high-grade brain tumor located in the left temporal lobe were made using the Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) technique, the Eclipse treatment planning system and the Prowess treatment planning system. With the data obtained from the plans, homogeneity index values (HI) of the treatment plans, conformity index values (CI) and target volume, right lens, left lens, brain stem, chiasma, pituitary, right eye, left eye, right optic nerve, left optic nerve, The doses received by the right cochlea, the left cochlea and the whole brain were calculated and compared with the dose volume histograms (DVH) obtained from both planning systems. The obtained data were statistically compared with each other.

In the results obtained, it was seen that the plans obtained in the Eclipse treatment planning system in the treatment of patients with high grade brain tumor protect the critical organs on the side of the treatment area better than the plans in the Prowess treatment planning system, but there is no advantage or disadvantage against each other in delivering the maximum dose to the target volume.

It suggests that treatment planning systems should always be developed by supporting new technologies in order to achieve more successful results in radiotherapy treatment.

KeyWords:Treatment planning system, intensity modulated radiotherapy, high grade brain tumor

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kanser günümüzde sıkça karşılaşılan dünyada ve ülkemizde kalp hastalıklarından sonra ikinci sırada yer alan ölümcül hastalıklardandır. Kanser bir organ ya da dokudaki hücrelerin kontrolsüz ve anormal bir şekilde çoğalarak yayılması olarak tanımlanabilir. Gelişmiş ülkelerde ölümlerin %22.3'ünden kanser hastalığı sorumlu tutulmaktadır. Kanser tedavisinde kullanılan standart tedavi yöntemleri kemoterapi, cerrahi ve radyoterapidir. Genel olarak kanserli hastaların %50-60'ının hastalıklarının seyrinde, küratif veya palyatif amaçla radyoterapiye ihtiyaç duydukları bilinmektedir (Ertem 2009).

Yetişkinlerde en sık gözlenen beyin tümörü glioblastomadır (GBM). İntrakranial tümörlerin %12-15 'ini, astrositik tümörlerin ise %50-60'ını GBM'ler oluşturur. Vakalar her yaş grubunda görülmekle birlikte 45-70 yaş aralığında görülme oranı daha yüksektir (Mamati 2006). Gelişen teknolojik gelişmelere rağmen, sadece cerrahi rezeksiyonla tedavi edilen malign gliomaların prognozu kötüdür ve ortalama sağkalım 4-6 aydır. Bu süre radyoterapi ile desteklenerek ortalama sağkalım 8-9 aya çıkarılır. Tüm tedavi seçeneklerine rağmen, neredeyse yüksek dereceli gliomaları [evre III anaplastik astrositom (AA), evre IV glioblastoma] ve anaplastik histolojik özellikleri olan hastalar tekrar etme eğilimindedir ve genellikle çok kötü prognoza sahiptir (Aktan ve ark. 2015).

Alman fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından 1895'de X ışınları keşfedilmiştir. Röntgen, X-ışınları ile eşinin elini görüntüleyerek ilk radyolojik görüntüyü elde etmiştir. X-ışınlarının keşfinden sonra Fransız bilim adamı Henry Becquerel 1896 yılında doğal radyoaktiviteyi keşfetmiştir (Kurtman 2000). X ışınlarının elde edilmesi için 1913 yılında Coolidge tarafından geliştirilen 'Sıcak Katodlu Röntgen Tüpleri' kullanılmaya başlanmıştır. Coolidge'nin bu X ışını tüpleri kanserli hücrelerin tahrip edilmesinde iyonize radyasyonun üretimi için kullanılan radyoterapi cihazlarının geliştirilmesine öncülük etmiştir (Olacak 2002).

Günümüzde birçok kanserin tedavisinde radyoterapi kullanılmaktadır. Radyoterapinin amacı, tümörlü doku/organ ya da hedef hacme tedavi edici dozu verirken, sağlıklı dokuların maksimum düzeyde korunmasıdır. Bölgesel bir tedavi yöntemi olan radyoterapi küratif olarak hastalığı ortadan kaldırmayı amaçlar. Kür

şansı olmayan durumlarda ise hastalığın belirtilerini minimize ederek hastanın yaşam kalitesini artırmayı hedefler (Uzel 2012).

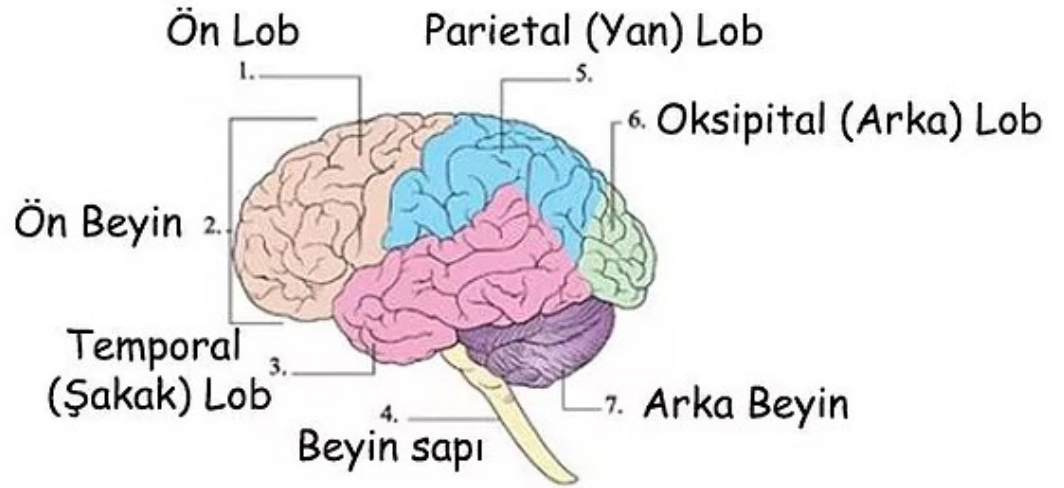
Radyoterapide tedavi planlama sistemleri(TPS), hedef kitlenin kontrolü ve normal dokuların daha iyi korunabilmesi için planlanan doz dağılımını hasta veya fantom üzerinde göstermek için kullanılan bir yazılım programıdır. Tedavi planlama sistemleri yazılımındaki doz algoritmaları sayesinde tedavide kullanılan ışının ya da elektronun enerjisini,hedeflenen alanın genişliğini,derinliğini,doz hesaplarını yaparak tümör kontrolünü sağlamayı amaçlar.Bu hesaplamalar sonucunda hedef volüm ve normal dokular için doz dağılımı ve bu dokuların alacağı dozlar TPS ile simüle edilir(Jeraj 2004).

Radyoterapi alanındaki teknolojik gelişmeler ile yeni tedavi cihazları ve tedavi planlama sistemlerinin geliştirilmesi ile bu gelişmelerin tedavide de kullanılması ile ilgili çalışmaları gerekli kılmaktadır. Bu çalışmada aynı lineer hızlandırıcıya ait farklı tedavi planlama sistemleri ile elde edilen planların hedef hacim ve kritik organ dozları karşılaştırılarak birbirlerine göre farklılıkları değerlendirmek amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Beyin tümörleri

19.yüzyılda Virchow, nöroşirjüde önemli bir hastalık olarak kabul edilen beyin tümörlerini glioma olarak tanımlamış ve sınıflandırmıştır. Günümüzde de araştırmaları halen devam eden beyin tümörleri beynin herhangi bir bölümünde meydana gelebilmektedir. (Avcı ve ark. 2011). Beynin anatomik bölgeleri Şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Beynin anatomik yapısı(Kaynak:<https://www.sonercivi.com/beyin-tumorleri>).

Beyin tümörleri malign ve benign olarak iki gruba ayrılmaktadır. Benign beyin tümörleri yavaş büyür, belirli sınırları vardır ve cerrahi rezeksiyon ile tedavi edilir. İyi huylu beyin tümörleri olarak da adlandırılırlar (Deangeles 2001). İyi huylu beyin tümörleri, primer beyin tümörlerinin %40'ını temsil eden heterojen bir primer neoplazm grubudur (Piepmeyer ve Baehring 2004). Önemli bir kısmını menengiömler oluşturmakla birlikte kraniofaringiömler, hipofiz adenömleri, dermoid ve epidermoid tümörler, hemanjioblastom, kolloid kist, subependimal dev hücreli astrositom, nörinömler benign tümörler sınıflandırmasında yer alır. Tekrar etme olasılığı çok düşük olan bu tümörlerin tedavi başarısı yüksektir (Surawicz ve ark. 1999).

Malign(kötü huylu) beyin tümörleri hızlı büyüyen, nüks edebilen,sağlıklı beyin dokusuyla belirli bir sınır oluşturmayıp beyin dokusuna zarar veren beyin tümörleridir.Tedavisinde cerrahi rezeksiyon, radyoterapi,kemoterapi gibi tedavi yöntemleri uygulanır(Deangeles 2001).

2.2.Glial tümörler

Dünya Sağlık Örgütü'nün tanımlamasına göre dört grupta incelenen glial tümörler de prognozun birinci seviyeden dördüncü seviyeye doğru daha kötü olduğu gözlenir. Bu seviyelerin tanımlanması başarılı bir tedavi için oldukça önem arz eder.Glial tümörler düşük gradlı beyin tümörleri ve yüksek gradlı beyin tümörleri olmak üzere iki kısma ayrılır(Meral 2020).

2.2.1.Düşük gradlı beyin tümörleri

PilositikAstrositoma (Grade 1) ve Diffüz Gliom (Grade 2) düşük dereceli gliomlar olarak sınıflandırılır. Bu gruptaki beyin tümörleri çocuklarda ve genç erişkinlerde daha çok görülmektedir ve glial tümör vakalarının %15-30 'nu oluştururlar(Kleihuesve ark. 2002;Louis ve ark. 2016).

2.2.2.Yüksek gradlı beyin tümörleri

AnaplastikAstrositom (Grade 3) ve Glioblastoma (GBM) (Grade 4) bu grupta bulunur. Yetişkinlerde primer beyin tümörlerinin yaklaşık %15'ini, glial tümörlerin ise yaklaşık %55'ini yüksek gradlı beyin tümörleri oluşturur(Kleihues ve ark. 2002;Louis ve ark. 2016).

Glioblastoma, yetişkinlerde en sık görülen yüksek gradlı beyin tümörüdür. Ortalama sağkalım tanı anından itibaren 14 ay civarındadır. (Stupp ve ark. 2005). Hızlı gelişerek beyin dokusuna infiltre olan GBM olguları erişkinlerde en sık 50-60 yaş civarında görülür (Şimşek ve Dicle2013).

Tanı konulmuş hastalarda denge kaybı, baş ağrısı, ruhsal ve zihinsel bozukluklar,kusma,halsizlik gibi belirtiler görülebilir.Aynı zamanda bu hastalarda nörolojik yetmezlikler ve kafa içi basınç artışı sendromu olarak ifade edilen KİBAS gözlenebilir. Hastaların tanısı için tercih edilen görüntüleme yöntemleri olarak

bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans(MR)tercih edilir (Chabner ve Bruce 2009).

Yüksek gradlı beyin tümörlerinde kullanılan standart tedaviler cerrahi, kemoterapi ve radyoterapidir. Radyoterapi adjuvan tedavi olarak cerrahi sonrası, primer tedavi olarak ise cerrahiye uygun olmayan hastalarda uygulanmaktadır(Stupp ve ark. 2005).GBM tedavisinde uygulanacak toplam doz 60 Gy olarak günde 1,8-2 Gy olacak şekilde yapılır. RT tedavisi cerrahi müdahaleden sonraki 3 ile 6 hafta içinde uygulanmalıdır(Meral 2020).Yapılan çalışmalarda cerrahiden sonra radyoterapi tedavisine ek olarak verilen kemoterapinin medyan sağ kalım süresini uzattığı gösterilmiştir(Stupp ve ark. 2005).

