



T.C.
BURSA ULUDAĞ
ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ
ENSTİTÜSÜ TIP FAKÜLTESİ
RADYASYON ONKOLOJİSİ
ANABİLİM DALI



**BEYİN METASTAZLI HASTA TEDAVİ PLANLARI ÜZERİNDE
YAPILAN SBRT PLANLARININ DOZİMETRİK
PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

AYŞEGÜL ALTINDAŞ

ORCID ID:0000-0003-1693-1451

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

BURSA-2021





T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TIP FAKÜLTESİ
RADYASYON ONKOLOJİSİ
ANABİLİM DALI



**BEYİN METASTAZLI HASTA TEDAVİ PLANLARI ÜZERİNDE
YAPILAN SBRT PLANLARININ DOZİMETRİK
PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Ayşegül ALTINDAŞ

ORCID ID:0000-0003-1693-1451

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

DANIŞMAN:

Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ

BURSA-2021

T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK BEYANI

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum

“Beyin Metastazlı Hasta Tedavi Planlarının Üzerinde Yapılan SBRT Planlarının Dozimetrik Parametrelerinin Karşılaştırılması” adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığını ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.

Adı Soyadı

Tarih ve İmza

İÇİNDEKİLER

DIŞ KAPAK	
İÇ KAPAK	
ETİK BEYANI.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
TÜRKÇE ÖZET	v
İNGİLİZCE ÖZET	vi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Kanser Oluşumu	2
2.2. Kanser Hücrelerinin Yayılımı.....	2
2.3. Beyin Metastazı	3
2.4. Beyin Metastazında Tanı ve Tedavi	4
2.4.1. Cerrahi.....	4
2.4.2.Kemoterapi	4
2.4.3. Radyoterapi	4
2.5.Radyoterapi	5
2.7.Radyoterapi Yöntemleri	7
2.7.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)	7
2.7.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART).....	7
2.7.3. Volümetrik Ayarlı Ark Tedavi (VMAT)	7
2.7.4.Stereotaktik Radyocerrahi (SRS).....	8
2.8. Stereotaktik Radyocerrahi Uygulamalarında Kullanılan Cihazlar	9
2.8.1. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Stereotaktik Radyoterapi	10
2.8.1.1. Elekta Synergy Linner Hızlandırıcı	10
2.8.2. CyberKnife (CK) Robotik Radyacerrahi.....	10
2.8.2.1 6D Skull İzleme Algoritması	13
2.8.2.2 X-Sight Omurga İzleme Algoritması.....	15
2.8.2.3. Fiducial İzleme Algoritması	16
2.8.2.4 X-Sight Akciğer İzleme Algoritması	17
2.6. Lineer Hızlandırıcı (LINAC)	17
2.6.1. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK).....	19
2.9. Tedavi Karşılaştırma Parametreleri (Hedef Hacim Tanımlamaları)	20
2.9.1.Görüntülenebilir Tümör Volümü (GTV) (Gross Tumor Volume).....	20
2.9.2 Klinik Hedef Volüm (CTV) (Clinical Target Volume)	21

2.9.3. Planlanan Hedef Hacim (PTV) (Planing Target Volume).....	21
2.9.4. Riskli Organlar (OAR)	21
2.9.5. Homojenite İndeks (HI).....	21
2.9.6. Konformite İndeks (CI).....	22
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1. Gereçler.....	23
3.1.1.GE Discovery RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	23
3.1.2. Monaco Planlama Sistemi	24
3.1.3 Accuray Precesion Planlama Sistemi	25
3.1.4 SPSS	26
3.2 Yöntem	26
3.2.1 Hasta Seçimi	26
3.2.2 Konturlama	26
3.2.3 Planlama	27
3.2.4 Monaco Planlama Sisteminde Planlama	27
3.2.5 Accuray Precesion Planlama Sisteminde Planlama.....	28
3.2.6 İstatiksel Veri Analiz	28
4.BULGULAR.....	30
4.1. Hedef Hacim için Değerlendirilme	30
4.1.1. PTV için Elde Edilen Veriler	30
4.2. Kritik Organlar için Değerlendirilme	33
4.2.1. Beyin-PTV için Elde Edilen Veriler	33
4.2.2. Sol Lens için Elde Edilen Veriler.....	36
4.2.3. Sağ Lens için Elde Edilen Veriler.....	37
4.2.4. Sol Göz için Elde Edilen Veriler	39
4.2.5. Sağ Göz için Elde Edilen Veriler	40
4.2.6. Sol Optik Sinir için Elde Edilen Veriler.....	41
4.2.7. Sağ Optik Sinir için Elde Edilen Veriler.....	42
4.2.8. Sol Hipokampüs için Elde Edilen Veriler	44
4.2.9. Sağ Hipokampüs için Elde Edilen Veriler	46
4.2.10. Beyin Sapı için Elde Edilen Veriler	49
4.2.11. Optik Kiazma için Elde Edilen Veriler	51
4.2.12. Hipofiz için Elde Edilen Veriler.....	52
4.2.13. Sol Lakrimal için Elde Edilen Veriler.....	53

4.2.14. Sağ Lakrimal için Elde Edilen Veriler	55
4.2.15 Sol Kohlea için Elde Edilen Veriler	56
4.2.16 Sağ Kohlea için Elde Edilen Veriler	58
4.3. HI, CI, MU ve Süre için Değerlendirme	60
4.3.1. Homojenite İndeks için Elde Edilen Veriler	60
4.3.2. Konformite İndeks için Elde Edilen Veriler	61
4.3.3. Monitor Unite (MU) İndeks için Elde Edilen Veriler	63
4.3.4. Süre (Time) İndeks için Elde Edilen Veriler	64
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	67
5.1 PTV için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	67
5.2 Beyin-PTV için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	69
5.3 Lensler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	70
5.4 Gözler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	71
5.5 Optik Sinirler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	72
5.6 Hipokampus için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	73
5.7 Beyin Sapı için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	74
5.8 Optik Kiazma için Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	74
5.9 Hipofiz için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	75
5.10 Lakrimaler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	75
5.11 Kohlealar için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	75
5.12 CI ve HI için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	76
5.13 MU için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	78
5.13 Süre için Sonuçlarının Değerlendirilmesi	78
6. KAYNAKLAR	81
7.SİMGELER VE KISALTMALAR	86
8.EKLER	88
9.TEŞEKKÜR	91

TÜRKÇE ÖZET

Bu çalışmada radyoterapi tedavisi görmüş beyin metastazı tanılı 9 hasta için SRS/SBRT tekniği ile VMAT ve CyberKnife tedavi planlama sistemleri ile sanal tedavi planları yapılarak dozimetrik karşılaştırma yapılmıştır.

Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedaviye alınmış beyin metastazlı 9 hastaya ait arşiv materyali retrospektif olarak elde edilmiş ve sanal tedavi planları yapılmıştır. Yapılan planlarda 18 Gy doz 3 fraksiyonda verilecek şekilde belirlenmiştir. Sanal planlar için PTV, beyin-PTV, lensler, gözler, optik sinirler, optik kiazma, beyin sapı, hipokampus, hipofiz, kohlea, lakrimal glandların konturlamaları radyasyon onkoloğu ve nöroradyolog tarafından yapıldı. Planlarda izodozun hedef hacmin %95'ini sarmasına ve kritik organların korunmasına dikkat edildi. Oluşturulan planlardaki DVH'lar ile doz dağılımları elde edildi ve SPSS programıyla Independent-Samples T Testi ve Mann Whitney U testleri kullanılarak istatistiksel analiz yapıldı. Bunun sonucunda her iki lens ve lakrimal gland, sağ göz, HI, CI ve MU dozimetrik karşılaştırmalarında anlamlı bir fark bulunurken PTV, beyin-PTV, sol göz, optik sinir, optik kiazma, beyin sapı, hipokampus, hipofiz ve kohlealar anlamlı bir fark bulunmadı. Çoğu kritik organda anlamlı bir fark bulunmasa da birçoğunun en düşük değerleri CyberKnife planlarından elde edilmiştir. HI, CI, MU ve süre değerlerine bakıldığında ise en düşük değerler VMAT planlama sisteminden elde edilmiştir.

Anahtar Kelime: Beyin Metastazı, Stereotaktik Radyocerrahi, CyberKnife, VMAT

İNGİLİZCE ÖZET

COMPARISON OF DOSIMETRIC PARAMETERS OF SBRT PLANS MADE ON BRAIN METASTASIS PATIENT TREATMENT PLANS

In this study, dosimetric comparison was made by making virtual treatment plans with VMAT and CyberKnife treatment planning systems with SRS / SBRT technique for 9 patients who received radiotherapy treatment with a diagnosis of brain metastasis.

Bursa Uludag University School of Medicine Department of Radiation Oncology Department received treatment in patients with brain metastases obtained 9 of archival material was made retrospectively and virtual treatment plan. In the plans made, 18 Gy dose was determined to be given to the patient in fraction. PTV, brain-PTV, lenses, eyes, optic nerves, optic chiasm, brain stem, hippocampus, pituitary, cochlea, lacrimal glands were contoured by a radiation oncologist and neuroradiologist for virtual plans. In the plans, attention was paid to the isodose covering 95% of the target volume and protecting critical organs. Dose distributions were obtained with the DVHs in the created plans and statistical analysis was performed using the Independent-Samples T Test and Mann Whitney U tests with the SPSS program. As a result, a significant difference was found in dosimetric comparisons of both lenses and lacrimal gland, right eye, HI, CI and MU, while a significant difference was found in PTV, brain-PTV, left eye, optic nerve, optic chiasma, brainstem, hippocampus, pituitary, cochleas and lacrimals. no difference was found. Although no significant difference was found in most critical organs, the lowest values of many were obtained from the CyberKnife plans. Looking at the values of HI, CI and MU, the lowest values were obtained from the VMAT planning system.

Keywords: Brain Metastasis, Stereotactic Radiosurgery, CyberKnife, VMAT

1.GİRİŞ

Radyoterapinin amacı, çevredeki sağlıklı doku üzerindeki toksik etkileri en aza indirerek tümörler üzerindeki etkisini maksimize etmektir (Formenti & Demaria, 2009).

Kanser, hücre büyüme ve bölünmesini kontrol eden genlerin hasar görmesi sonucu hücrelerin sürekli ve kontrolsüz şekilde çoğalmasıyla ortaya çıkan kritik ve kompleks bir hastalıktır (Cumhur, 2016; Karasu, 2019). Kanser hücrelerinin oluşturduğu anormal bölünen hücre topluluğu çevrelediği organ veya dokuyu baskılayarak işlevini yerine getirmesini engeller (Oylar & Tekin, 2011). Kanser bu şekilde vücudun diğer doku veya organlarına yayılmasına “metastaz” adı verilir (Ari, 2008).

Vücuttaki her türlü kanser beyine metastaz yapabilmektedir. Fakat en sık akciğer, meme, böbrek ve kalın bağırsak kanserleri ile melanoma beyine metastaz yapar (Kahveci, 2015; Patchell et al., 2003). Beyin metastazları sekonder beyin tümörleri olarak adlandırılır (Uğurluer, 2009). Solit tümörlü hastaların yetişkinlerin %10-30’unda, çocukların %3-13’ünde beyin metastazı görülür (Ni et al., 2020). Tek başına stereotaktik radyocerrahi tüm beyin radyasyon tedavisini ertelemek için 4 adet lezyona kadar beyin metastazı için tercih edilen radyasyon tedavi seçeneği olarak ulusal kılavuzlarda önerilmiştir (Fritz et al., 2018). Stereotaktik radyocerrahi, lezyonun yanındaki bitişik dokuya radyasyon hasarını azaltan çok sayıda iyi koşullanmış ışın kullanılarak küçük bir lezyon üzerine yoğun fokal ışınlama sağlayan yeni bir radyoterapi uygulamasıdır (Pádua, Santos, Tadokoro, & Mello, 2015). Tek başına tedavi yöntemi olan stereotaktik radyocerrahinin kullanımı mükemmel bir lokal kontrol sağlar (Goethe et al., 2020). Genellikle çapı 2 ila 3 cm’den küçük olan tümörler için uygundur (Chon, Yoon, Lee, Kwon, & Cho, 2019). Günümüzde stereotaktik radyocerrahi 1-3 beyin metastazı olan hastalarda standart bir tedavi olmuştur (Fritz et al, 2018).