2.3.Radyoterapi tedavi yöntemi

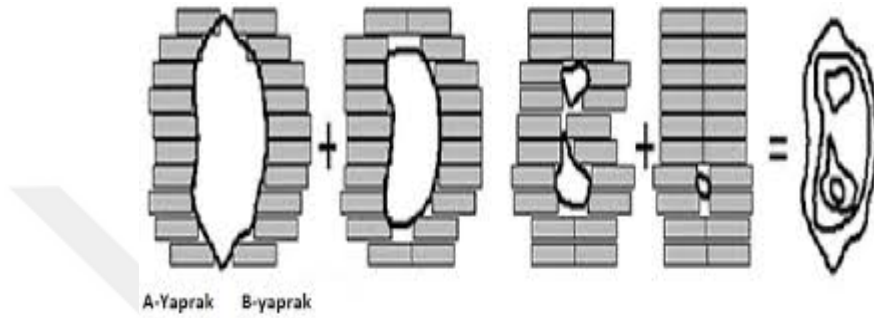
Radyoterapi, kanser tedavisinde X-ışınları, gamma ışınları, elektronlar gibi iyonize ışınların kullanılmasıdır. Bu ışınlar hücrelerde DNA üzerinde direk ve indirek etki ederek kanserli hücrenin ölümüne yol açmaktadır. Ancak bazı kanser cinsleri radyoterapiye duyarlı iken bazıları da dirençli olabilmektedir. Radyoterapi, tedavide küratif yada palyatif amaçlı kullanılmaktadır (Kutluk ve Kars 2001).

2.3.1.Yoğunluk ayarlı radyoterapi

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (YART), radyasyonun hastaya üniform olmayan radyasyon akışına sahip alanlar aracılığıyla verilmesini sağlayan bir radyoterapi tekniğidir.YART sırasında, özel hesaplama algoritmaları ile doz dağılımının optimizasyonunu yapan ters planlama teknikleri kullanılır.Bu sayede yoğunluk ayarlı radyoterapi belirlenen hedef hacme daha yüksek radyasyon dozu verirken, komşu normal kritik dokuları korur.Başarılı YART programları hastaseçimi, hasta konumlandırması/ immobilizasyonu, hedef tanımlaması, tedavi planı geliştirme ve doğru tedavi sunumu gibi birçok sürecin entegrasyonunu içerir(Hartfort ve ark.2012).

YART ile yapılan planlarla tedavi uygulanırken çok yapraklı (multilif) kolimatörler (MLC) kullanılır. YART uygulanmasında iki temel teknik kullanılır. Bunlardan ilki statik MLC tekniğidir ve ‘Step and Shoot’ tekniği olarak da adlandırılır. YART tekniği tedavisinde kullanılan her bir alan uniform demet

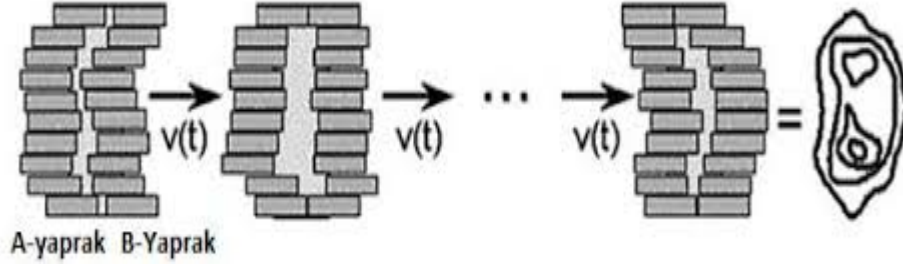
şiddetine sahip küçük alt alanlardan oluşmakta ve bu alt alanlar MLC ile şekillendirilmektedirler.Segment olarak da adlandırılan alt alanlar üst üste gelerek farklı şiddete sahip bir demet halini alırlar(Acun ve ark.2011).Şekil 2.2’ de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.2.Statik MLC şematik gösterimi

Kaynak: Süncak L. Bölünmüş IMRT alanlarının birleşim bölgelerindeki doz dağılımının farklı dozimetrik yöntemlerle karşılaştırılması.Trakya Üniversitesi,Sağlık Bilimleri Enstitüsü,Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Edirne, 2015 (Tez Danışmanı: Prof.Dr. Cem Uzal).

Diğer bir teknik olan dinamik MLC tekniği“Sliding Window” olarak da adlandırılır ve MLC yapraklarının segmentleri arasında ışınlamanın ardışık bir şekilde devam ettiği bir tekniktir(Şekil 2.3).Hedeflenen tedavi alanında, ışınlama durmaksızınMLC lifleri hareket eder ve segmentleri değiştirir. Bu değişim ise farklı yoğunluktaki doz dağılımlarını meydana getirir.İşnlama boyunca ardışık olarak hareket eden MLC lifleri birbirlerinden farklı düzeyde hızlara sahiptir.Tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması meydana getirerek şiddeti değiştirilmiş ışın demeti oluşturur. Dinamik MLC tekniğinde kullanılan algoritma tarafından ayarlanan lifler arasındaki açıklık süresi hedef alanda farklı akı şiddetlerini oluşturur(Lee ve Terezakis 2008).



Şekil 2.3.Dinamik MLC şematik gösterimi.

Kaynak: Süncak L. Bölünmüş IMRT alanlarının birleşim bölgelerindeki doz dağılımının farklı dozimetrik yöntemlerle karşılaştırılması.Trakya Üniversitesi,Sağlık Bilimleri Enstitüsü,Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Edirne, 2015 (Tez Danışmanı: Prof.Dr. Cem Uzal).

2.4.Tedavi planlama sistemi

Tedavi Planlama Sistemi (TPS) yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerden oluşan iki ve üç boyutlu planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Daha önceleri ampirik yöntemlerle doz dağılımı hesaplaması yapılırken, 1955 yılında bilgisayar tabanlı tedavi planlama sistemlerinin(TPS) geliştirilmesi ile planlamada ışın değişikliklerinin tahmin edilen doz dağılımına etkisi direk olarak görülmeye başlanmıştır.Geliştirilen bu yeni TPS daha geniş ölçekte tedavi parametrelerinin denenmesini kolaylaştırmış ve sonucunda da daha iyi ve kaliteli tedavi planların yapılabilmesine olanak sağlamıştır (Korhonen 2009).

Tedavi planlama sistemleri(TPS) ile hedeflenen bölgeye farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak yöneltir ve bu bölgede doz dağılımları elde edilir (<https://www.medikalfizik.net/tag/tedavi-planlama-sistemi-nedir/>).

Tedavi planlama sisteminde doz hesabının yapılabilmesi için tedavi cihazına ait % derin doz,kolimatör ve fantom saçılma faktörü,doku hava oranı,doku maksimum oranı,saçılma hava oranı,doz verimi ve demet enerjileri gibi dozimetrik değişkenler tedavi planlama sistemine kurulum aşamasında yüklenmeli ve belirli aralıklarda bu sistemlerin kontrolü yapılmalıdır (Mijnheer ve ark. 2004).

Tedavi planlama sistemleri farklı amaçlara yönelik birbirinden farklı birçok doz hesaplama algoritmasına sahiptir (Buzdar ve ark. 2010). Bu algoritmalar doz hesabı yaparken tedavide kullanılan foton ya da elektronun enerjisini, ışınlanacak alanın boyutunu ve derinliğini, kama filtre, blok, vb. gibi aksesuarların değişkenlerini dikkate alır. Doz hesaplama algoritmaları model tabanlı ve düzeltme tabanlı algoritmalar olarak iki grupta incelenir (Evan 2006).

Model tabanlı algoritmalar foton ışınları için modern doz hesaplama algoritmalarıdır ve Monte Carlo simülasyonu temellidir. Monte Carlo simülasyonu temelli algoritmalar fotonların ve parçacıkların madde ile etkileşimini simüle eder. Monte Carlo simülasyonunda doz dağılımının doğruluğunun artırılması simüle edilen parçacık sayısının artırılmasına bağlıdır. Ancak parçacık sayısının artırılması tedavi süresinin artmasına sebep olmaktadır. Bu artış Monte Carlo simülasyonu için bir dezavantaj olarak görülse de; hedeflenen dokulardaki doz dağılımının hesaplanmasında en doğru sonucu vermesi bu simülasyonun altın standart olarak kabul edilmesini sağlamıştır (Khan ve Gibbins 2014; Braulla ve ark. 2017). Model tabanlı algoritmalar, Monte Carlo yöntemi ile simüle edilmiş ışınları kullanır ve heterojen ortamda absorbe dozun daha gerçekçi tanımlamasını yapar. Model tabanlı algoritmalar kütle biriminde salınan toplam enerji değeri olarak ifade edilen termaya dayanır (De Martino ve ark. 2021).

Düzeltilme tabanlı algoritmalar, bir tür ampirik doz hesaplamasıdır. Düzeltme tabanlı algoritmalarda doz, belirli bir kaynak cilt mesafesinde farklı alan boyutları için sudaki yüzde derin doz gibi bazı temel ölçümlerden enterpolasyon ya da ekstrapolasyon yaparak hesaplanır (Lu 2013). Doz hesaplaması yapılırken doku düzensizlikleri, ikincil elektronlar ve inhomojenite dikkate alınmaz. Uygun şartlardaki düzenli tedavi alanları için su fantomunda yüzde derin doz, doz profilleri ve out-put faktörü ölçümleri yapılmalıdır. Hasta dozu, belirli tedavi alanları için doku eksikliği, doku inhomojenitesi gibi pek çok düzeltme uygulanarak bulunur. Doku-hava oranı, doku-fantom oranı ve doku-maksimum oranı kavramlarının tanıtılması inhomojenitenin düzeltilmesi için bu algoritmayı başarılı kılmıştır (Şahin ve ark. 2011; Lu 2013).

Radyoterapide kullanılan tedavi planlaması, doz hesaplamasının kesinliğini ve doğruluğunu göstermede, tümör eradikasyonunun sağlanmasında ve sağlıklı dokuların gereksiz radyasyondan korunmasında büyük önem taşımaktadır. Hataların

ve belirsizliklerin azaltılması, radyoterapi ile elde edilen yanıtta önemli bir rol oynamaktadır (Asnaashari ve ark. 2013).

2.4.1.Eclipse tedavi planlama sistemi

Bilgisayarlı tomografiden aktarılan verilerin hedef tümörün ve kritik organların 3 boyutlu olarak çizilmesi ve hedef tümöre tedavi için gerekli doz hesaplaması tedavi planlama sistemleri ile yapılır. Eclipse tedavi planlama sistemi foton, elektron ve proton gibi farklı radyasyon türleri için doz dağılımı hesaplayabilmektedir (Ertürk 2019).

Eclipse radyoterapi planlamasında kullanılan birbirinden farklı birçok algoritmaya sahip bir tedavi planlama sistemidir. Eclipse'deki bu algoritmalar en çok doz hesaplaması için kullanılır. Acuros, Anisotropic Analytic Algorithm (AAA), Kon dozu hesap algoritması (Cone dose calculation algorithm-CDCA) ve Kalem Huzme Konvolüsyon Algoritması (Pencil Beam Convolution-PBC) gibi algoritmalar foton tedavisinde doz dağılımını hesaplamak için kullanılır (Rana 2013).

Elektron tedavisindeki doz dağılımını hesaplamak için Monte Carlo ve Genelleştirilmiş Gauss Kalem Huzme Algoritması (Generalized Gaussian Pencil Beam Algorithm – GGPB) olarak adlandırılan algoritmalar kullanılır (De Martino ve ark. 2021).

Eksternal radyoterapide bu algoritmalar kullanılırken brakiterapide doz dağılımını hesaplamak için kullanılan algoritmalar TG 43 algoritması ve Acuros XB algoritmasıdır. Proton Konvolüsyon Süper Pozisyon Algoritması (Proton Convolution Super Position-PCS) ve Acuros PT algoritması proton tedavisinde doz dağılımını hesaplamak için kullanılan algoritmalar (Saw ve ark. 2018).

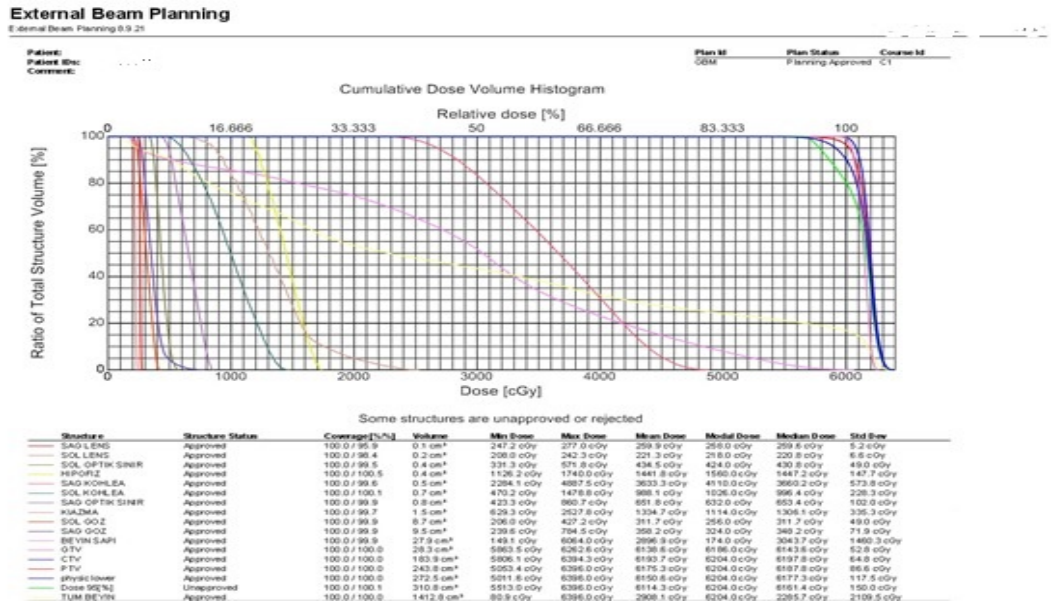
2.4.2.Prowess tedavi planlama sistemi

Prowess tedavi planlama sistemi, konformal ve YART tedavi planlamaları için iki farklı algoritma kullanmaktadır. Doz hesaplama algoritmaları konformal için “fast foton with or without effective path”, YART için ise tam heterojenlik düzeltilmesine dayalı dozu hesaplayan ve tam bir üç boyutlu doz hesaplaması olan collapsed cone convolution superposition with or without heterogeneity(CCCS)’dir (Farhood ve ark.

2017). Planlama sisteminde YART planında kullanılacak segment sayıları ve alan sayılarını önceden sisteme girmek için “Direct Aperture Optimization (DAO)” kullanılır (Karabey ve ark. 2012).

2.5. Doz volüm histogramı (DVH)

Tedavi planlarının değerlendirmesi yapılırken hedef hacmin ve kritik organların içindeki doz dağılımını iki boyutlu olarak grafiksel olarak gösterimi doz volüm histogramı (DVH) olarak tanımlanır. Doz volüm histogramları (DVH) belirli bir anatomik yapıda planlanan radyasyon dozunun hacimsel olarak dağılımını ifade eder (Ebert ve ark. 2010). Hedef hacmin dozu sarıp sarmadığı ve kritik organların doz ile hacim değerlendirmesini yapmak için DVH eğrilerinden yararlanılır. Yapılan farklı tedavi planlarını karşılaştırmak için kullanılan DVH eğrileri hesaplaması diferansiyel yada kümülatif şekilde yapılır (Oliver ve Beckham 2020). Şekil 2.4’ de bir DVH görseli kullanılmıştır.



Şekil 2.4. Doz volüm histogramı (DVH) görseli.

2.6. Konformite ve Homojenite İndeksi

Hedef hacme uygulanacak dozun hedef hacmi hangi ölçüde sardığını veren değer konformite indeks(CI) olarak tanımlanmıştır.

VRI: Hedef hacme tanımlanan doz izodozunun kapsadığı PTV hacmi.

TV:Hedef hacim.

CI:Konformite indeks.

$$CI=V_{RI}/TV$$

İdeal konformite indeksin 1 seviyesinde olması tavsiye edilir(ICRU 1993;Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

Planlanan hedef hacimdeki homojitenitenin ölçüsü homojenite indeksi (HI) ile hesaplanır.Farklı tedavi planlama tekniklerindeki homojenite indeks denklemleri de farklı şekildedir.Örneğin;konvansiyonel planlarda $HI=D_{max}/D_p$ olarak tanımlanır ve ideal HI'nın ideal değerinin 1 olması beklenir.

D_{max} : PTV hacmi içindeki maksimum doz değeri, D_p :Tanımlanan doz değeri olarak ifade edilir.

YART tekniği için ise ICRU 83 nolu rapora göre; $HI=(D_{2\%}-D_{98\%})/D_{50\%}$ denklemi kullanılır($D_{2\%}$: PTV nin %2 sinin aldığı doz, $D_{98\%}$: PTV nin % 98 nin aldığı doz, $D_{50\%}$:PTV'nin %50 sinin aldığı doz) ve ideal doz raporlama değeri 2 düzeyinde olması tavsiye edilir(Oliver ve Beckham 2020).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde tedavi görmüş, sol beyin yerleşimli tümörü olan ve opere olmuş 15 yüksek gradlı beyin tümörlü hasta bu çalışmaya dahil edildi. Bilgisayarlı tomografi (BT) simülatör cihazı ile beyin tomografisi çekilen hastaların 3 mm kesitsel aralıklarla alınan görüntüleri digital imaging and communications in medicine(DICOM) sistemi aracılığı ile tedavi planlama sistemlerine aktarıldı.Daha sonra radyasyon onkoloğu tarafından hedef hacim ve kritik organlar çizilerek tanımlandı.Hedef hacim tanımlanırken gross tümör volümüne (GTV) 2 cm marj verilerek klinik hedef volümüne(CTV) 0,5 cm marj verilerek planlana hedef volüm (PTV) alanları oluşturuldu.Her hastada kritik organ olarak sağ ve sol lens, göz, optik sinir, kohlea ile beyin sapı, kiazma ve tüm beyin çizilerek tanımlandı.Tanımlanan alanlar ve kritik organlar dikkate alınarak Eclipse Tedavi Planlama Sistemi ve ProwessPhanter Tedavi Planlama Sisteminde, her hastaya ait iki ayrı tedavi planlaması yapıldı. 6 MV'luk foton enerjisi ile YART tekniği kullanılarak tedavi planları oluşturuldu. Tedavi için günlük fraksiyon başına 2 Gy'den 30 fraksiyonda toplam 60 Gy doz alacak şekilde hesaplandı. Tedavi planlamaları 'Step and Shoot' YART tekniği kullanılarak yapıldı. Tedavi planlaması, planlanan hedef hacim (PTV) için dozun %95 inin hacmin en az %95 i alacak şekilde yapıldı. Elde edilen veriler değerlendirilerek istatistiksel olarak karşılaştırmaları yapıldı.

Çalışmamızda SomatomEmotion modeli bilgisayarlı tomografi,Simens markası Primus modeli olan ve 82 yapraklı lineer hızlandırıcı,Eclipse 8,9.08 tedavi planlama sistemi ve ProwessPhanter V5.01 tedavi planlama sistemi kullanıldı.

Çalışmamızda elde ettiğimiz verilerden konformite ve homojenite indeks değerleri, PTV dozları, sağ lens dozları, sol lens dozları, beyin sapı dozları, kiazma dozları, hipofiz dozları, tüm beyin dozları, sağ göz dozları, sol göz dozları, sağ optik sinir dozları, sol optik sinir dozları, sağ kohlea dozları ve sol kohlea dozları hesaplanıp istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Verilerin değerlendirilmesinde SPSS 25 (IBM Corp. Released 2017. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25.0. Armonk, NY: IBM Corp.) istatistik paket programı kullanıldı. Çalışmada kategorik ve sürekli değişkenler için

tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma, ortanca değeri, birinci çeyreklik ve üçüncü çeyreklik) verildi. Ayrıca parametrik testlerin ön şartlarından varyansların homojenliği “Levene” testi ile kontrol edildi. Normallik varsayımına ise “Shapiro-Wilk” testi ile bakıldı. İki bağımlı ölçüm arasındaki farklılıklar değerlendirilmek istendiğinde parametrik test ön şartlarını sağladığı durumda “bağımlı örneklem t Test”; sağlamadığında ise “Willcoxon testi” kullanıldı. $p < 0,05$ düzeyi istatistik olarak anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1.Kritik organ ve hedef hacim dozları

Yüksek gradlı beyin tümörü tanılı 15 hastanın Eclipse tedavi planlama sistemi ve Prowess tedavi planlama sistemi ile oluşturulan radyoterapi tedavi planlarının homojenite indeks değerleri (HI), conformite indeks değerleri (CI), PTV dozları, sağ lens dozları, sol lens dozları, beyin sapı dozları, kiazma dozları, hipofiz dozları, tüm beyin dozları, sağ göz dozları, sol göz dozları, sağ optik sinir dozları, sol optik sinir dozları, sağ kohlea dozları ve sol kohlea dozlarının istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir ve Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında farklılık gösterip göstermediği incelenmiştir.