Bu çalışmada tek beyin lezyonlu 9 hastanın VMAT ve CyberKnife tedavi planlama sisteminde SRS (Stereotatik radyocerrahi) yöntemiyle sanal tedavi planlarını yaparak, doz-volüm histogramından kritik organ doz değerleri ve hedef hacim

dozlarının verileri elde edildi. SPSS istatistik programı kullanılarak birbirlerine göre üstünlükleri belirlenmeye çalışılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kanser Oluşumu

Kanser hastalığının gelişimi uzun zaman almaktadır (Oylar, & Tekin, 2011). Kanser, hücre büyüme ve bölünmesini kontrol eden genlerin hasar görmesi sonucu hücrelerin sürekli ve kontrolsüz şekilde çoğalmasıyla ortaya çıkan kritik ve kompleks bir hastalıktır (Cumhur, 2016; Karasu, 2019). Gelişmiş ülkelerin halen kalp ve damar hastalıklarından sonra ölüm istatistiklerinde ikinci sırada yer alan bir hastalıktır (Gu et al., 2019). Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, bu kanser hücreleri ile büyüyen kitleye tümör denir. Sürekli kontrolsüz bölünerek biriken tümörlere kötü huylu tümör (malign), bir süre bölünerek büyüyen fakat sonra büyümesi duran tümörlere ise iyi huylu tümör (benign) denir (Kahveci, 2015).

2.2. Kanser Hücrelerinin Yayılımı

Kanser hücreleri tek bir organı etkileyebileceği gibi farklı organları da etkileyebilirler (Baykara, 2016). Kanser hücrelerinin oluşturduğu anormal bölünen hücre topluluğu çevrelediği organ veya dokuyu baskılayarak işlevini yerine getirmesini engeller (Oylar, & Tekin, 2011). Kanserin bu şekilde vücudun diğer doku veya organlarına yayılmasına “metastaz” adı verilir (Ari, 2008).

Farklı tipteki kanserler farklı hızlarda büyürler, farklı yayılma biçimleri gösterirler ve farklı tedavilere cevap verirler (Ari, 2008). Kanser hücreleri üç farklı şekilde yayılım gösterirler.

- 1) Lenfatik yayılım: Lenf damarları yoluyla kanser hücrelerinin lenf bezlerine ulaşması ve vücudun çeşitli bölgelerine yayılım yapmasıdır.
- 2) Hematojen yayılım: Kanser hücrelerinin kan damarlarına geçerek kan yolu ile uzak organ ve bölgelere yayılım yapmasıdır.
- 3) Direkt yayılım: Kanser hücrelerinin bulunduğu bölgeden çevre doku ve organlara yayılım yapmasıdır (Cumhur, 2016).

2.3. Beyin Metastazı

Kanser hücrelerinde metastaz pek çok biyokimyasal ve moleküler faktör tarafından yönlendirilen karmaşık bir süreçtir. Metastaz kanserden ölümlerin %90'ından sorumludur ve kanser tedavisinde yüksek oranda sınırlayıcıdır (Özkara ve diğerleri, 2020).

Solit tümörlü hastaların yaklaşık %30'unda gelişen beyin metastazlarının kesin insidansı bilinmemektedir (Suh et al., 2020). Beyin metastazları yetişkinlerde en sık görülen intrakranyal tümörlerdir ve kanserli tüm hastaların yaklaşık %20'sinde görülür. Beyin metastazları primer beyin tümörlerinden 10 kat daha yaygındır (Hu et al., 2019). Beyin metastazlarının yaklaşık %80'i serebral hemisferlerde, %15'i cerebellum'da ve %5'i ise beyin sapında bulunur (Patchell et al., 2003). Beyin metastazlı hastaların %20-30'u zayıf lokal kontrol sonucu hayatını kaybeder. Beyin metastazı hastaların yaşam kalitesini ciddi anlamda düşüren ana nedenlerden biridir (Gu et al., 2019).

Vücuttaki her türlü kanser beyine metastaz yapabilmektedir. Fakat en sık akciğer, meme, böbrek ve kalın bağırsak kanserleri ile melanoma beyine metastaz yapar. Meme ve böbrek kanserleri genellikle beyinde tek tümöre neden olurken akciğer, kolon ve melanoma ise çok sayıda tümöre neden olurlar (Patchell et al., 2003; Kahveci, 2015).

Bütün beyin metastazlarının yaklaşık %60'ı akciğer kanseri kökenlidir. Bütün meme kanserlerinin de yaklaşık %20-%30'u beyin metastazı yapar. Beyin metastazlarının yaklaşık %15'inde ise köken aldığı yer bilinmemektedir (Kahveci., 2015; Karasu, 2019).

Çocuklarda ise en sık lösemi, sarkom, lenfoma, germ hücreli tümörler beyine metastaz yapmaktadır (Hacıyakupoğlu, 2014). Yaygın çocukluk çağı kanserlerinde beyin metastazı nadir görülmektedir. Kafatası veya dural lezyonlardan uzanım nispeten daha sık görülür. Bouffet ve ark. tarafından %2,5'lik bir insidans bulunmuştur (Nayak, Lee, & Wen, 2012).

2.4. Beyin Metastazında Tanı ve Tedavi

Beyninde lezyon görülen bir hastanın lezyonunun metastaz olma olasılığı oldukça yüksektir (Hacıyakupoğlu, 2014). Solit tümörlü hastaların yetişkinlerin %10-30'unda, çocukların %3-13'ünde beyin metastazı görülür (Ni et al., 2020). Beyin metastazlarında en yaygın semptomlar baş ağrısı, mide bulantısı, kusma gibi kafa içi basıncın artmasından kaynaklanmaktadır. Semptomların başlangıcı genellikle subakuttur. Beyin metastazının lezyon sayısına, yerleştiği yere ve ilişkili komplikasyonlarına bağlı gelişen klinik özelliklerinde değişkenlikler vardır (Pádua et al.,2015).

Metastatik intrakraniyal hastalığında radyoterapi, cerrahi ve genel kemoterapi tedaviler arasında yer alır (Rahmathulla, Toms, & Weil, 2012). Bu tedavi şekilleri birleştirilerek de uygulanabilir (Hacıyakupoğlu, 2014).

Beyin metastazlarının metabolik yapısında kayda değer gelişmeler olmasına rağmen standart tedaviden sonra kötü pronoz gösterebilir. Bu sebeple kaliteli sağ kalım süresini uzatmak tedavinin amacıdır (Ertılav, Ercan, & Ataizi, 2020).

2.4.1. Cerrahi

Kanserli dokunun çıkarılarak normal yaşam süresini sağlamak veya uzatmak amaçlanmaktadır. Cerrahi yöntemlerin dezavantajı ises bütün kanser tiplerine uygulanamaması, kanserin tekrarlama riski ve organ kaybıdır (Oylar, & Tekin, 2011). Cerrahi primer beyin tümörlerinde ilk tedavi seçeneğidir. Lezyonun yerleşim yeri, hastanın genel durumu ve düşük sağ kalımı olan hastalarda lezyonlar bu yöntem ile tam olarak çıkarılamayabilir (TROD.,2018).

2.4.2.Kemoterapi

Kan beyin bariyerini kemoterapik ajanların geçmesinin zorluğu sebebi ile kemoterapi beyin metastazlarında çoğunlukla çok etkili değildir (Van Den Bent et al., 2003).

2.4.3. Radyoterapi

Radyoterapi genel olarak kanseri içeren lokalize bir hedefi tedavi etmek için kullanılır. İyonlaştırıcı radyasyon, hızla çoğalan kanser hücrelerinin, radyasyonun neden olduğu DNA hasarına normal dokudan daha duyarlı olması temelinde, kanseri

tedavi etmek için kullanılmaktadır. Radyoterapinin amacı, çevredeki sağlıklı doku üzerindeki toksik etkileri en aza indirerek tümörler üzerindeki etkisini maksimize etmektir (Formenti, & Demaria, 2009).

2.5.Radyoterapi

1985’de Prof.W.C. Röntgen kendi elinin tarihdeki ilk radyografisi ile X-ışınlarını keşfettiğini gösterdi ve bununla bir devrim yaptı. Röntgen’in keşfinden altı ay sonra Prof. A.H. Becquerel doğal radyoaktiviteyi keşfetti. Marie S. Curie (kocasını Pierre Curie ile) 1898’de radyoaktif elementler polonyum ve radyumu saflaştırdı. 1903’de Röntgen, Becquerel, Marie ve Pierre Curie Nobel Fizik Ödülü ile onurlandırıldı. İyonlaştırıcı radyasyon o zamana kadar hem tanınmış görüntüleme hem de tedavi için tıbben yerleşmişti.1896’da Amerikalı beyin cerrahı Harvey Cushing bir hastanın servikal omurgasına takılan bir kurşunun yerini ortaya çıkarmak için bir radyografik cihaz kullandı. Aynı yıl literatürde en az 23 radyasyon dermatiti vakası bildirildi. Kanseri tedavi etmek için X ışınlarının ilk amaçlı kullanımı, 1896’da Emil Herman Grubbe’nin bir X-ışını aparatı inşa ettiği ve onu tekrarlayan bir meme kanserini tedavi etmek için kullandığı zaman meydana geldi. Buna paralel olarak, yeni keşfedilen radyum elementi tedavi için kullanılarak Curie’nin keşiflerinden istifade edildi ve tıbbi uygulamada kullanılacak radyoaktif elementlerin araştırılması hızlandı.

Radyasyonla ilgili deneylerin ilk günlerinde radyasyon yaralanmaları oldukça yaygındı. Thomas Edison’un asistanı Clarence Dally, X-ışınlarıyla yaptığı kapsamlı çalışmaların ardından radyasyonun neden olduğu kanserden 1904 yılında öldüğü bilinen ilk kişidir. Neyse ki radyoterapinin erken gelişimi için, 1920’lerde ve 1930’larda Claudius Regaud tarafından Fransa’da yapılan deneyler, bir koçun iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakılarak sterilize edilebildiğini ve dozun birkaç haftaya yayılması durumunda aşırı cilt hasarından kaçınılabileceğini gösterdi. Canlı bir insanda hastalığı yerinde görselleştirmek için çok sınırlı yöntemlerin olduğu bir zamanda, zaman/doz fraksiyonlamasının etkilerinin bu keşfi kritikti. Tek tip bir doz büyük bir doku hacmine verilebilir ve radyasyonun sağlıklı ve hastalıklı doku üzerindeki farklı radyobyolojik etkileri olabilirdi. Harici ışın radyoterapisinin geçmişinin çoğunda, tek tip doz dağılımı ve fraksiyonlara ayrılmış doz programlarının önemi dogma olarak kabul edildi (Trifilietti, Sahgal, Chao, & Sheehan, 2013).

2011 yılı Birleşik Krallık da Radyasyon Tedavisi Yılı olarak belirlenmiştir. O zamandan beri, radyasyon tedavisi, sayısız disiplinden çeşitli sağlık ve bilim profesyonellerinin birlikte çalıştığı bir disiplin olan Radyasyon Onkolojisi ile tanınmış bir tıp uzmanlığına dönüşmüştür. Cerrahi ve kemoterapinin yanı sıra radyasyon tedavisi veya radyoterapi, kanser tedavisinin toplam maliyetinin sadece %5'ini oluşturan yüksek maliyetli tek modalite tedavisi olarak kalmaktadır (Baskar et al., 2012). Radyoterapi genel olarak kanseri içeren lokalize bir hedefi tedavi etmek için kullanılır. İyonlaştırıcı radyasyon, hızla çoğalan kanser hücrelerinin, radyasyonun neden olduğu DNA hasarına normal dokudan daha duyarlı olması temelinde, kanseri tedavi etmek için yüzyıllardır kullanılmaktadır.

Tüm beyin radyoterapi, birden fazla beyin metastazı olan hastalar için genellikle birincil tedavi seçeneğidir (Weber, Caparotti, Laouiti, & Malek, 2011). Tipik olarak leptomeninges de dahil olmak üzere beyin ışınlamasını içerir (Suh et al., 2020). WBRT (Whole Brain Radiotherap), semptomları kontrol etmek ve yaşam kalitesini iyileştirmek için yaygın sistematik hastalıkla ilişkili çoklu metastazlı veya solit metastazlı olgularda tercih edilir. WBRT ayrıca beyin metastazlarının rezeksiyonundan sonra da kullanılabilir. Randomize çalışmalarda görüldüğü gibi intrakraniyal nüks riskini azaltır ve sağ kalım süresini arttırır. WBRT'nin en büyük yan etkisi bilişsel ve kognitif fonksiyonlarda azalmadır (Pádua et al., 2015).

Stereotaktik radyocerrahi, lezyonun yanındaki bitişik dokuya radyasyon hasarını azaltan çok sayıda iyi koşullanmış ışın kullanılarak küçük bir lezyon üzerine yoğun fokal ışınlama sağlayan yeni bir radyoterapi modelitesidir (Pádua et al, 2015). Cerrahiye benzer bir etkinlikle beyin metastazlarının ana tedavilerinden biridir (Loo, Pin, Thierry, & Clavier, 2020). Tek başına tedavi yöntemi olan stereotaktik radyocerrahinin kullanımı mükemmel bir lokal kontrol sağlar (Goethe et al., 2020). Genellikle çapı 2 ila 3 cm'den küçük olan tümörler için endikedir. Çünkü SRS de radyasyon toksisitesi riski tümörün boyutu büyüdükçe önemli ölçüde artmaktadır (Chon et al., 2019). Stereotaktik radyocerrahi günümüzde 1-3 beyin metastazı olan hastalarda standart bir bakımdır. Tek başına stereotaktik radyocerrahi tüm beyin radyasyon tedavisini ertelemek için 4 adet lezyona kadar beyin metastazı için tercih edilen radyasyon tedavi seçeneği olarak ulusal kılavuzlarda önerilmiştir. Olgu WBRT

almış ve yeni beyin metastazları saptanmışsa da SRS en etkin tedavi olarak kullanılır. (Fritz et al., 2018).

Bir hücreye verilen radyasyon hasarı, hücresel ortamdaki oksijen ve diğer moleküllerin varlığı gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak güçlenir veya hafifler (Nair, Parida, & Nomura, 2001).

2.7.Radyoterapi Yöntemleri

2.7.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

Hedef hacme yakın normal doku hasarını azaltmak için alanı şekillendirmek için üç boyutlu planlama teknikleri ve özel uygulama sistemleri kullanıldığında bu teknik genellikle konformal radyoterapi ya da üç boyutlu radyoterapi olarak adlandırılır. Geleneksel yaklaşımlarla karşılaştırıldığında üç boyutlu radyoterapi daha fazla tedavi alanı kullanma ve dozu hedef hacme bitişik normal dokulara düşürme eğilimindedir (Grégoire, & Mackie, 2011).

2.7.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavi kavramı radyoterapi tedavi planlama optimasyon algoritmaları, herhangi bir tek yönden gelen optimal radyasyon modelinin tipik olarak tek tip olmadığını öngöründüğü için ortaya çıktı. YART, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülemenin tedavi planlamasına girmesinden bu yana en heyecan verici gelişme olarak kabul edildi. Tek bir YART ışınının yoğunluk modülasyonu hedef hacimde istenmeyen homojen olmayan uzaysal doz dağılımına yol açar. Ortaya çıkan sıcak ve soğuk alanlar, diğer yönlerden karşılıklı gelen sıcak ve soğuk alanlar tarafından telafi edilir (Bortfeld et al, 2006; Grégoire, & Mackie, 2011).

2.7.3. Volümetrik Ayarlı Ark Tedavi (VMAT)

Hesaplama gücü ve üretim kontrol sistemlerindeki son gelişmeler YART konseptini genişletti. Ve VMAT'ı oluşturmak için uyumlu yaylar ve stereotaktik yaylar fikri ile birleştirildi. VMAT, hedefi uygun şekilde ışınlamak için ÇYK'leri, portal hareketini ve doz oranını senkonize eder. Her iki durumda da amaç, enerjiyi büyük bir doku hacmine yaymak ve doz dağılımının yüksek doz kısmını amaçlanan hedef içinde yoğunlaştırmaktır. Bu tekniğin en son yinelemesi, tek izomerkezli, çok hedefli VMAT tekniğidir. Ark dönüşü sırasında merkezi eksenden çıkan ışın adalarını oluşturmak için ÇYK teknolojisindeki son gelişmeleri kullanır. İzomerkez genel

olarak tedavi edilecek tüm hedeflerin ağırlık merkezine yerleştirilerek birden fazla hedefin aynı anda tedavi edilmesini sağlar (Trifilletti, Sahgal, Chao, & Sheehan, 2013).

2.7.4.Stereotaktik Radyocerrahi (SRS)

Etimolojik olarak “stereotaktik” terimi, katı anlamına gelen Yunanca “stereolar” dan ve dokunma anlamına gelen Latince “taktik” ten türetilmiştir. Stereotatik radyocerrahinin matematiksel temeli Kartezyen geometrisinin geliştirilmesiyle tanınan Fransız matematikçi Rene Descartes tarafından atıldı. Kartezyen koordinat geometrisi ilk olarak 1908’de açıklanan Horsley-Clarke aygıtının temelini oluşturdu. Makale bir elektrotu tutmak ve onu elektriksel uyarı için Kartezyen koordinatlara dayalı olarak beyine yönlendirmek için tasarlanmış bir aygıtı tanımladı ve “stereotaktik” ifadesi icat edildi (Chang, & Fiveash, 2020).

Stereotatik cerrahi, beyindeki tümörleri veya anormallikleri bulmak için üç boyutlu bir referans koordinat sistemi kullanan ve bunlar üzerinde bazı eylemler gerçekleştiren minimal invaziv bir cerrahi müdahale şeklidir (Charlie Maet al., 2019). Derin yerleşimli lezyonlar için stereotaktik cerrahi gibi yeni nöroşirürji tedavileri geliştirilmiştir. Bunlar, lezyonların daha etkili ve hedefe yönelik tedavisine izin verirken, çevredeki dokuya daha az zarar verir (Velnar, & Bosnjak, 2018).

Stereotaktik radyocerrahinin ortaya çıkışı radyasyon onkolojisi uygulamasında, beyin metastazlarının yönetiminde olduğu kadar hiçbir yerde devrim yaratmadı (Chang, & Fiveash, 2020). Genellikle çapı 2 ila 3 cm’den küçük olan tümörler için uygundur (Chon et al, 2019). Bununla birlikte son veriler ışığında 10’a kadar olan beyin metastazı hastaların SRS’den eşir derecede fayda görebileceği ortaya çıkmıştır (El Shafie et al., 2020).

Stereotaktik radyocerrahi (SRS) üç temel unsurla karakterizedir.

1. Fraksiyon başına yüksek doz
2. Hiperfraksiyonasyon (1-5 fraksiyonlar)
3. Yüksek hassasiyetli hedefleme (Chang, & Fiveash, 2020).

2.8. Stereotaktik Radyocerrahi Uygulamalarında Kullanılan Cihazlar

Lars Leksell'in 1949'da ark çeyreği stereotaktik sistemi icat etti. Daha sonra radyocerrahi kavramını tanıttı. Leksell ve Larsson çeşitli intrakraniyal tümörleri tedavi etmek için daha sonra etkili bir şekilde kullandıkları Gamma Knife'ı geliştirdiler ve başarıyla piyasaya sürdüler. Bu durum Linac sisteminin geliştirilmesine ve ardından CyberKnife sistemini icat edilmesine kadar radyocerrahide birincil olarak kaldı.

Radyocerrahide kullanılan gama ışınları, radyoaktif bozunma ile üretilen ışınlardır. Bu ışınla uygulanan Gamma Knife cihazını ilk üreten firma Elekta firmasıdır. Elekta firması bu cihazı Leksell Gamma Knife olarak stereotaktik radyocerrahi için üretmiştir. Gamma Knife cihazında esas olarak merkeze paralel hale getirilmiş 201 adet radyoaktif Co-60 kaynağı vardır. Gama kaynakları 1mm çapında ve 20 mm (milimetre) uzunluğundadır. 40 cm mesafeden ortak bir odak noktasına (izomerkez) doğru radyal olarak hizalanır. Hastanın sabit kalabilmesi için kafası stereotaktik çerçeve ile sabitlenir. Hedef kitlenin yerini belirlemek için BT, MR ve/veya anjio görüntüleri kullanılır. Küçük hacimlere bölünen hedef kitlenin referans nortadan olan uzaklık değerleri kaydedilir. Hastanın hasta tedavi planı yapılır ve daha sonra hastanın kafatasına sabitlenen çerçeve Gamma Knife'ın otomatik pozisyon sistemine takılır. Her bir küçük hacim 201 adet kaynaktan yayılan Gama ışınların kesiştiği izomerkeze getirilir ve istenilen radyasyon dozunu hedef kitlenin alması sağlanır (Chen, Chapman, Petit, & Loeffler 2007; Daniela et al., 2018).

X-ışını kullanılarak yapılan radyocerrahi uygulamasına X-ışını tabanlı radyocerrahi denir ve günümüzde iki farklı uygulaması vardır; (Başer, 2011).

1. Lineer akseleratör tabanlı radyoterapi
2. CyberKnife robotik radyocerrahi

2.8.1. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Stereotaktik Radyoterapi

2.8.1.1. Elekta Synergy Linner Hızlandırıcı

Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı (ELEKTA AB, Amerika, 2013) tedavi cihazı 6, 9, 12, 15, 18 MeV (mega elektro volt) enerjilerinde elektron ışınları 6 ve 15 MV (megavolt) enerjilerinde foton oluşturabilmektedir. Yaprak kalınlığı 0,5 cm olan 80 çift toplamda 160 yapraklı çok yapraklı kolimatörden oluşmaktadır. Alan boyutları en fazla 40x40 cm² ve en azı 0,5x0,5 cm² olacak şekilde açılabilir. Doz hızları 600 MU (monitör unit) ile 100 MU arasında sabit hızlarda değişebilir.



Şekil3: Elekta Synergy Radyoterapi Cihazı

2.8.2. CyberKnife (CK) Robotik Radyocerrahi

Stereotaktik radyocerrahi (SRS) 1951’de İsveçli beyin cerrahı Dr. Lars Leksell tarafından tasarlandı. Daha sonraki zamanlarda yapılan iyileştirmeler 2012’de yeni bir robot ve daha iyi robot çalışma alanı için yeni bir oda düzeni ile M6 modelinin ortaya çıkmasına yol açtı. M6’nın en önemli ilerlemesi, tedavi verimliliğini artırabilen ve daha büyük tedavi hedefleri için kapasiteyi genişletebilen çok yapraklı kolimatör (ÇYK) yetenekleridir.