Tablo 4.1: Klinik Bulguların *Prowess TPS* ve *Eclipse TPS* Ölçüm Gruplarında Değerlendirmesi

		Prowess TPS	Eclipse TPS	Kritik Değer	p
Homojenite İndeks Değerleri (HI)		1,13 (1,12;1,15)	1,13 (1,12;1,15)	-0,539	0,590 ²
Conformite İndeks Değerleri (CI)		1,25±0,092	1,22±0,085	1,925	0,075 ¹
PTV Dozları	Minimum	5317 (5216;5595)	5041 (4720;5196)	-2,045	0,041^{2*}
	Maksimum	6498±128,653	6458,27±102,115	1,031	0,320 ¹
	Ortalama	6159,8±37,06	6118,87±88,724	2,462	0,027^{1*}
Sağ Lens Dozları	Minimum	241,47±146,286	160,87±61,76	1,416	0,179 ¹
	Maksimum	308,93±195,026	250,47±84,188	2,031	0,062 ¹
	Ortalama	217 (140;355)	217 (155;244)	-1,664	0,096 ²
Sol Lens Dozları	Minimum	398 (226;613)	202 (128;222)	-3,067	0,002^{2**}
	Maksimum	509 (269;748)	290 (258;333)	-2,783	0,005^{2**}
	Ortalama	447 (251;680)	231 (183;269)	-2,953	0,003^{2**}
Beyin Sapı Dozları	Minimum	121 (94;163)	101 (77;137)	-2,619	0,009^{2**}
	Maksimum	6017,13±198,99	6019±76,514	-0,037	0,971 ¹
	Ortalama	3226,6±990,621	3009,4±1085,044	0,932	0,367 ¹
Kiazma Dozları	Minimum	2016,67±998,546	2103,13±980,93	-0,495	0,628 ¹
	Maksimum	5802 (4244;5948)	5914 (3482;5963)	-0,596	0,551 ²
	Ortalama	3359,6±1097,428	3404,2±1137,072	-0,287	0,778 ¹
Hipofiz Dozları	Minimum	2046,27±685,88	2000±783,065	0,303	0,766 ¹
	Maksimum	3545,13±1150,383	3596,2±1153,414	-0,270	0,791 ¹
	Ortalama	2700,73±846,986	2674,07±855,576	0,166	0,871 ¹
Tüm Beyin Dozları	Minimum	84 (65;165)	52 (22;93)	-2,857	0,004^{2**}
	Maksimum	6444 (6397;6559)	6426 (6396;6588)	0,000	1,000 ²
	Ortalama	3466,87±575,767	3381,93±595,628	1,213	0,245 ¹
Sağ Göz Dozları	Minimum	207,93±133,61	125,6±63,15	2,481	0,026^{1*}
	Maksimum	925 (517;1630)	955 (644;1857)	-1,363	0,173 ²
	Ortalama	384 (262;795)	332 (267;402)	-2,329	0,020^{2*}
Sol Göz Dozları	Minimum	368 (223;439)	158 (89;202)	-3,124	0,002^{2**}
	Maksimum	2685,93±1602,007	2154±1210,026	2,983	0,010^{1**}
	Ortalama	1055,67±690,375	580,93±230,196	3,715	0,002^{1**}
Sağ Optik Sinir Dozları	Minimum	612 (297;1359)	465 (315;758)	-2,272	0,023^{2*}
	Maksimum	1618 (933;2822)	2328 (1002;3614)	-2,613	0,009^{2**}
	Ortalama	1222 (588;1872)	1542 (611;2444)	-0,682	0,496 ²
Sol Optik Sinir Dozları	Minimum	640 (424;2774)	522 (381;1176)	-2,215	0,027²
	Maksimum	1997 (1068;5590)	2674 (1242;5726)	-0,966	0,334 ²
	Ortalama	1228 (648;4456)	961 (732;3468)	-1,420	0,156 ²
Sağ Kohlea Dozları	Minimum	549 (182;1763)	436 (159;1183)	-2,272	0,023^{2*}
	Maksimum	1561,93±1164,187	1555,27±1295,411	0,022	0,983 ¹
	Ortalama	903 (252;2258)	764 (239;2182)	-1,477	0,140 ²
Sol Kohlea Dozları	Minimum	2063 (211;3713)	964 (205;2090)	-2,556	0,011^{2*}
	Maksimum	4922 (716;5286)	4553 (418;5287)	-1,363	0,173 ²
	Ortalama	3689 (342;4505)	2358 (283;3431)	-2,613	0,009^{2**}

*p<0,05 **p<0,01

Ort: Ortalama; SS: Standart Sapma; M: Medyan Q₁:1. Çeyreklik; Q₃:3. çeyreklik

¹: Bağımlı Örneklem t testi (t) ²: Willcoxon testi (T) Farkların gruplar arası karşılaştırılması, özet istatistikler verilerin normalliğine göre ortalama ± standart sapma ya da ortanca (birinci çeyreklik; üçüncü çeyreklik) değer olarak verilmiştir.

- **Homojenite İndeks Değerleri (HI)**Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-0,539$ $p=0,590$).
- **Conformite İndeks Değerleri (CI)**Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=1,925$ $p=0,075$).
- **PTV Dozları için;**
 - Minimum ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,045$ $p=0,041$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
 - Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=1,031$ $p=0,320$).
 - Ortalamaölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($t=2,462$ $p=0,027$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- **Sağ Lens Dozları için;**
 - Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=1,416$ $p=0,179$).
 - Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=2,031$ $p=0,062$).
 - Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-1,664$ $p=0,096$).
- **Sol Lens Dozları için;**
 - Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-3,067$ $p=0,002$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.

- Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,783$ $p=0,005$).Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,953$ $p=0,003$).Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- **Beyin Sapı Dozları için;**
 - Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,619$ $p=0,009$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
 - Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=-0,037$ $p=0,971$).
 - Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=0,932$ $p=0,367$).
- **Kiazma Dozları için;**
 - Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=-0,495$ $p=0,628$).
 - Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-0,596$ $p=0,551$).
 - Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=0,287$ $p=0,778$).

Hipofiz Dozları için;

- Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=0,303$ $p=0,766$).

- Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=-0,270$ $p=0,791$).
- Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=0,166$ $p=0,871$).
- **Tüm Beyin Dozları için;**
 - Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,857$ $p=0,004$).Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
 - Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-0,001$ $p=0,999$).
 - Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=1,213$ $p=0,245$).
- **Sağ Göz Dozları için;**
 - Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($t=2,481$ $p=0,026$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
 - Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-1,363$ $p=0,173$).
 - Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,329$ $p=0,020$).Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.

- **Sol Göz Dozları için;**

- Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-3,124p=0,002$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($t=2,983 p=0,010$).Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($t=3,715p=0,002$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.

- **Sağ Optik Sinir Dozları için;**

- Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,272p=0,023$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,613p=0,009$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-0,682p=0,496$).

- **Sol Optik Sinir Dozları için;**

- Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,215p=0,027$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Maksimumölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-0,966p=0,334$).
- Ortalama ölçüm değerleriProwess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-1,420p=0,156$).

- **Sağ Kohlea Dozları için;**

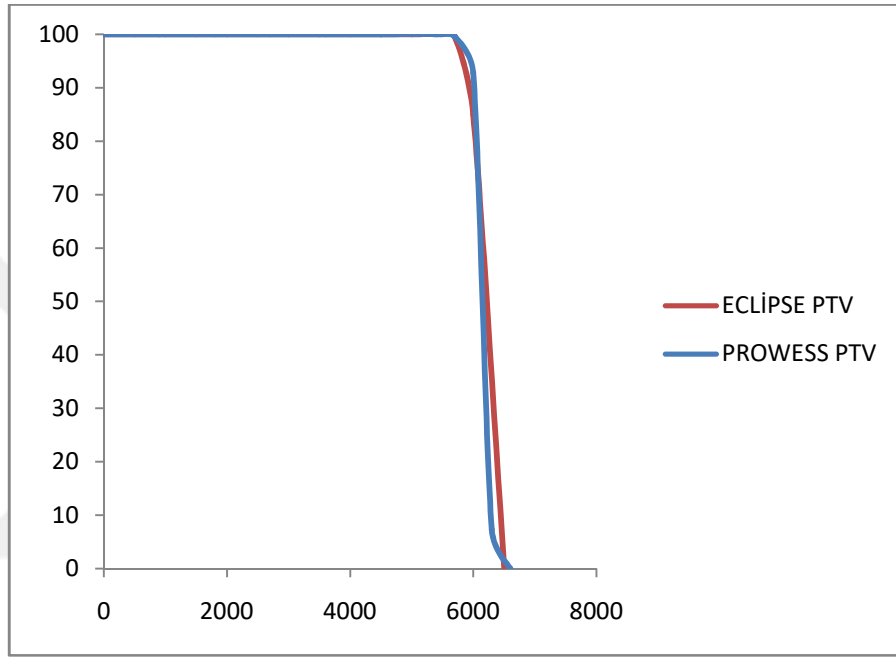
- Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,272$ $p=0,023$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Maksimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($t=0,022$ $p=0,983$).
- Ortalama ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-1,477$ $p=0,140$).

- **Sol Kohlea Dozları için;**

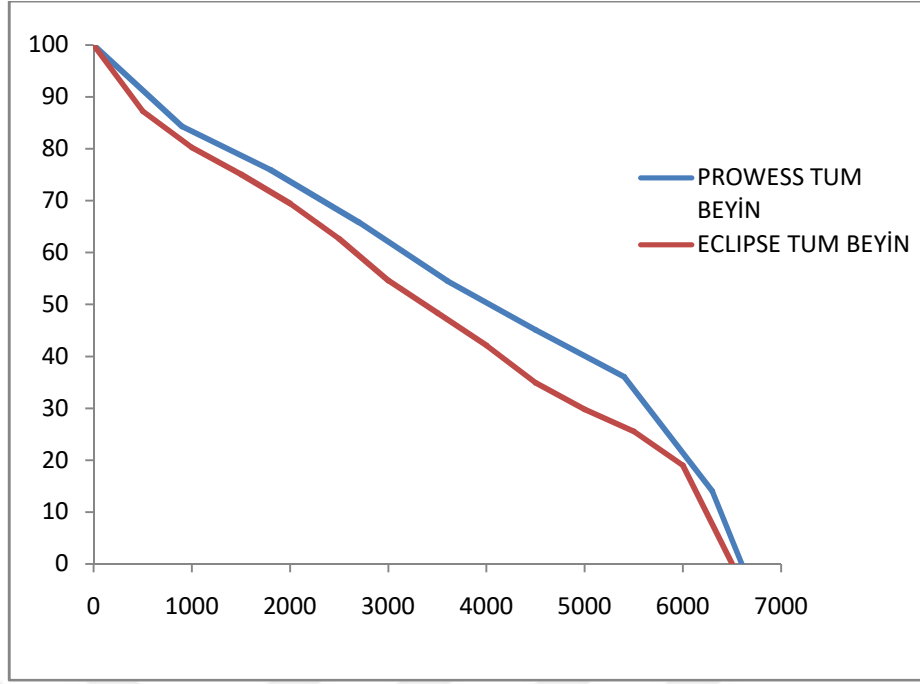
- Minimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,556$ $p=0,011$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.
- Maksimum ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($T=-1,363$ $p=0,173$).
- Ortalama ölçüm değerleri Prowess TPS ve Eclipse TPS ölçüm gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($T=-2,613$ $p=0,009$). Bu farklılık değerlendirildiğinde Prowess TPS ölçüm grubu Eclipse TPS ölçüm gruplarından daha yüksek değerlere sahiptir.