CyberKnife’in çerçevesiz olduğu düşünüldüğünde beyinin dışındaki radyoterapi tedavisi kısa sürede araştırıldı. Stereotaktik vücut radyocerrahi (SBRT)

olarak da adlandırılan omurga ve vücut radyocerrahisinin CK ile yapılabileceği anlaşıldı. CK radyocerrahi hem intrakraniyal hem de ekstralial olarak kötü huylu ve iyi huylu durumları tedavi etmek için invazif olmayan bir yöntem olarak giderek daha fazla kullanılmaktadır (Trifilletti, Sahgal, Chao, & Sheehan, 2013).



Şekil 4: CyberKnife Radyocerrahi Cihazı

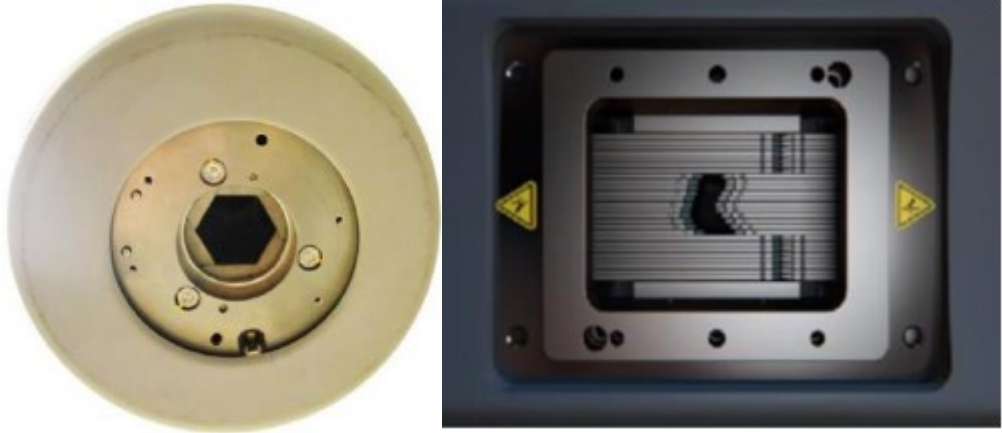
CyberKnife görüntü klavuzlu hedefleme sistemine bağlı robotik bir tedavi uygulama sistemidir. Tedavi uygulama sistemi, altı serbest dereceli, bir robotik manipülayöre monte edilmiş hafif, kompakt bir 6 MV X-bant lineer hızlandırıcıdan oluşur. Bu X-bandında kompleks lineer hızlandırıcının, 6 eksenenden oluşan, üç boyutlu uzayda hareket etme yeteneği olan robot kol üzerine monte edilmesiyle oluşturulmuştur (Başer, 2011; Trifilletti, Sahgal, Chao, & Sheehan, 2013; Mayadagli, Koçak, Özşeker, & Ekici, 2012).

Burada üretilen X ışınları ikincil kolimatörlerle şekillendirilir ve bu kolimatörler iki tiptir. Kolimatörler X ışını başlığına takılır. Bunlardan ilki sabit açıklıklı kolimatörler, ikincisi ise değiştirilebilir açıklıklı kolimatörlerdir. Sabit açıklıklı kolimatörler 12 adettir ve açıklık çapları 5-60 mm arasındadır (Accuray Inc, 2018).



Şekil 5: sabit aralıklı kolimatör

Değiştirilebilir açıklıklı kolimatörler açıklıkları bilgisayar kontrolünde otomatik olarak değiştirilebilen kolimatörlerdir. Iris ve ÇYK şeklinde 2 tipi vardır. Iris kolimatörler 12 farklı çapta X ışını demet çıkışını bilgisayar destekli otomatik hareketle sağlayabilir ve fotoğraf makinalarındaki diyafram sistemi benzeri bir yapıdır. ÇYK'ler ise farklı şekiller oluşturularak kullanılacak bilgisayar destekli otomatik olarak hareket eden 2,5 mm genişliğinde 41 çift tungstenden oluşur (Accuray Inc, 2018).



Şekil 6: Değiştirilebilir açıklıklı kolimatör. Sırasıyla Iris ve ÇYK (Accuray Inc, 2018).

Görüntü klavuzlu hedefleme sistemi, eşleştirilmiş iki adet X-ışını görüntüleme kaynaklarından ve hastanın her iki tarafına monte edilmiş 1024 x 1024 pikselden oluşan 40 x 40 cm'lik silikon amorf panel detektörlerden ve elde edilen görüntüleri işleyip ekrana yansıtan donanım ve yazılımdan oluşur. Görüntüleme sistemi sayesinde

tedavi süresince lezyon izlenmektedir. Çok düzlemli ve izomerkezli olmayan bir tedavi uygulama olanağı sağlar. Bu durumda birçok yönden ışının hedef kitleye gönderebilme yeteneği ortaya çıkmaktadır. Hedef kitleye 1200 farklı açıdan ışın gönderebilecek yeteneğe sahiptir. CK'nın kafa içi hedefleri için genel sistem doğruluğu 1 mm'den azdır ve antropomorfik baş fantomları üzerine yapılan araştırmalara göre hedefleme doğruluğunun yaklaşık 0,5 mm olduğu görülmüştür (Başer, 2011; Trifilletti, Sahgal, Chao, & Sheehan, 2013; Mayadagli, Koçak, Özşeker, & Ekici, 2012).



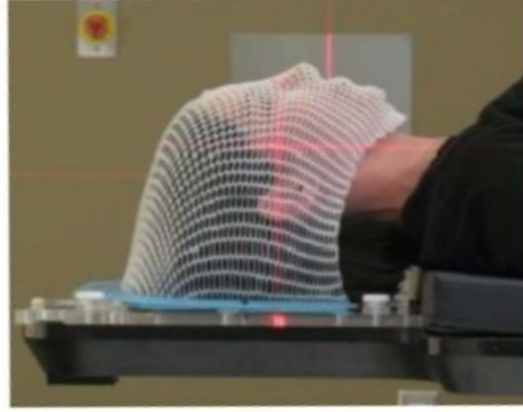
Şekil 7: Hedef konumlandırma sistemi

CyberKnife cihazı tedavi uygulamasında, lezyonun lokalizasyonuna göre farklı izleme algoritmaları geliştirilmiştir. Bu algoritmalar

- 1) 6D Skull İzleme
- 2) X-Sight Omurga İzleme
- 3) Fiducial İzleme
- 4) X-Sight Akciğer İzleme Algoritması'dir.

2.8.2.1 6D Skull İzleme Algoritması

Bu yönteme 6D denilmesinin sebebi üç translasyonel hareket yani x,y,z düzleminde ve üç rotasyonel hareket için yapılmasıdır. Bu yöntem intrakraniyal hedeflerin ve C2-C3 seviyesi lezyonların stereotaktik çerçevelere ihtiyaç duyulmaksızın izlenmesini sağlar. Yöntemde termoplastik maske kullanılır. Maske kullanımı sabitleme için yeterlidir ve çerçeve uygulamasına gerek yoktur.



Şekil 8: Termoplastik Maske (Başer, 2011)

Planlama bilgisayarından gelen görüntüler (DRR'lar) ile tedavi sırasında belirlenen ışın aralıklarında alınan görüntüler karşılaştırılır. Ve böylelikle anlık düzeltmeler yapılır. Bu sayede lezyonun lokalizasyonu çok yüksek bir doğrulukla sağlanmış olur. Sistem hastanın kafa kemik yapısını baz alarak tümörün yerini belirler. Burada radyolojik görüntülemeadaki X-ışınının parametreleri oldukça önemlidir ('CyberKnife ve IGRT',2015; Şişecioğlu., 2015).

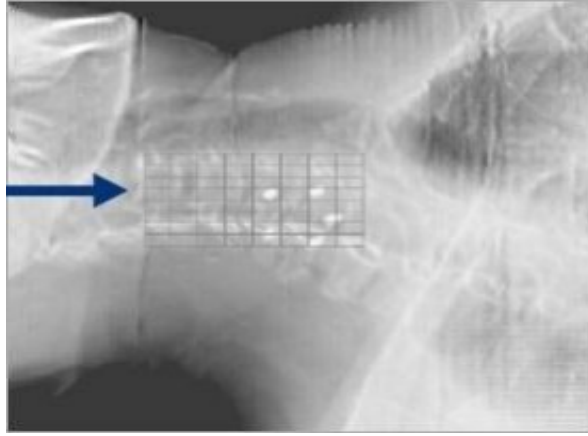


Şekil 9: 6D Skull kafatası izleme ekranı (Köksal., 2012)

2.8.2.2 X-Sight Omurga İzleme Algoritması

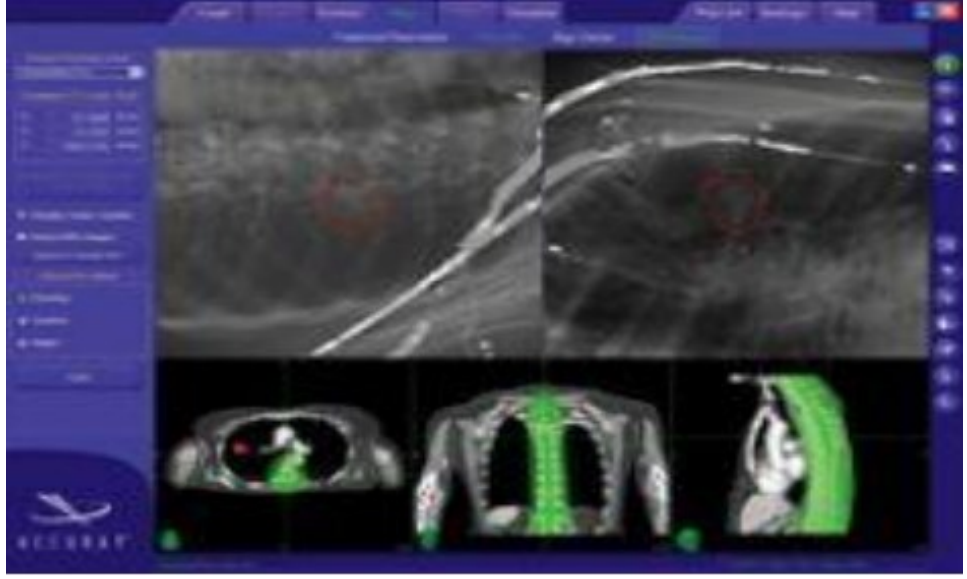
X- Sight izleme yönteminde hastanın doğru konumda olmasını sağlamak amacıyla omurga bölgesinin izlenmesi sağlanır. Yöntem sayesinde omurganın çoğu bölgesi otomatik ve doğru olarak izlenebilir. Omurga kemiklerinden yola çıkarak lezyonun yerini kendi bulmaktadır. Fakat lezyon kontrolü yapmaz.

X-sight izleme algoritmasında anlık alınan radyolojik görüntüler ile planlama bilgisayarından gelen görüntüler (DRR'lar) karşılaştırılır. Bir dikdörtgen izleme gridinin 81 noktasından görüntü alınarak kontrast farkından faydalanarak doğru yere oturtulması sağlanır. Buna Mesh adı verilir.



Şekil 10: Mesh Matrisi (Şişecioğlu, 2015)

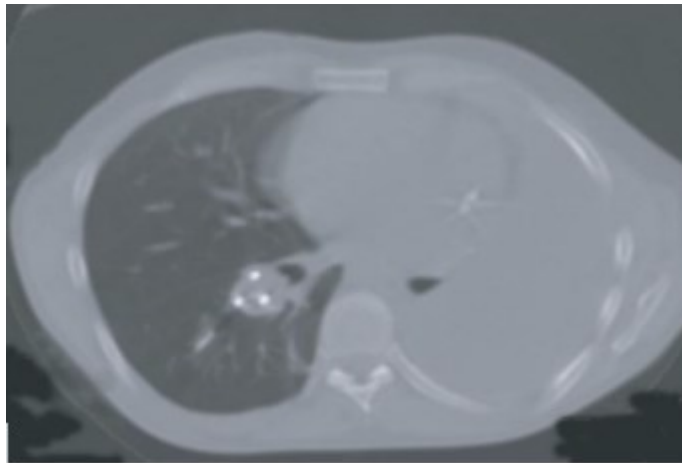
Üç doğrusal ve üç açısal masa düzeltmeleri otomatik olarak sistem tarafından hesaplanır ve yine düzeltmeler de otomatik yapılır. Görsel değerlendirme, algoritma tarafından iskelet yapısının doğru olarak izlenmesini sağlar. Bu durum tedavi uygulamasında esastır ve hatalar en aza indirgenerek limitler içine girene kadar işlem tekrarlanır ('CyberKnife ve IGRT', 2015; Şişecioğlu., 2015).



Şekil 11: X-Sight izleme yöntemi (Köksal, 2012)

2.8.2.3. Fiducial İzleme Algoritması

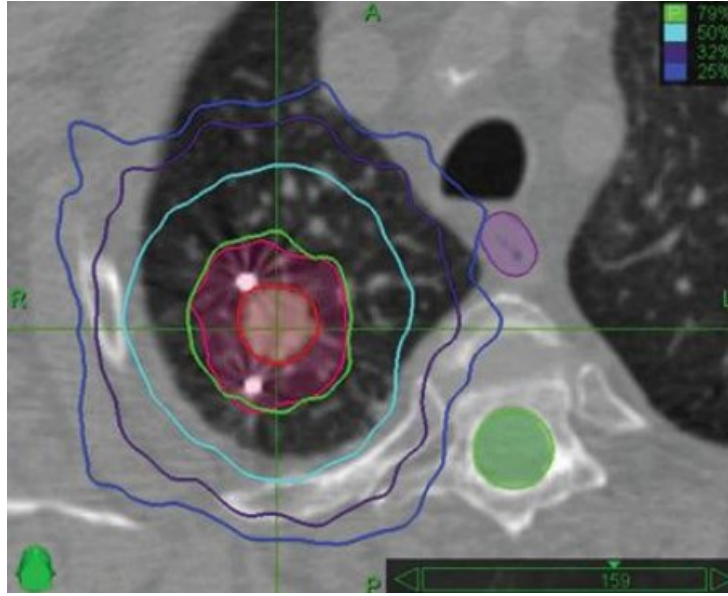
Bu yöntem yumuşak doku içine yerleşen lezyonları takip edebilmek için kullanılır. Karaciğer, pankreas, prostat ve akciğer tümörlerinde uygulanabilmektedir. Bu yöntemde hedefin içine veya yanına radyoopak markırlar yerleştirilir. Genellikle 0,7 ile 1,2 mm arasında çapa sahip ve 3 ile 6 mm arasında uzunluğu olan silindirik altın sidler kullanılır. Bu sidler hedefin yerini belirlenmesi için kullanılan referanslardır ve görüntüde yeri bilinir. Lezyonun 6D olarak yerinin belirlenmesi için en az dört markır yerleştirilmelidir ve bu sayı altıyı geçmemelidir (Uzel, 2019).



Şekil 12: Akciğere Yerleştirilmiş Fidüseller (Köksal, 2012)

2.8.2.4 X-Sight Akciğer İzleme Algoritması

Fidüsel olmadan akciğere yerleşen tümörleri izlemek için kullanılan metottur. Diğer yöntemlerden farklı olarak lezyon izleme ve hasta hizalama iki aşamada yapılır. İlk yöntem, lezyona yakın olan omurgalar kullanılarak hasta hizalaması yapılır. Genel hasta pozisyonu tedavinin başında bir kere yapılır. Daha sonra tedavi masası alınan omurga hizalama merkezlerinden lezyonun merkezine doğru hareket eder. Bundan sonra lezyon referans noktasına yakın olacaktır ve görüntüde diğer dokulardan ayırt edilmelidir. Bu durum lezyonun diğer dokulara göre kontrastının yeterli olmasıyla mümkündür. Tedavi sırasında alınan görüntüler omurga, mediasten gibi yapılar üzerine gelmemelidir (Başer, 2011).



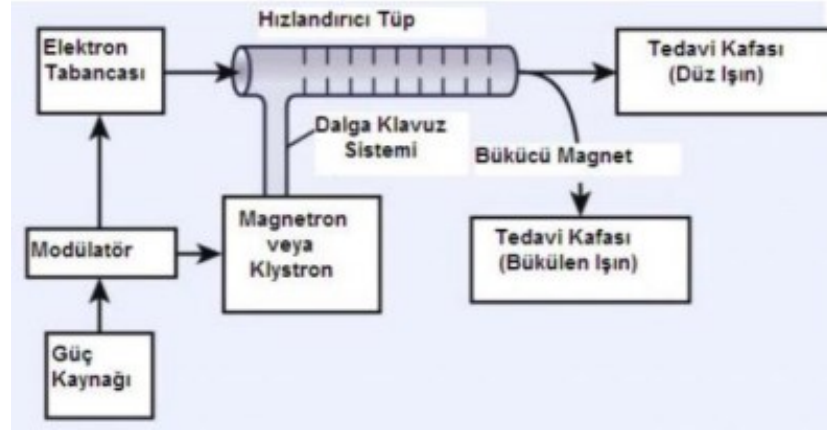
Şekil 13: X-Sight Akciğer İzleme Yöntemi (Başer, 2011)

2.6. Lineer Hızlandırıcı (LINAC)

Doğrusal bir hızlandırıcı (LINAC) kullanan alternatif bir radyocerrahi çözümü ilk olarak 1984 de Betti ve arkadaşları tarafından tanımlandı. 4,6,10 ve 15 MV'lik doğrusal hızlandırıcı X-ışınları, Colombo ve arkadaşları tarafından stereotaktik radyocerrahi için araçlar olarak kullanılmak üzere uyarlanmıştır.1986 yılında beyin cerrahları, radyasyon fizikçileri ve bilgisayar programcılarında oluşan bir ekip Florida Üniversitesinde LINAC tabanlı radyocerrahi sistemini geliştirdiler. Bu sistem dünya çapına birçok yerde kullanılmaktadır (Trifilletti, Sahgal, Chao, & Sheehan, 2013; Daniela et al., 2018).

Doğrusal hızlandırıcı, elektron gibi yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp aracılığıyla yüksek enerjilere hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanan bir cihazdır. Çoğu LINAC radyocerrahi sistemi aynı temel paradigmaya dayanır. Yüksek enerjili elektron ışınının kendisi yüzeysel tümörleri tedavi etmek için kullanılabilir veya derin yerleşimli tümörleri tedavi etmek için X-ışınları üretmek için bir hedefe vurmak için yapılabilir. Radyasyon terapisi için kullanılan lineer hızlandırıcılar mikrodalga bölgesinde hareket ederek veya serbest elektromanyetik frekans dalgaları yoluyla elektronları hızlandırır. Lineer hızlandırıcı oluşturan bölümler 7 ana başlık altında incelenir.

1. Güç kaynağı
2. Modülatör
3. Elektron tabancası
4. Magnetron veya klystron
5. Dalga kılavuzu
6. Hızlandırıcı tüp
7. Tedavi başlığı



Şekil 1: Bir lineer hızlandırıcının şematik gösterimi (Köksal., 2012)

Güç kaynağı modülatör ve diğer bölümleri kullanarak DC (Direct Current) ve AC (Alternative Current) voltajı oluşturur. Modülatörde bulunan yüksek voltaj yüksek frekans anahtarı görevi yapan içi gaz dolu tüp sayesinde DC pulslar oluşturur. Bu pulslar, magnetrona es zamanlı olacak şekilde elektron tabancasına gönderir. Magnetron mikro dalga üreten bir cihazdır. Birkaç mikro saniye süreli mikrodalga darbeleri üreten ve saniyede birkaç yüz atımlık bir tekrarlam oranıyla yüksek güçlü

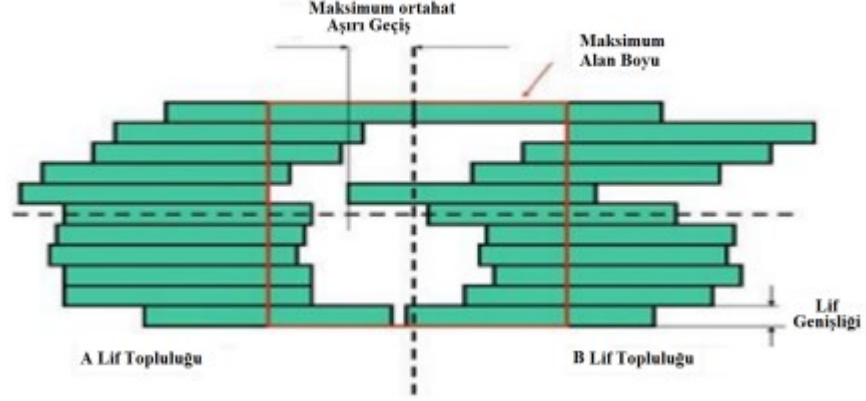
bir osilatör işlevi görür. Tipik olarak magnetronlar düşük enerjili (6MV'den daha az) hatlara güç sağlamak için 2MW pik güç çıkışında çalışır. Klystron ile magnetrondan daha fazla güç elde edildiği için 15MV'den büyük enerjili elektronlar için klystron kullanılır. Bu mikrodalgalar dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpüne gelir. Lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutmak için ve böylece önceden oluşturulan vakumu sağlamak için iyon pompası kullanılır. Vakum altında hızlandırılan elektronlar yaklaşık 3mm'lik bir kalem demet oluştururlar. Liner hızlandırıcıda radyasyon demetini üreten cihazlar Gantry ve Stant içine monte edilmiştir. Stant sabittir ve gantryi pozisyonunda tutar. Gantry, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360⁰ dönme yeteneğine sahiptir. Kolimatörler gantrinin bitim noktasına içten monte edilmiş ve kolimatörlerin boyutu ve açısı ayarlanabilmektedir. Radyasyon tedavisinde kullanılan standart tip tedavi ünitesinin kızıağı, yatay eksen etrafında 360 derece dönebilmektedir. Bununla birlikte maksimum kızak dönüş açısı, stereotaktik konumlandırma sisteminin tasarımı ile sınırlandırılmıştır (Chao, Sahgal, Sheehan, & Trifilletti, 2013; Cunningham,& Jons, 1983; Daniela et al, 2018; Khan et al, 2003).

2.6.1. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK)

Çok yapraklı kolimatörler orjinal olarak geleneksel LINAC (Linear Acceleratör) fraksiyon radyoterapi için ışın şekillendirme cihazları olarak tasarlanmıştır. ÇYK'ler radyasyon ışını gönderimi sırasında ayrı ayrı kontrol edilebilen birçok ince tungsten bıçağından oluşmaktadır (Chao, Sahgal, Sheehan, & Trifilletti, 2013).