4.2Doz volüm histogramları (DVH)

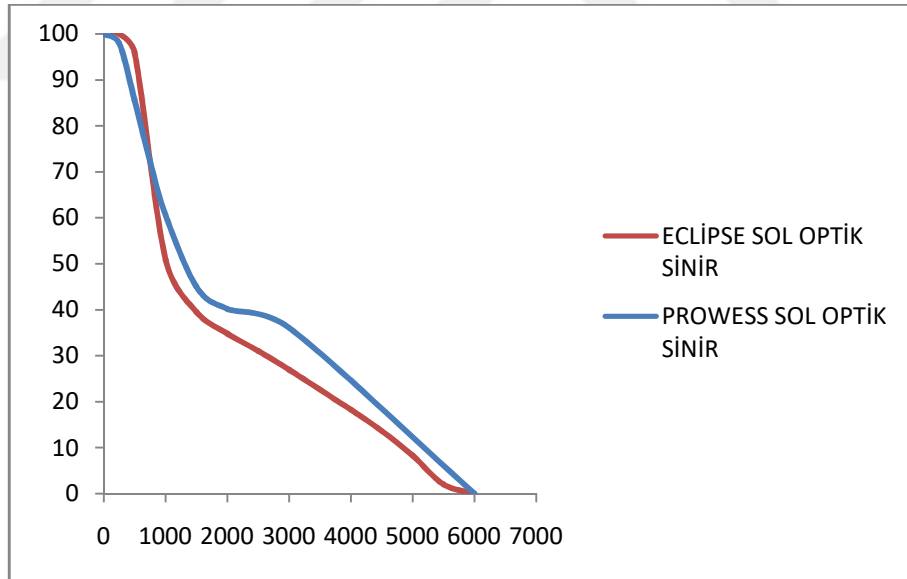
Hedef hacim ve kritik organlar için hem Eclipse TPS’de hem de Prowess TPS’de ayrı ayrı doz hacim grafikleri oluşturuldu.İki planlama sistemi için de bu grafiklerin ortalamaları alınarak tekrar ortalama doz hacim grafikleri elde edildi.Elde ettiğimiz bu grafikler aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



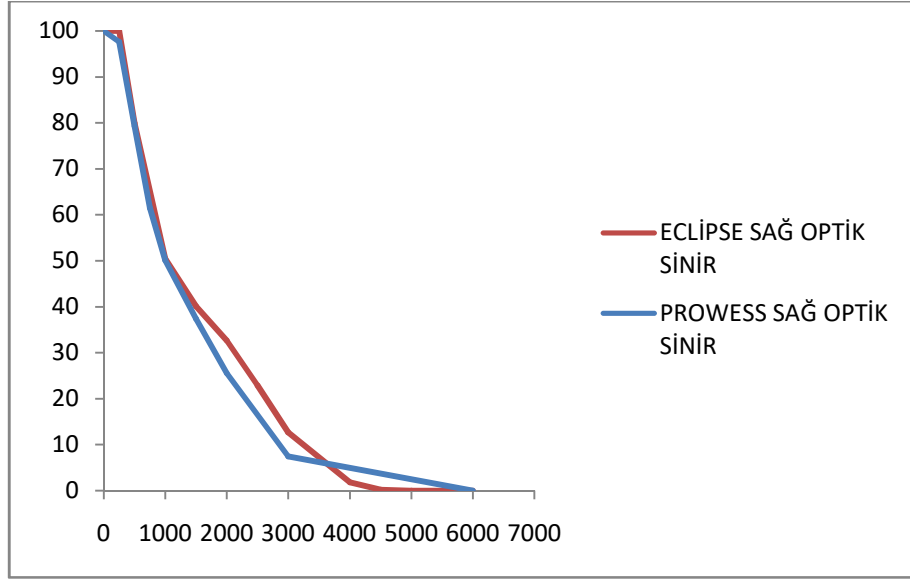
Şekil 4.1.PTV için doz hacim grafiği.



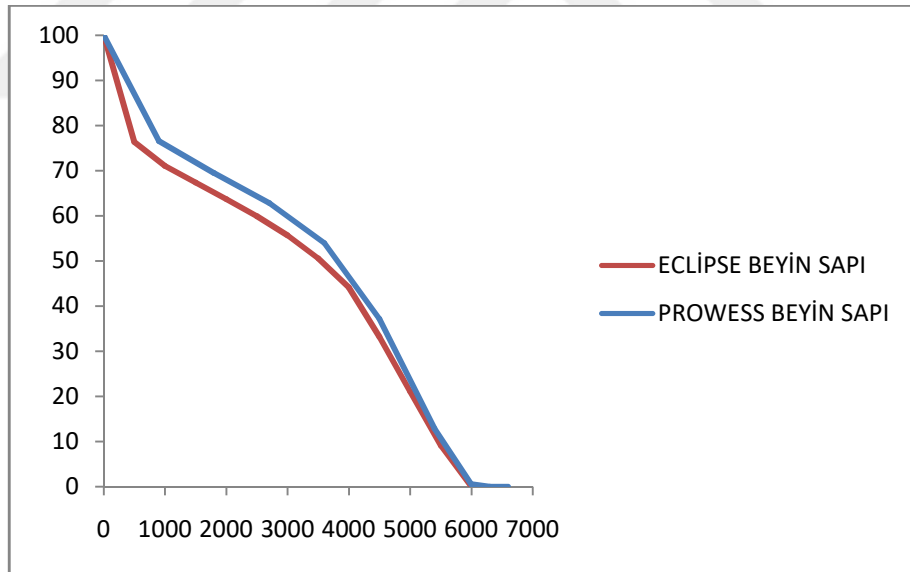
Şekil 4.2. Tüm beyin için doz hacim grafiği.



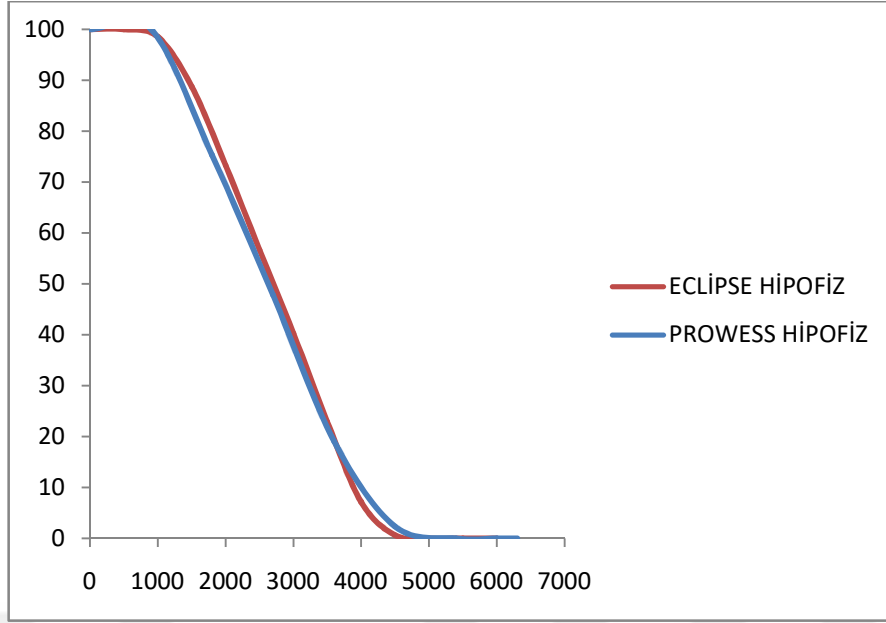
Şekil 4.3. Sol optik sinir için doz hacim grafiği.



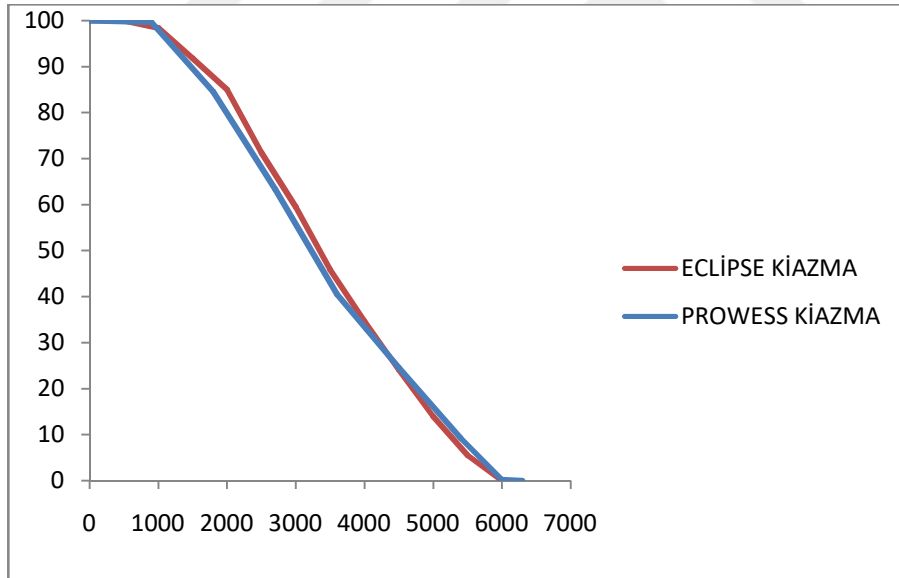
Şekil 4.4.Sağ optik sinir için doz hacim grafiği.



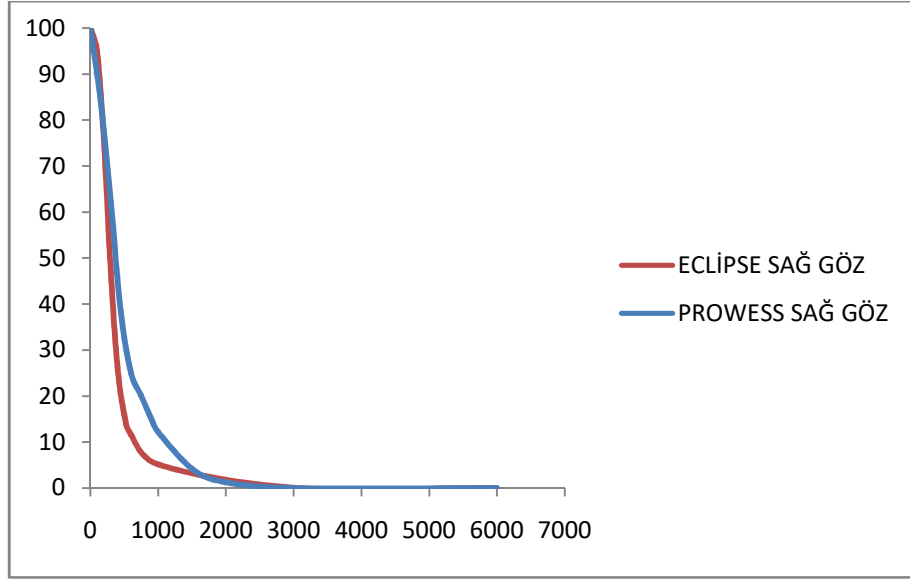
Şekil 4.5.Beyin sapı için doz hacim grafiği.



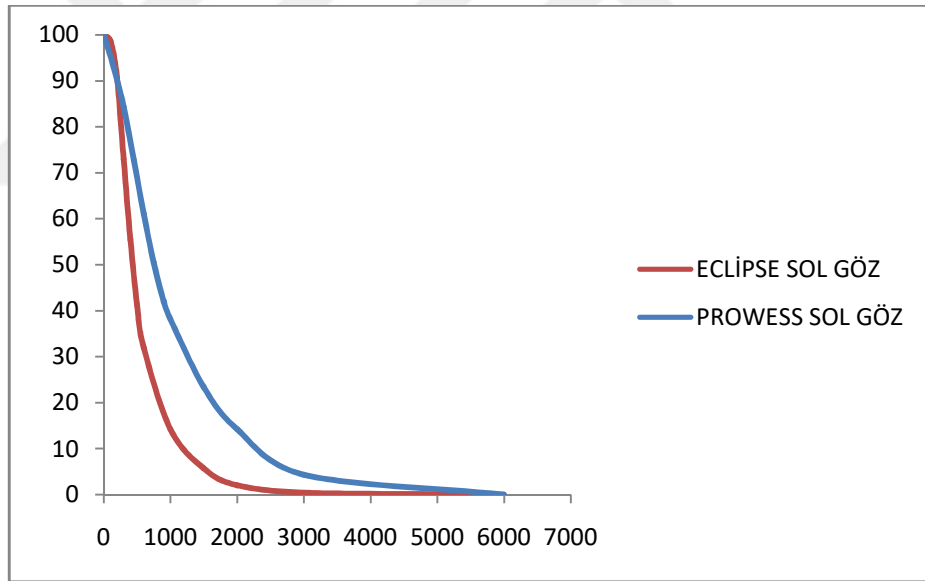
Şekil 4.6.Hipofiz için doz hacim grafiği.