Çok yapraklı kolimatörler (ÇYK'ler), cerrobend bloklarının alan şekillendirme yerine geçerek orjinal tasarım amaçlarını geçmiştir. Tipik olarak ÇYK'ler, yapraklar arasındaki sızıntıyı en aza indirmek için bitişik yapraklar arasında birbirine kenetlenen bir delik ve oluk tasarımı içerir. ÇYK'ler konformal üç boyutlu radyasyon tedavisi için yoğunluk modülasyonu sağlamak için kullanılmaya başlandı. Yoğunluk modülasyonu uygulandığında olabileceği gibi, bitişik yaprakların açık ve kapalı pozisyonlar arasında değişmesine izin verilirse üst üste binme bölgesi nedeniyle kritik bir hedef hacmin düşük doz alması mümkündür (Chao, Sahgal, Sheehan, & Trifilletti, 2013; Beyazit, 2016).

ÇYK’de lifin uzunluğu, yüksekliği, kalınlığı, yanı ve sonu lifi tanımlamak için bahsedilir.



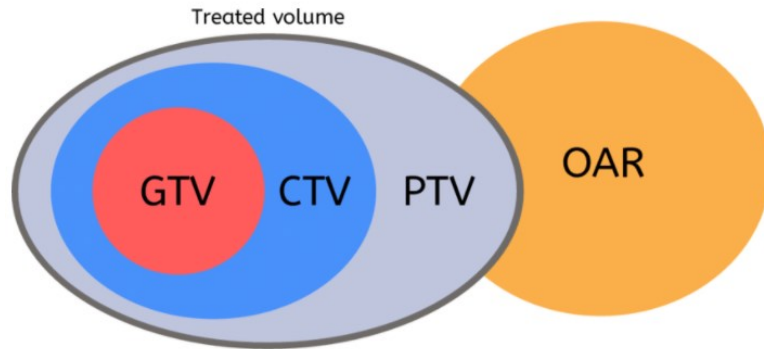
Şekil 2: ÇYK’de bir lifin şematik gösterimi

Lifler radyasyonun geliş doğrultusuna dik olacak şekilde monte edilmiştir. Bir lif yan tarafındaki farklı liften az bir boşlukla ayrılmıştır. Bunun sebebi sürtünmeyi azaltmaktır. Bu iki komşu lifler arasında radyasyon sızmasını diye liflerin ortasında bir yan vardır. Bu sayede radyasyon sızıntısı engellenir ve lifler iç içe geçer. Karşılıklı liflerin çarpışmaması için liflerin arasında minimum boşluk olmalıdır (Beyazıt, 2016).

2.9. Tedavi Karşılaştırma Parametreleri (Hedef Hacim Tanımlamaları)

2.9.1. Görüntülenebilir Tümör Volümü (GTV) (Gross Tumor Volume)

GTV, malign büyümenin gösterildiği genişliği ve yeridir. Primer tümör, bölgesel lenf düğümleri ve/veya klinik duruma göre uzak metastazlardan oluşur. Anatomik veya fonksiyonel görüntüleme modelitelerine göre tanımlanabilir (Grégoire, & Mackie, 2011).



Şekil 14: Radyoterapide kullanılan hacim kavramları

2.9.2 Klinik Hedef Volüm (CTV) (Clinical Target Volume)

CTV, GTV ve/veya belirti göstermemiş olası maling hastalık içeren ortadan kaldırılması gereken hacmi göstermektedir (Grégoire, & Mackie, 2011).

2.9.3. Planlanan Hedef Hacim (PTV) (Planing Target Volume)

PTV, CTV ve çevresindeki tolerans payı dahil çevreleyen hacim olarak tanımlanır. Tedavi planlaması için kullanılan ve verilecek dozun klinik olarak kabul edilebilir bir olasılıkla CTV'ye gerçekten iletilmesini sağlamak için tanımlanan geometrik bir kavramdır (Grégoire, & Mackie, 2011).

2.9.4. Riskli Organlar (OAR)

OAR, planlanan tedavi hacminin içinde kalarak doz değişikliğine, tedavi planının değişikliğine sebep olabilecek yapı ve/veya organlardır. Kritik organlar eğer doz limitleri üzerinde ışınlanırsa önemli hatalıklara ve organ yetmezliğine neden olabilir ve bu nedenle tedavi planlamasını ve/veya verilecek dozu etkileyebilir (Grégoire, & Mackie, 2011).

2.9.5. Homojenite İndeks (HI)

HI, doz dağılımının homojenliğini değerlendirmeye yardımcı olan bir indekstir. Doz homojenliği, emilen doz dağılımının hedef hacmi içindeki tekdüzeliğini karakterize eder. Hedef hacimdeki maksimum dozun öngörülen izodoz değerine bölümü olarak tanımlanır (Menzel, 2010; Santos et al., 2015).

$$HI = \frac{D_{max}}{p_i}$$

Bu formüle göre HI 2.0'dan az olmalıdır. Bu durumda tedavi planının protokole uygun olduğu kabul edilir. İndeks 2-2.5 arasında olduğunda küçük bir protokol ihlali vardır, 2.5'den büyük olduğunda ise tedavi planı protokolden sapmıştır ama yine de kabul edilir olduğu bildirilmiştir.

Diğer bir tanım olarak HI, ICRU'nun 83 nolu protokolünde absorbe doza normalize edilen maksimum eksi minimum absorbe edilen dozdur. Maksimum, minimum ve ICRU referans noktası dozlarının kullanımı artık önerilmediği için HI için aşağıdaki tanım önerilmiştir.

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

$D_{2\%}$: Hedefin %2'lik hacminin aldığı maksimum doz

$D_{98\%}$: Hedefin %98'lik hacminin aldığı maksimum doz

$D_{50\%}$: Hedefin %50'lik hacminin aldığı maksimum doz

Bu hesaplama yönteminde HI değerinin sıfır çıkması absorbe edilen doz dağılımının oldukça homojen olduğunu gösterir. Değer sıfırdan uzaklaştığında ise tedavi planı tercih edilmemelidir (Menzel et al., 2010).

2.9.6. Konformite İndeks (CI)

CI, yüksek doz bölgesinin hedef hacme, genellikle PTV'ye, uyma derecesini karakterize eder (Menzel et al., 2010). Radyasyon Tedavisi Onkoloji Grubu (RTOG) tarafından 1993 yılında reçete edilen izodozun kapsadığı toplam hacmin hedef hacme bölümü olarak tanımlanmıştır.

$$CI_{RTOG} = \frac{V_{RI}}{TV}$$

RTOG konformite indeksine Lomax ve Scheib tarafında alternatif önerildi. Bu indeks şu şekildedir.

$$CI_{Lomax} = \frac{TV_{PIV}}{TV}$$

V_{RI} : Hedef izodozun kapsadığı hacim

TV_{PIV} : Tanımlanan doz hacmi tarafından sarılan hedef hacim

TV : Hedef hacim

Bu indeks gerçekte minimum reçeteli dozda alınan hedef hacmin oranını göstermektedir. Bu konformite indeks bütünüyle hedef hacim en azından öngörülen dozu aldığı anda, 0'dan optimum 1'e kadar değişebilir (Stanley et al, 2011).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereçler

Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi ABD’da tedaviye girmiş beyin metastazlı 9 hastanın bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak, sanal planlar hastanemizde bulunan Monaco ve Accuray Precision planlama sistemlerinde yapılmıştır. Çalışmada kullanılan sistemler aşağıdaki gibidir.

- 1) GE Discovery RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- 2) Monaco Planlama Sistemi
- 3) Accuray Precesion Planlama Sistemi
- 4) SPSS

3.1.1.GE Discovery RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

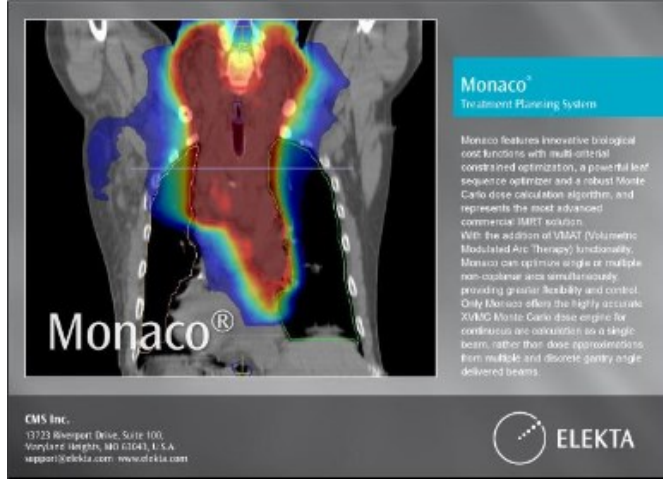
Çalışmada kullanılan GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazının yazılımı, esnek hasta konumlandırma, hasta hareketi gibi zorlukları ele almak için hassas tedavi planlaması ve verimli bir iş akışı sağlayan bir dizi özellikle dizayn edilmiştir. Cihaz üç boyutlu bir görüntü veri seti oluşturarak radyasyon tedavi makinesini geometrik, mekanik ve optik özellikleri açısından kopyalamak için kullanılır. Bu veriler daha sonra klinisyenler tarafından tümörü lokalize etmek ve hastayı fiziksel olarak hazır bulundurmadan tedaviyi planlamak için kullanılır. Discovery RT 80 cm görüş alanına sahip 80 cm’lik iç çapa sahiptir.



Şekil 15: GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı

3.1.2. Monaco Planlama Sistemi

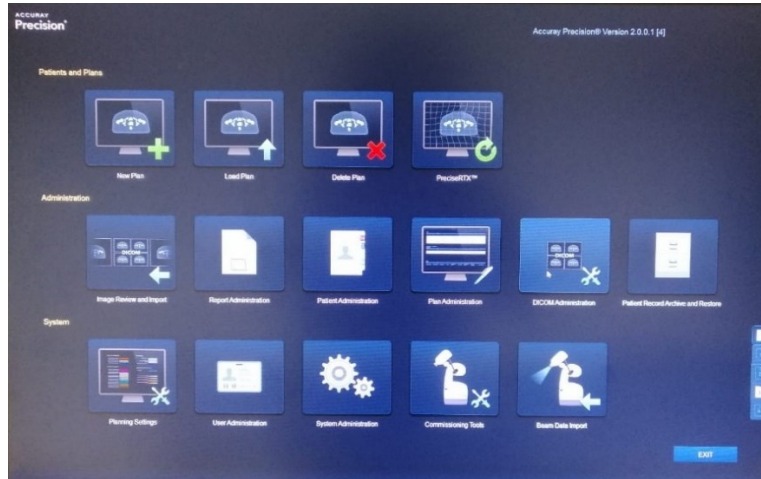
Hastanemizdeki Elekta Synergy radyoterapi cihazının tedavi planlama sistemi Monaco 5.1'dir. Monaco Elekta tarafından geliştirilmiş radyoterapi planlarında elektron ve foton tabanlı tüm tedavi teknikleri için yüksek performans ve hassasiyet ile tedavi planlaması sunan bir radyoterapi tedavi planlama sistemidir. Bu sistemde 6 MV ve 15 MV foton enerjisi bulunur. Geliştirilmiş optimizasyon araçları ile SRS, VMAT, YART ve 3BKRT planlarını kolay bir çözümlerle başarılı olarak yapabilmektedir. Monte Carlo doz hesaplama algoritması kullanılarak mümkün olabilecek en doğru doz hesabını yapar. Diğer tedavi planlama sistemlerinden farklı olarak; biyolojik tabanlı değer fonksiyonları, doz sınırlama optimizasyonu, voksel tabanlı yapı kontrolü, çoklu kritik hedef seçimi gibi fonksiyonlar ile kendine özgü bir hesaplama algoritmasına sahiptir.



Şekil 16: Monaco Planlama Sistemi

3.1.3 Accuray Precesion Planlama Sistemi

Accuray Precesion planlama sistemi klinisyenlerin tüm Stereotaktik radyocerrahi ve Stereotaktik vücut radyasyon tedavisi (SBRT) vakaların verimli bir şekilde yüksek kaliteli radyasyon tedavisi için tedavi planları oluşturulmasına olanak tanıyan, CyberKnife Sistemi ile tam entegre, güçlü ve tam özellikli bir tedavi planlama sistemidir. Yani tedavi planlama sistemi ile klinisyenlerin beklediği radyasyon dozu dağılımındaki hassasiyet ve doğruluktan taviz vermeden tedavi planlamasını daha hızlı ve daha kolay yapmayı sağlar. ÇYK ile Monte Carlo ve sonlu boyutlu kalem ışını (finite size pencil beam, FSPB) doz hesaplama yapılmaktadır.



Şekil 17: Accuray Precesion planlama sistemi

3.1.4 SPSS

SPSS, ilk sürümü 1968 yılında piyasaya sürülen güçlü bir istatistiksel yazılım programı olup uzun süreli hesaplama yapmadan neden sonuç bakımından yorum yapılmasını kolaylaştıran istatistiksel çıkarım yapılmasını sağlar. Bu programda p (homojenlik varyansı) değerine bakılır.

3.2 Yöntem

Bu çalışmada, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda daha önce tedavisi yapılan 9 beyin metastazlı olguya ait CT görüntüleri kullanılmış ve dozimetrik karşılaştırma yapılması amacıyla sanal planlar yapılmıştır.

3.2.1 Hasta Seçimi

Hasta seçimi yapılırken tek lezyonlu ve lezyon boyutları SRS yapmaya uygun 10 olgu çalışmaya dahil edilmiştir. Fakat 1 olgunun lezyonunun bir kısmının sağ optik sinir içinde yer alması nedeniyle çıkarılmış ve çalışma 9 olguyla yapılmıştır. Hastaların lezyon çaplarının 4 cm'yi geçmemesine dikkat edilmiştir. Ayrıca 6 hastalarının lezyonu sol, 3 hastanın ise sağ tarafta konumlanmıştır.

Tablo 4.1 Lezyonun çapını, hacmini, yerini ve lokalizasyonlarını gösteren veriler

Olgular	Çap (cm)	Hacim (cm ³)	Yerleşim	Lokalizasyon
1.Olgü	1,12	1,222	Sol	talamus
2.Olgü	1,08	0,391	Sağ	serebellum
3.Olgü	1,01	1,425	Sol	serebellum
4.Olgü	1,05	4,293	Sağ	talamus
5.Olgü	1,98	1,356	Sol	serebellum
6.Olgü	2,11	4,283	Sol	fronta parietal
7.Olgü	1,51	2,164	Sol	serebellum
8.Olgü	3,23	10,739	Sağ	mezial temporal
9.Olgü	0,96	0,765	Sol	periatel lob

3.2.2 Konturlama

Hedef hacim ve riskli organlar hastaların 1 mm kesit kalınlığıyla alınarak elde edilen BT görüntüleri radyasyon onkoloğu ve nöroradyolog doktor tarafından konturlanmıştır.

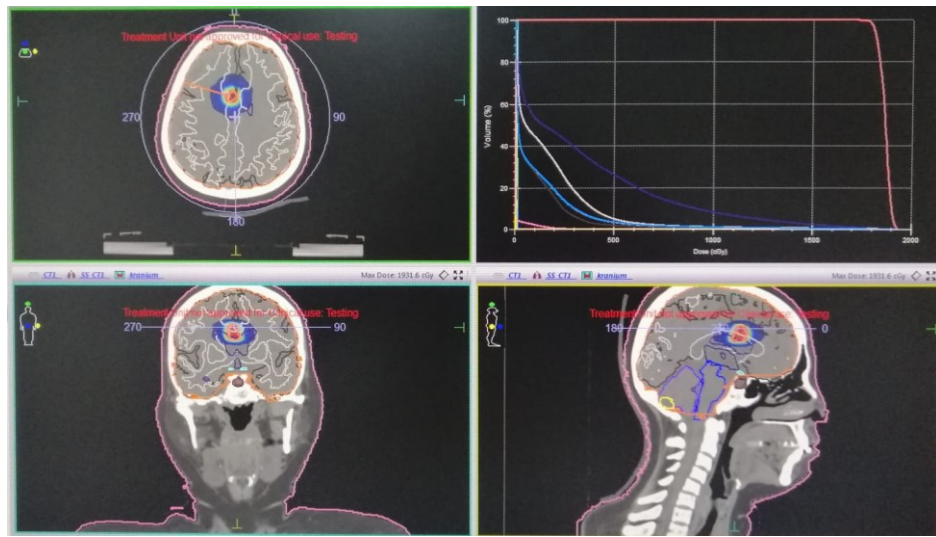
3.2.3 Planlama

Her bir olguya Monaco 5.1 ve Accuray Precision planlama sistemleri kullanılarak sanal planlar yapılmıştır. Accuray Precision planlama sisteminde kontürler girildikten sonra aynı yapılar Monaco planlama sistemine aktarılmış ve planlar yapılmıştır. Yapılan planlardaki lezyonların hacmi ortalama 2,96 (0,39-10,73) cm^3 'dür. Lezyonların ortalama çapı 1,44 (0,96-3,24) cm'dir. Bu planlarda 6 MV'lik enerjiler kullanılmış ve reçete edilen doz 3 fraksiyonda 18 Gy'dir.

3.2.4 Monaco Planlama Sisteminde Planlama

Monaco planında 6 MV enerjili X-ışını ile çift ark planı yapıldı. Birinci arc için gantri açısı 180^0 - 150^0 ve ikinci arc için 35^0 - 145^0 açıları verilerek yapıldı. Izgara aralığı 0,3 ve istatistiksel belirsizliği 0,5 olarak belirlendi. Daha sonra optimizasyon sayfasında hedef volüm için uygun minimum, maksimum tedavi dozu, riskli organlar için olabildiğince düşük doz değerleri ve öncelik değerleri tanımlanarak optimize işlemi tamamlandı ve plan oluşturuldu. Planlar yapılırken PTV'nin en az %95'inin verilen dozu almasına dikkat edildi.

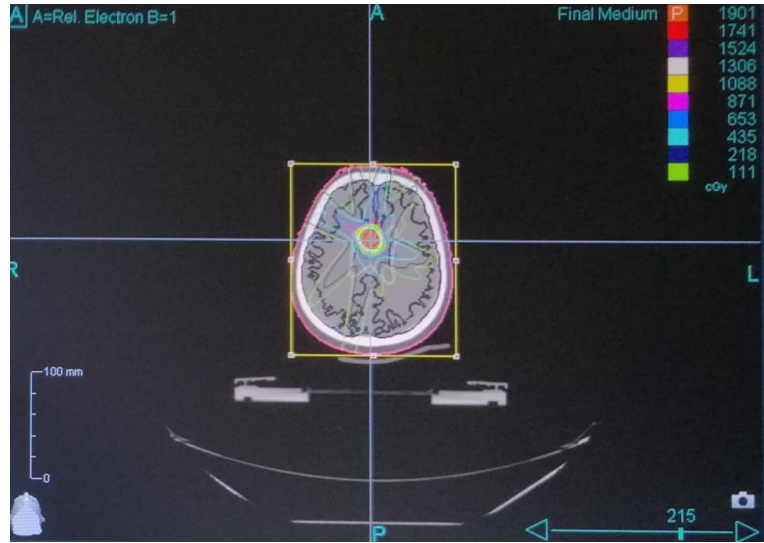
Planlar bittikten sonra Statistical üzerinden kritik organların doz toleranslarını aşır aşmadığına ve aldıkları doza bakıldı. Ayrıca PTV'nin %95'inin verilen dozun hepsini alıp almadığına bakılarak kontrol edildi.



Şekil 18: Monaco planlamasından sonra doz dağılımına örnek

3.2.5 Accuray Precesion Planlama Sisteminde Planlama

Bu çalışmada 6D Skull kafa izleme algoritması kullanılmıştır. Planlama kısmına geçmeden önce tüm olgular için ayrı ayrı sağlıklı olan beyin dokusunu koruyabilmek amacıyla beyin volümünden PTV hacmi çıkartılarak ‘Beyin-PTV’ volümü oluşturuldu ve optimizasyonda kullanıldı. Plan menüsünden tedavi parametreleri olan 3 fraksiyonda 18 Gy değerleri girilmiştir. Daha sonrasında ise planların gerçekleştirileceği VOLO sistemi seçilmiştir. Target Goals sekmesinden PTV’nin minimum ve maksimum değerleri girildikten sonra tümör etrafına kabuklar (shelller) oluşturulmuştur. Sheller oluşturulurken kritik organlara yakın bölgelerden olabildiğince kaçınılmıştır. Sonrasında critical goals kısmına kritik organların en az dozu alabilmesi için sınırlamalar yapıldı. Planlar yapılırken PTV’lerin en az %95’inin verilen dozu almasına ve kritik organların alabilecekleri en az dozu almalarına dikkat edildi. Çalışmada kullanılan algoritma sonlu boyutlu kalem ışını (SBKI)’dir. Şekilde Accuray Precesion planlama sistemi ile yapılan sanal plana ait doz dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 19: Accuray Precesion planlama sistemi ile yapılan bir sanal plana ait doz dağılımı

3.2.6 İstatiksel Veri Analiz

Çalışmada 9 beyin metastazlı olgunun 2 farklı planlama sisteminde yapılmış olan sanal planların istatistiksel olarak karşılaştırılırken bütün analizlerde SPSS programı kullanılmıştır. Bunun için yapılan planların Dmax (Gy), Dmin (Gy), V (%12), HI, CI gibi verilerin karşılaştırılmasında ölçün verilerinin normal dağılım

gösterip göstermediğine bakıldı. Normal dağılım gösteren verilerde 'Independent-Samples T' testi, normal dağılım göstermeyen verilerde ise 'Mann Whitney U' testi kullanılmıştır. Anlamlılık değeri p değeri 0,05'den büyük ise normal dağılım, büyük değil ise normal olmayan dağılım göstermektedir. İstatistik sonucunda belirlenen p değeri 0,05'den küçük olduğunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğunu belirtmektedir.

4.BULGULAR

4.1. Hedef Hacim için Değerlendirilme

4.1.1. PTV için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de PTV için maksimum değerlerine, %95 volümünün ve %2 volümünün aldığı dozlara bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.2 de gösterilmiştir.

Tablo 4.2 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE		VMAT	CYBERKNIFE		VMAT	CYBERKNIFE
PTV Dmax	1	20,976	20,95	D95	18,01	18,03	D2	20,707	20,99
	2	20,807	20,81		18,26	18,56		20,509	20,8
	3	21,316	21,61		18,08	18,13		19,188	21,62
	4	21,025	22,24		18,03	18,12		20,635	22,09
	5	20,988	20,02		18,38	18,13		20,734	20,12
	6	21,096	20,85		18,02	18,24		20,606	20,78
	7	19,979	21,21		18,17	18,12		19,76	21,15
	8	21,133	22,08		18,07	18,15		20,292	21,71
	9	21,071	20,58		18,04	18,00		20,876	20,59
Ortalama ± SS		20,932±0,38	21,15±0,71	Ortalama ± SS	18,118±0,12	18,164±0,16	Ortalama ± SS	20,367±0,55	21,094±0,61

Elde edilen PTV maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda değeri 0,05'den küçük bulunmuş ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.3 de gösterilmektedir.