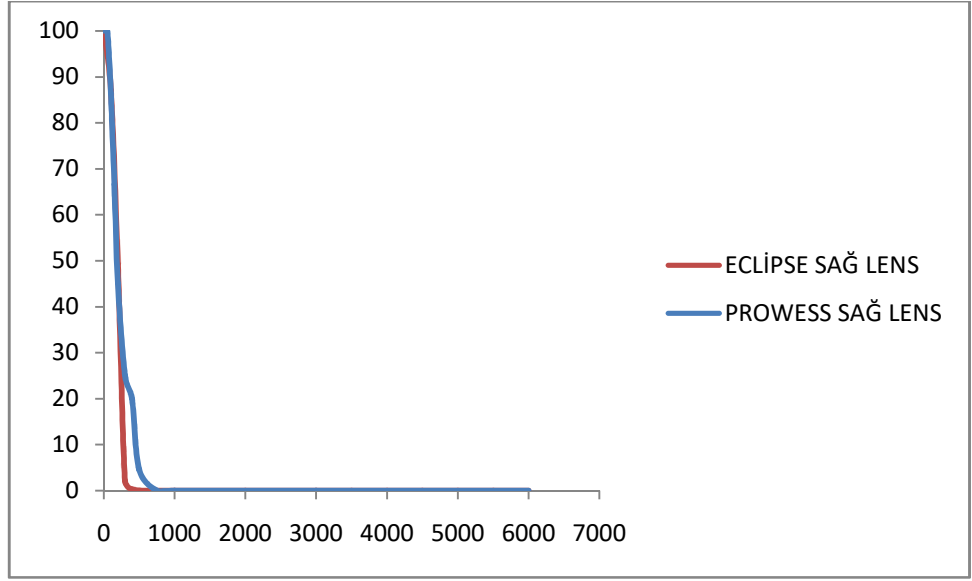
Şekil 4.7.Kiazma için doz hacim grafiği.



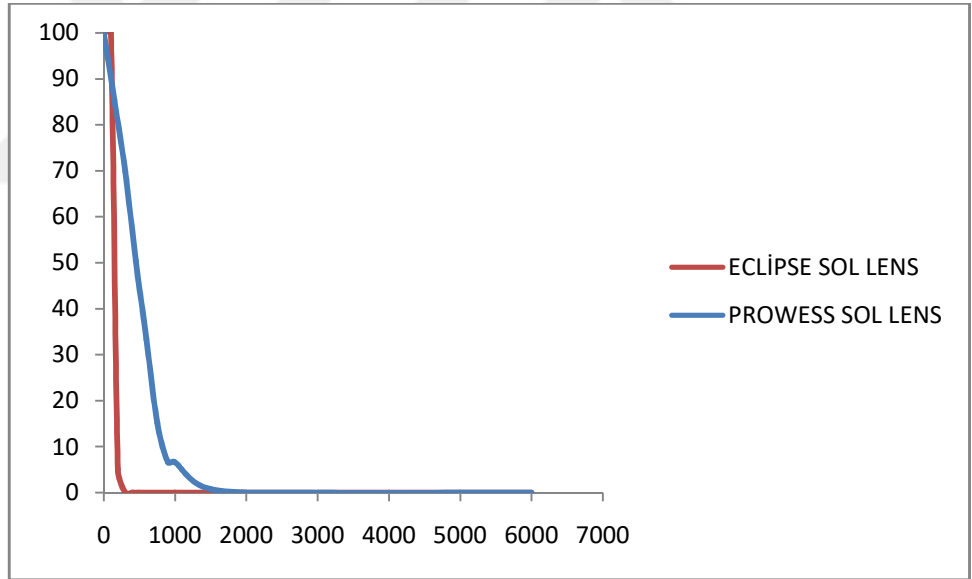
Şekil 4.8.Sağ göz için doz hacim grafiği.



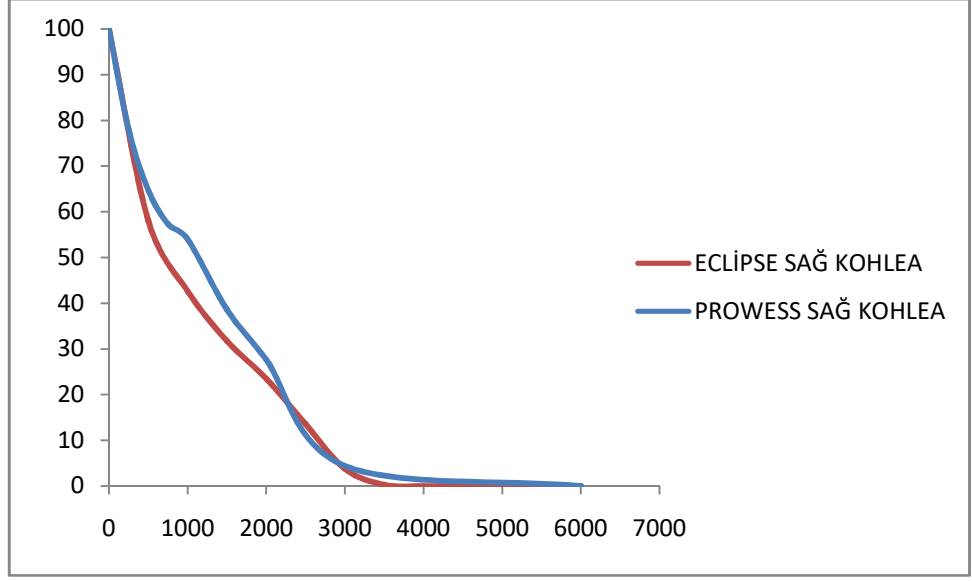
Şekil 4.9.Sol göz için doz hacim grafiği.



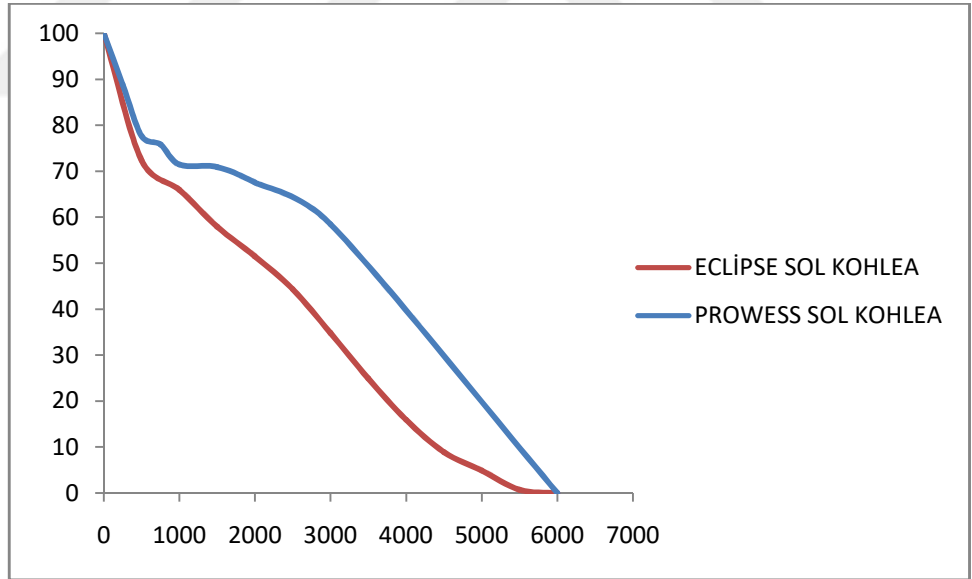
Şekil 4.10.Sağ lens için doz hacim grafiği.



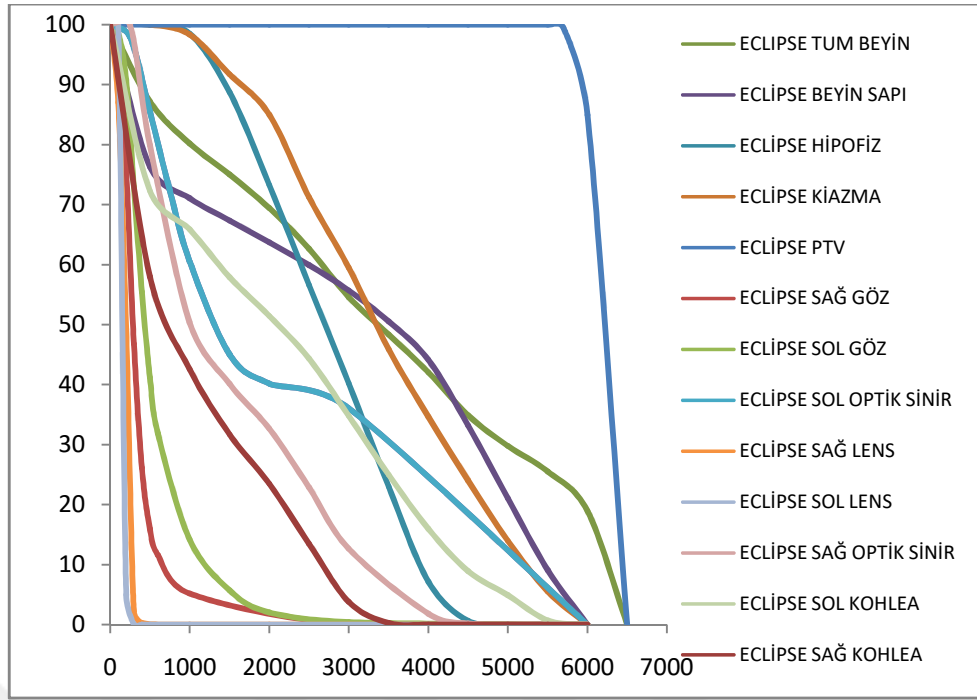
Şekil 4.11.Sağ lens için doz hacim grafiği.



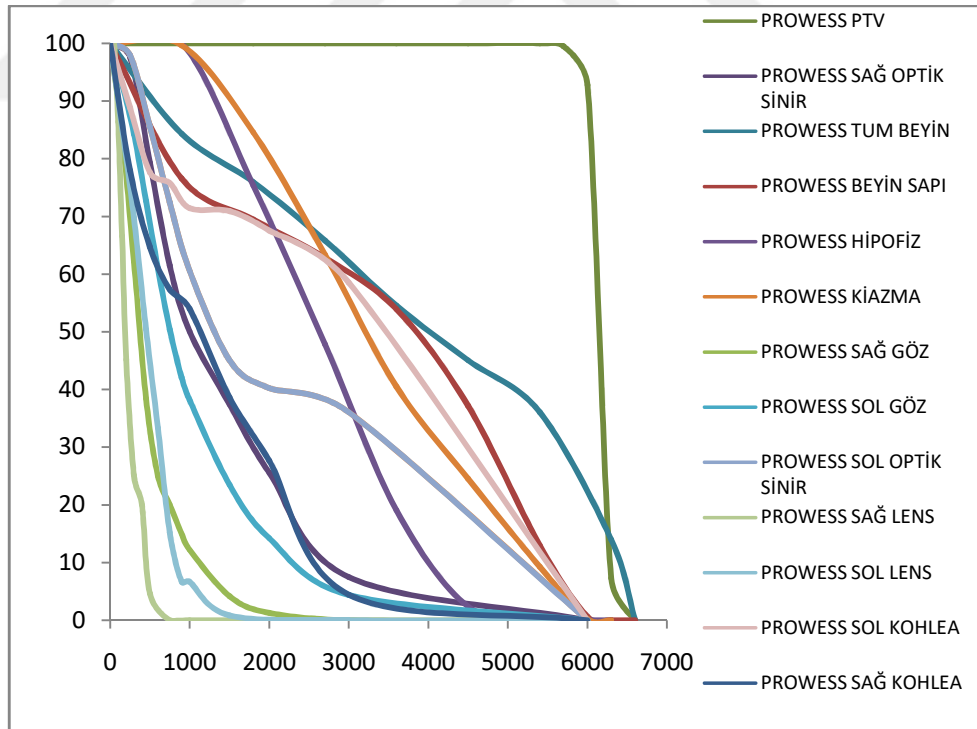
Şekil 4.12.Sağ kohlea için doz hacim grafiği.



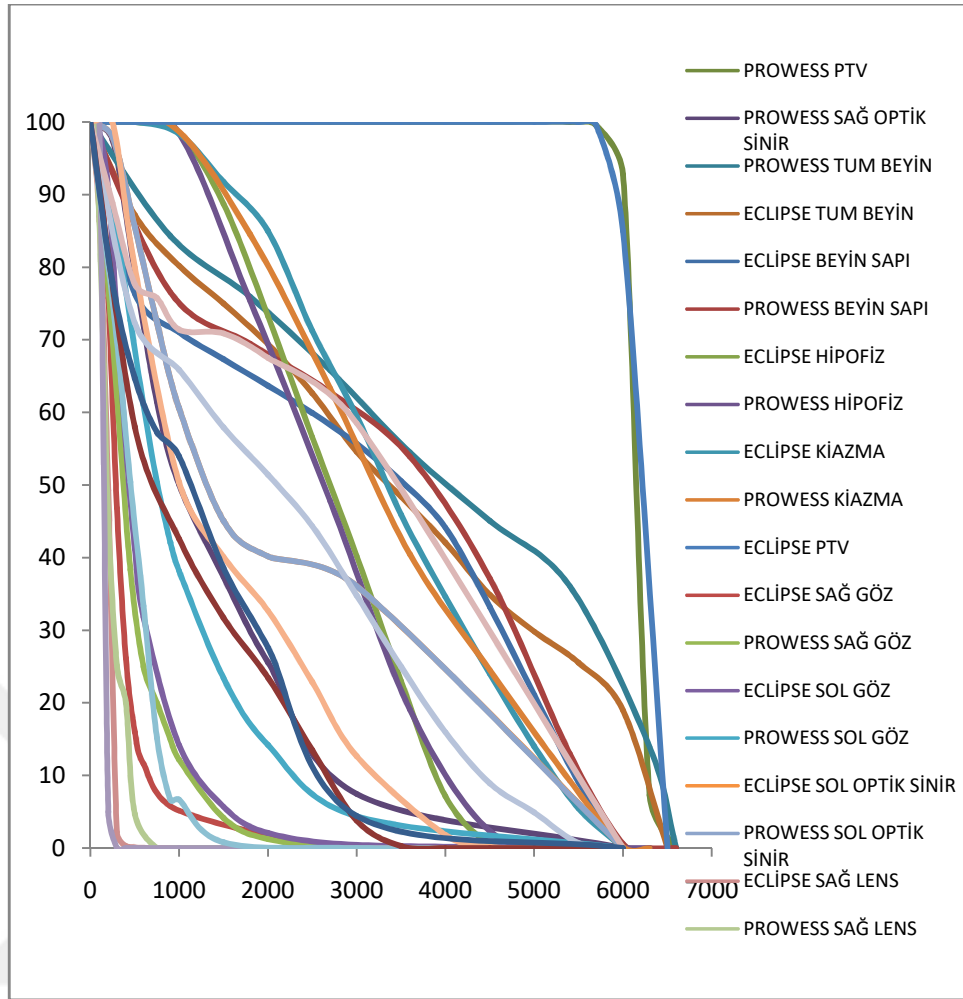
Şekil 4.13.Sol kohlea için doz hacim grafiği.



Şekil 4.14.Eclipse tedavi planlama sistemi ile oluşturulan planların kritik organ ve PTV için doz hacim grafiği.



Şekil 4.15.Prowess tedavi planlama sistemi ile oluşturulan planların kritik organ ve PTV için doz hacim grafiği.



Şekil 4.16. Prowess ve Eclipse tedavi planlama sistemi ile oluşturulan planların karşılaştırmalı kritik organ ve PTV için doz hacim grafiği.

5. TARTIŞMA

Tedavi planlama sistemi radyoterapi tedavisinin önemli bir parçasıdır. (Podgorsak 2005). Tedavide belirlenen hedef için optimal doz dağılımı doğru planlama ile yapılmalıdır (Pinter 2019).Tedavi planlama sistemleri YART tedavi tekniği ile doğru doz hesaplayabilmek için çeşitli ve karmaşık yapıda doz hesaplama algoritmalarına sahiptir.Tedavi planının klinik işlevselliğinin değerlendirilmesi ve doz hesaplamalarının doğruluğu TPS'ler arasındaki karşılaştırmalar ile mümkündür (Eldesoky ve ark. 2012).

Onay ve arkadaşları Prowess TPS,Eclipse TPS ve Tomoterapi planlama sistemlerinde oluşturulmuş kraniospinal YART tedavi planlarını karşılaştırmışlardır.Bu çalışmada PTV içerisindeki doz dağılımları incelenmiş homojenite indeks değerlerinde anlamlı bir fark görülmemiş fakat Prowess TPS ile yapılan planlarda PTV doz dağılımının daha homojen olduğu gözlenmiştir.Aynı çalışmada konformite indeks değeri karşılaştırıldığında tomoterapi planlama sistemi ile yapılan tedavi planlarının daha iyi olduğu belirtilmiştir.Öte yandan kritik organların maksimum dozları Tomoterapi TPS' de daha düşük olduğu için diğer iki TPS'e göre Tomoterapinin daha avantajlı olduğu görülmüştür (Onay ve ark. 2014).Bizim yaptığımız çalışmada her iki planlama sistemi için aynı homojenite indeks değerleri elde edildi. Çalışmamızda konformite indeks değerlerinde anlamlı bir fark gözükme de Eclipse tedavi planlama sistemi ile elde edilen planların konformite indeks değerleri daha iyi çıkmıştır.

Bosse ve arkadaşları tarafından 18 akciğer ve baş boyun kanseri hastasına 6-10 Mv enerjili foton kullanılarak Pinnacle, Monaco ve Eclipsedevam planlama sistemleri arasındaki doz hesaplamalarını karşılaştırmak için yapılan çalışmada referans olarak Monte Carlo algoritması tabanlı Monaco TPS seçilmiş ve Pinnacle(CCCS algoritmali) ve Eclipse(AAA algoritmali) TPS' deki planlar bu standartlara(en iyi standart olarak kabul edilen MC tabanlı Monaco) göre değerlendirilmiştir. Bu TPS' lerin doz hesaplamalarını karşılaştırmak için tedavi planlarının doz volüm histogramları ve hedef hacmin homojenite ve conformite indeksleri hesaplanmıştır. Referans olarak alınan ve Monaco TPS' de yapılan bu planların dozimetrik sonuçlarına göre Pinnacle ve Eclipse TPS' lerinin doz hesaplamasında doz hesaplama algoritmalarından kaynaklı farklılıkların olabileceği,

bu farkların oldukça az olduğu ve DVH grafikleri ile de görülebileceği sonucuna varılmıştır(Bosse ve ark. 2020).

Eldesoky ve arkadaşları 11 farklı tipte beyin, baş boyun kanserli pediatrik vaka için üç farklı yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tedavi planlama sistemi(TPS) olan KonRad TPS, XiO TPS ve Prowess tedavi planlama sistemlerinin tedavi planlarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada her üç TPS’inde hedef hacim kapsamının birbirleri ile benzer olduğu bununla birlikte üç TPS için doz volüm histogramlarından bakılan kritik organ dozlarının birbirinden farklı olduğu gözlenmiştir.Bu çalışmadaüç tedavi planlama sisteminin de uluslararası onaylanmış standartlara göre klinik hedeflerin koşullarını yönetmede teknik olarak başarılı ve pediatrik pratikte uygulama prensiplerinde geçerli olduğu gözlenmiş fakat XiO TPS’in bazı dezavantajlarından ötürü KonRad ve Prowess TPS’in tedavi planlamasında daha uygun olduğu belirtilmiştir(Eldesoky ve ark. 2012).

Petric ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada YART tekniği ile 6 MV enerjili foton kullanılarak Brainscan ve Eclipse tedavi planlama sistemlerinde tedavi planları oluşturulmuştur. Bu çalışmada tedavi planlama sistemlerinin klinik işlevselliğinin karşılaştırılması ve her iki TPS’in doz hesaplama doğruluğunun klinik yeterliliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.Sonuç olarak,hedef kapsamı ve sağlıklı doku korumasında her iki TPS’inde büyük oranda birbiri ile eşdeğer olduğu fakat yüksek düzeyde modüle edilmiş alanlar için dozu doğru bir şekilde hesaplamada Eclipse TPS'nin yetersiz olduğu belirtilmiştir (Petric ve ark. 2005).

Literatür taramasıyla elde edilen çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırıldığında, bizimçalışmamızda sol lens,sol göz ve sağ optik sinir maksimum dozları Eclipse tedavi planlama sisteminde daha düşük çıktığı için Eclipse planlarının Prowess planlarına göre daha avantajlı olduğu görülmüştür.Çalışmamızda doz volüm histogramları her iki tedavi planlama sistemi için ayrı ayrı incelendiğinde kiazma dışında tüm kritik organların Eclipse tedavi planlama sistemi DVH’larının daha iyi olduğu gözlenmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sol temporal yerleşimli yüksek gradlı beyin tümörü tanılı 15 hastanın Prowess Phanter tedavi planlama sistemi ve Eclipse tedavi planlama sisteminde yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği(YART) ile tedavi planları yapıldı.Yapılan çalışma sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel olarak karşılaştırmaları DVH grafikleri değerlendirildiğinde;hedef hacmin minimum ve ortalama dozları Eclipse TPS' de Prowess TPS' e göre daha düşük, maksimum dozları arasında ise anlamlı bir farkın olmadığı gözlenmiştir.

Kritik organ dozlarını incelendiğinde; hedeflenen bölgenin karşı tarafında kalan sağ lens dozlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Hedef hacim ile aynı bölge yerleşimli olan sol lensin; maksimum, minimum ve ortalama dozlarının Prowess'ten elde edilen sonuçlarının Eclipse sonuçlarına göre daha yüksek değerlere sahip olduğu gözlenmiştir. Bu sonuç bize radyoterapinin temel amacı olan hedeflenen dozu verirken kritik organ ve sağlıklı dokuları olabildiğince koruma prensibi gereği Eclipse TPS'deki planlamanın Prowess' e göre daha üstün olduğunu göstermiştir.

Beyin sapı, sağ kohlea,sol optik sinir ve tüm beyin dozları incelendiğinde minimum doz değerinin Eclipse TPS' de Prowess'e göre daha düşük oranda olduğu maksimum ve minimum dozlarında ise anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmüştür.

Kiazma ve Hipofiz için kritik organ dozlarının p değerlerinde her üç doz içinde TPS' ler arasında birbirlerine göre bir üstünlüğün olmadığı gözlenmiştir.

Sağ optik sinir organ dozları incelendiğinde Eclipse TPS'de Prowess TPS'e göre daha düşük minimum ve maksimum doz değerleri olduğu ortalama doz değerinde fark olmadığı ve Eclipse TPS' deki planlamanın ideal plana daha uygun olduğu gözlenmiştir.

Sol kohlea ve sağ göz maksimum dozlarında iki tedavi planlama sisteminde de fark olmadığı minimum ve ortalama dozlarında ise Prowess planlarından elde edilen değerlerin Eclipse TPS' deki değerlerden daha yüksek düzeyde olduğu görülmüştür. Sol göz minimum, maksimum ve ortalama dozları Eclipse'te ölçülen

değerlerin Prowess' e göre daha düşük olduğu ve Eclipse planlarının ideal plana daha yakın olduğu gözlenmiştir.

Homojenite index ve konformite index değerleri incelendiğinde her iki planlama sistemi için anlamlı bir farkın olmadığı görülmüştür.

Aynı zamanda yapılan farklı tedavi planlarını karşılaştırmak için kullanılan DVH grafikleri, 15 hastanın verilerinin ortalaması ile elde edilmiştir. Bu grafikler değerlendirildiğinde kritik organ dozlarının çoğunda Eclipse TPS'de daha düşük düzeyde olduğu görülmektedir.

Bu çalışmamızda yüksek gradlı beyin tümörü tanılı hastaların tedavisinde Eclipse tedavi planlama sisteminde elde edilen planlamaların Prowess tedavi planlama sistemindeki planlamalara göre kritik organları daha iyi koruduğu fakat hedef hacme maksimum dozun verilmesinde birbirlerine karşı bir üstünlüğünün olmadığı görülmüştür.

Tüm bu değerlendirmeler bize tedavi planlama sistemlerinin radyoterapi tedavisinde daha başarılı sonuçlar elde etmek için yeni teknolojilerle desteklenerek geliştirilmesi gerektiğini göstermektedir.

7.KAYNAKLAR

- Acun H, Kemikler G, Çakır A, Tuncay E, Darendeliler E. Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi. *Türk Onkoloji Dergisi*.2011;8-25.
- Aktan M, Koç M, Kanyılmaz G. Tekrarlayan yüksek dereceli gliomaları olan seçilmiş hastalarda temozolomid ile yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi kullanılarak yeniden radyasyonun ardından sağkalım. *Annals Of Translational Medicine*.2015;3(20).
- Asnaashari K, Golrokh Nodehi MR, Mahdavi SR, Gholami S, Khosravi HR. Dosimetric comparison of different inhomogeneity correction algorithms for external photon beam dose calculations. *Journal Of Medical Physics*. 2013;38 (2) : 74-81.
- Avcı ÇB, Susluer SY, Dodurga Y, Akalın T, Coğullu Ö, Oktar N, Gündüz C. Anaplastik Beyin Tümörlerinin Tanı ve Prognozunda Tümör Süpressör Genlerin ve Onkogenlerin Önemi. *Journal of Neurological Sciences (Turkish)*. 2011; 563-80.
- Beyzadeoğlu M, Ebruli C. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi. *Temel Radyasyon Onkolojisi*, Ankara, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, 2008.
- Bosse C, Narayanasamy G, Saenz D, Myers P, Kirby N, Rasmussen K, Mavroidis P, Papanikalaou N, Stathakis S. Dose calculation comparisons between three modern treatment planning systems. *Journal Of Medical Physics*. 2020; 143-47.
- Brualla L, Rodriguez M, Lalleno AM. Monte carlo systems used for treatment planning and dose verification. *Strahlenther Onkol*, 2017; 243-59.
- Buzdar SA, Afzal M, Pokropek AT. Comparison of pencil beam and collapsed cone. *Journal of Ayub Medical College*. 2010; 152-54.
- Chabner BA, Bruce ATJ. Chabner Harrison Onkoloji El Kitabı. Nobel Tıp Kitap Evleri, 2009; 567-68
- De Martino F, Clemente S, Graeff C, Palma G, Cella L. Dose calculation algorithms for external radiation therapy: an overview for practitioners. *Applied Sciences*.2021;1-20.
- Deangeles M L. (2001). Brain tumors. *The New England Journal of Medicine* , 2001;344(2):114-23.
- Ebert MA, Haworth A, Kearvell R, Hooton B, Hug B, Spry NA, Bydder SA, Joseph DJ. Comparison of DVH data from multiple radiotherapy treatment planning systems. *Physics in Medicine & Biology* .2010;55(11) 337-46.
- Eldesoky I, Attalla EM, Elshemey WM, Zaghloul MS. A comparison of three commercial IMRT treatment planning systems for selected pediatric cases. *J Appl Clin Med Phys*. 2012; 13(2): 124–35.
- Ertem GA. Radyoterapi alan hastaların evde bakım gereksinimleri. *Maltepe Üniversitesi Hemşirelik Bilim ve Sanatı Dergisi*.2009; 2(2).
- Ertürk E. Tedavi planlama sistemleri. *Medfizonline*.2019;24.
- Evans MDC. Computerized treatment planning systems for external photon beam radiotherapy. International Atomic Energy Agency Publication. Montreal, Quebec, Canada;2006;87-406
- Farhood B, Toossi MTB, Gharbani M, Salari E, Knaup C. Assessment the accuracy of dose calculation in build-up region for two radiotherapy treatment planning systems. *Journal Of Cancer Research And Therapeutics*. 2017;968-73.
- Hartford AC, Galvin JM, Beyer DC, Eichler TJ, Ibbott GH, Galvin JM, Kavanagh B, Schultz CJ, Rosenthal SA. American college of radiology (acr) and american society for radiation oncology (astro) practice guideline for intensity-modulated radiation therapy (imrt). *American Journal of Clinical Oncology*. 2012;612-7.
- International commission on radiation units and measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. *Journal of the ICRU*.2010 doi:10.1093/jicru/ndq001 .
- Jeraj M, Robar V. Multileaf collimator in radiotherapy. *Radiol Oncol*.2004; 235-40.

- Karabey AÜ, Onay Ö, Karaçam S, Koca S, Atkovar G. Prowess panther tedavi planlama sisteminin dozimetrik verifikasyonu ve klinik kabullün değerlendirilmesi. *Türk Onkoloji Dergisi*.2012;76-82.
- Khan FM, Gibbins JB. The physics of radiation therapy. Philadelphia.2014.
- Kleihues P, Louis DN, Scheithauer BW, Rorke LB, Reifenberger G. The WHO classification of tumors of the nervous system. *J Neuropathol Exp Neurol*.2002;215-25.
- Korhonen L. Methods for dose calculation and beam. Helsinki.2009.
- Kurtman C, Çelebioğlu B. Radyoterapi radyasyonun tarihçesi. *Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı*.2000;1(1);49-50.
- Kutluk T, Kars A. Radyoterapi. *Kanser Konusunda Genel Bilgiler*.2001;28
- Lee NY, Terezakis SA. Intensity-modulated radiation therapy. *J Surg Oncol*.2008; 97(8):691-6.
- Louis DN, Perry A, Reifenberger G, Demling A, Branger DF, Cavenee WK, Oghaki H, Kleihues P, Ellison DW. The 2016 world health organization classification of tumors of the central nervous system: a summary. *Acta Neuropathol*.2016;803-20.
- Lu L. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*.2013;1(2).
- Mamati TT. Glioblastoma multiforme’de konkomitant ve adjuvant temozolomid’in radyoterapiye katkısı. *Okmeydanı Eğitim Ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği*. İstanbul.2006
- Meral İ. Merkezi sinir sistemi tümörleri. *Radyoterapi Fiziği*. Nobel Akademik Yayıncılık. Ankara, 2020;731-4
- Mijnheer B, Fiorino C, Hartmann G, Knöös T, Rosenwald JC, Welleweerd H. Quality assurance of treatment planning systems and practical examples for non-IMRT photon beams. Brussels, 2004.
- Olacak N. Röntgen X ışınları. *UROK* 2002;13-4.
- Oliver M, Beckham WA. Comparing planning time, delivery time and plan quality for IMRT, Rapidarc and Tomotherapy. *J Appl Clin Med Phys*.2020;516-7.
- Onay Ö, Karabey AÜ, Morgül Y, Karabey MS. Kraniyospinal tümöre tedavisinde step and shoot IMRT ve helikal tomoterapi plan karşılaştırması. *Türk Onkoloji Dergisi*.2014 ;29(2):46-52
- Petric MP, Clark BG, Robar JL. A comparison of two commercial treatment planning systems for IMRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*.2005;63-79.
- Piepmeyer J, Baehring JM. Surgical resection for patients with benign primary brain tumors and low grade gliomas. *Journal of Neuro-Oncology*.2004;55-65.
- Pinter C. Dynamic representation of anatomical structures in radiation therapy treatment planning and evaluation. Queen's University at Kingston. Canada. (2019).
- Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna. 2005;219-30.
- Rana SB. Dose prediction accuracy of anisotropic analytical algorithm and pencil beam convolution algorithm beyond high density heterogeneity interface. *South Asian J Cancer*.2013; 26-30.
- Saw CB, Li S, McKeague J, Peters CA. External beam planning module of eclipse for external beam radiation therapy. *Medical Dosimetry*.2018;195-204.
- Stupp R, Mason WP, Vandnbent MJ, Weller M, Fisher B. Radiotherapy plus concomitant and adjuvant temozolomide for glioblastoma. *N Engl J Med*.2005;87-96.
- Surawicz TS, Mccarty BJ, Kupelian V, Jukich PJ, Bruner JM, Davis FG. Descriptive epidemiology of primary brain and CNS tumors: results from the central brain tumor registry of the United States, 1990–1994. *Neuro-Oncology*.1999;14-25.
- Şimşek AB, Dicle A. Primer beyin tümörü: klinik özellikler, tedavi ve bakım. *Dergipark*.2013;102-113.
- Uzel Ö. Küratif, preoperatif ve postoperatif radyoterapi. *Radyasyon Onkolojisinde Temel Yaklaşım*. İstanbul.2012;48-58.

<https://www.medikalfizik.net/tag/tedavi-planlama-sistemi-nedir/>

<https://www.diagnosticimaging.com/view/varian-introduces-eclipse-treatment-planning-system>



8.ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Elif	Soyadı	Yeşil
Doğum Yeri		Doğum Tarihi	
E-mail		Uyruğu	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü	2013
Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
.		-
.		-

Yabancı Dil	İngilizce
--------------------	-----------

9. EKLER

Ek1: Etik kurul kararı.

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ MERAM TIP FAKÜLTESİ İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI	
Toplantı Sayısı: 112	Toplantı Tarihi: 17 Temmuz 2020
Karar Sayısı: 2020/2717; Fakültemiz Dahili Tıp Bilimleri Bölümü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Meryem AKTAN' ın "Radyoterapide kullanılan iki farklı tedavi planlama sistemi ile yüksek gradlı beyin tümörlü hastaların tedavi planlarının karşılaştırılması" başlıklı yüksek lisans tez çalışması ile ilgili 10.07.2020 tarihli dilekçesi ve ekleri görüşüldü, Elif YEŞİL' in retrospektif uzmanlık tez çalışmasının Fakültemiz Dahili Tıp Bilimleri Bölümü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Meryem AKTAN' ın sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir. Not: Çalışma ile ilgili gerekli izin ve yasal sorumluluk araştırmacılara aittir. Sorumlu Araştırmacı: Doç. Dr. Meryem AKTAN Yardımcı Araştırmacı: Elif YEŞİL	