Tablo 4.3 PTV D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,003
CyberKnife	0,781

PTV'nin en düşük medyan değeri CyberKnife, standart sapma minimum ve maksimum değerleri ise VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.4 de gösterilmektedir.

Tablo 4.4 PTV D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	Medyan	Standart Sapma	Minimum	Maximum
VMAT	21,02	0,38	19,98	21,32
CyberKnife	20,95	0,71	20,02	22,24

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.5 de gösterilmiştir.

Tablo 4.5 PTV D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,863

PTV D_{95} (Gy) doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda değeri 0,05'den küçük bulunmuş ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.6 de gösterilmektedir.

Tablo 4.6 PTV D_{95} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,036
CyberKnife	0,008

PTV D_{95} (Gy)'ın en düşük minimum değeri CyberKnife, standart sapma, medyan ve maksimum değerleri ise VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.7 de gösterilmektedir.

Tablo 4.7 PTV D_{95} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	18,07	0,12	18,01	18,38
CyberKnife	18,13	0,16	18,00	18,56

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.8 de gösterilmiştir.

Tablo 4.8 PTV D₉₅ Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT_CyberKnife	0,489

PTV D₂ (Gy) doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda değeri 0,05'den küçük bulunmuş ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.9 de gösterilmektedir.

Tablo 4.9 PTV D₂ Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,000
CyberKnife	0,919

En düşük değerler VMATtedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.10 de gösterilmektedir.

Tablo 4.10 PTV D₂ Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	20,61	0,55	19,19	20,88
CyberKnife	20,99	0,61	20,12	22,09

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında VMAT lehine anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p<0,05$). Test sonuçları Tablo 4.11de gösterilmiştir.

Tablo 4.11 PTV D₂ Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT_CyberKnife	0,019

4.2. Kritik Organlar için Değerlendirilme

4.2.1. Beyin-PTV için Elde Edilen Veriler

Planlarda beyin-PTV volümü için maksimum doza ve %8, %10, %12 hacimlerinin aldığı dozlara bakılmıştır. Elde edilen maksimum doz verileri aşağıdaki Tablo 4.12’de gösterilmiştir.

Tablo 4.12 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Beyin-PTV Dmax	1	20,02	18,81
	2	19,84	19,43
	3	18,99	19,84
	4	19,44	19,45
	5	19,68	18,27
	6	19,44	19,58
	7	19,37	19,78
	8	19,87	20,26
	9	18,18	19,13
Ortalama ± SS		19,426±0,56	19,39±0,59

Elde edilen beyin-PTV maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük çıkmıştır ve normal dağılım göstermektedir. Sonuçlar Tablo 4.13 da gösterilmiştir.

Tablo 4.13 Beyin-PTV D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,124
CyberKnife	0,866

En düşük değerler VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.14 de gösterilmektedir.

Tablo 4.14 Beyin-PTV D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	19,44	0,56	18,18	20,02
CyberKnife	19,45	0,59	18,27	20,26

Normal dağılım sağlanmadığı için Independent-Samples T testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.15 de gösterilmiştir.

Tablo 4.15 Beyin-PTV D_{max} Independent-Samples T Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,910

Elde edilen beyin-PTV $V_{\%8}$ doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.16'da gösterilmiştir.

Tablo 4.16 Beyin-PTV $V_{\%8}$ Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,000
CyberKnife	0,106

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.17 de gösterilmektedir.

Tablo 4.17 Beyin-PTV $V_{\%8}$ Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,81	3,432	0,69	11,69
CyberKnife	1,00	0,888	0,40	2,90

Normal dağılım sağlandığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.18 de gösterilmiştir.

Tablo 4.18 Beyin-PTV $V_{\%8}$ Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,161

Elde edilen beyin-PTV $V_{\%10}$ doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.19 da gösterilmiştir.

Tablo 4.19 Beyin-PTV V_{%10} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,000
CyberKnife	0,058

En düşük minimum, standart sapma, medyan ve maksimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.20 de gösterilmektedir.

Tablo 4.20 Beyin-PTV V_{%10} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,13	1,736	0,43	6,05
CyberKnife	0,50	0,546	0,30	1,90

Normal dağılım sağlandığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.21 de gösterilmiştir.

Tablo 4.21 Beyin-PTV V_{%10} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,113

Elde edilen beyin-PTV V_{%12} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.22 da gösterilmiştir.

Tablo 4.22 Beyin-PTV V_{%12} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,001
CyberKnife	0,134

En düşük minimum, standart sapma, medyan ve maksimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.23 de gösterilmektedir.

Tablo 4.23 Beyin-PTV V_{%12} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,74	0,910	0,27	3,25
CyberKnife	0,40	0,364	0,20	1,30

Normal dağılım sağlandığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.24 de gösterilmiştir.

Tablo 4.24 Beyin-PTV V_{%12} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,161

4.2.2. Sol Lens için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sol lens için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.25 de gösterilmiştir.

Tablo 4.25 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Lens L Dmax	1	0,44	0,01
	2	0,65	0,01
	3	0,02	0,01
	4	1,22	0,05
	5	0,04	0,01
	6	0,03	0,01
	7	0,15	0,02
	8	2,58	0,09
	9	1,04	0,02
Ortalama ± SS		0,686 ± 0,83	0,025 ± 0,02

Elde edilen sol lens maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.26 da gösterilmiştir.

Tablo 4.26 Sol Lens D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,027
CyberKnife	0,000

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.27 de gösterilmektedir.

Tablo 4.27 Sol Lens D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,44	0,83	0,02	2,58
CyberKnife	0,01	0,02	0,01	0,09

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmuş ve Cyberknife lehinedir ($p<0,05$). Test sonuçları Tablo 4.28 de gösterilmiştir.

Tablo 4.28 Sol Lens D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,002

4.2.3. Sağ Lens için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sağ lens için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.29 de gösterilmiştir.

Tablo 4.29 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Lens R Dmax	1	0,37	0,01
	2	0,94	0,02
	3	0,21	0,01
	4	1,22	0,04
	5	0,03	0,01
	6	0,03	0,00
	7	0,29	0,00
	8	2,07	0,10
	9	0,37	0,01
Ortalama ± SS		0,614 ± 0,67	0,022 ± 0,03

Elde edilen sağ lens maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.30 da gösterilmiştir.

Tablo 4.30 Sağ Lens D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,040
CyberKnife	0,000

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.31 de gösterilmektedir.

Tablo 4.31 Sağ Lens D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,37	0,67	0,03	2,07
CyberKnife	0,01	0,03	0,00	0,10

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmuştur. (p<0,05). Test sonuçları Tablo 4.32 de gösterilmiştir.

Tablo 4.32 Sağ Lens D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT_CyberKnife	0,001

4.2.4. Sol Göz için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sol göz için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.33 de gösterilmiştir.

Tablo 4.33 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Göz L Dmax	1	1,24	0,96
	2	1,16	0,02
	3	0,03	0,02
	4	1,81	0,13
	5	0,12	0,03
	6	0,05	0,02
	7	0,64	0,05
	8	3,54	2,33
	9	1,31	0,04
Ortalama ± SS	1,1 ± 1,11	0,4 ± 0,78	

Elde edilen sol göz maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.34 da gösterilmiştir.

Tablo 4.34 Sol Göz D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,104
CyberKnife	0,000

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.35 de gösterilmektedir.

Tablo 4.35 Sol Göz D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,16	1,11	0,03	3,54
CyberKnife	0,04	0,78	0,02	2,33

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.36 de gösterilmiştir.

Tablo 4.36 Sol Göz D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT_CyberKnife	0,051

4.2.5. Sağ Göz için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sağ göz için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.37 de gösterilmiştir.

Tablo 4.37 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Göz R Dmax	1	0,96	0,45
	2	1,21	0,33
	3	0,04	0,02
	4	1,94	0,10
	5	0,12	0,02
	6	0,05	0,00
	7	0,65	0,00
	8	3,34	3,24
	9	0,74	0,02
Ortalama \pm SS	1,01 \pm 1,07	0,46 \pm 1,05	

Elde edilen sağ göz maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.38 de gösterilmiştir.

Tablo 4.38 Sağ Göz D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,081
CyberKnife	0,000

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.39 da gösterilmektedir.

Tablo 4.39 Sağ Göz D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,74	1,07	0,04	3,34
CyberKnife	0,02	1,05	0,00	3,24

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında CyberKnife lehine anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Test sonuçları Tablo 4.40 da gösterilmiştir.

Tablo 4.40 Sağ Göz D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,031

4.2.6. Sol Optik Sinir için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sol optik sinir için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.41 de gösterilmiştir.

Tablo 4.41 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Optik Sinir L Dmax	1	0,82	0,13
	2	0,97	0,11
	3	0,10	0,06
	4	1,18	0,21
	5	0,08	0,05
	6	0,06	0,03
	7	0,09	0,01
	8	2,55	1,49
	9	1,73	0,80
Ortalama ± SS		0,842 ± 0,87	0,321 ± 0,50

Elde edilen sol optik sinir maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.42 de gösterilmiştir.

Tablo 4.42 Sağ Optik Sinir D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,097
CyberKnife	0,000

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.43 de gösterilmektedir.

Tablo 4.43 Sol Optik Sinir D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,82	0,87	0,06	2,55
CyberKnife	0,11	0,50	0,01	1,49

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.44 de gösterilmiştir.

Tablo 4.44 Sol Optik Sinir D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT_CyberKnife	0,136

4.2.7. Sağ Optik Sinir için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sağ optik sinir için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.45 de gösterilmiştir.

Tablo 4.45 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Optik Sinir R Dmax	1	0,67	0,04
	2	1,12	0,07
	3	0,08	0,07
	4	1,44	0,30
	5	0,09	0,05
	6	0,06	0,01
	7	0,08	0,01
	8	7,55	4,64
	9	1,19	0,15
Ortalama ± SS		1,364 ± 2,38	0,593 ± 1,52

Elde edilen sağ optik sinir maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.46 da gösterilmiştir.

Tablo 4.46 Sağ Optik Sinir D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,000
CyberKnife	0,000

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.47 de gösterilmektedir.

Tablo 4.47 Sağ Optik Sinir D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,67	2,38	0,06	7,55
CyberKnife	0,07	1,52	0,12	4,64

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. (p>0,05). Test sonuçları Tablo 4.48 de gösterilmiştir.

Tablo 4.48 Sağ Optik Sinir D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,051

4.2.8. Sol Hipokampüs için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sol hipokampüs için maksimum, mean değerlerine ve %40 nokta dozuna bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.49 da gösterilmiştir.

Tablo 4.49 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE		VMAT	CYBERKNIFE		VMAT	CYBERKNIFE
Hipokampüs L Dmax	1	5,11	2,10	Dmean	2,22	0,99	D40%	4,16	1,06
	2	4,40	2,76		2,53	0,98		3,22	2,26
	3	0,14	0,09		0,07	0,06		0,08	0,06
	4	5,50	2,03		0,90	0,77		0,71	0,91
	5	0,21	0,23		0,10	0,14		0,13	0,14
	6	0,16	0,30		0,08	0,01		0,08	0,15
	7	0,15	0,18		0,09	0,10		0,09	0,10
	8	6,41	1,76		4,91	0,46		5,15	0,36
	9	8,99	8,15		4,48	3,18		4,9	3,44
Ortalama ± SS		3,452±3,36	1,956±2,54	Ortalama ± SS	1,708±1,93	0,743±0,99	Ortalama ± SS	2,057±2,25	0,942±1,17

Elde edilen sol hipokampüs maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.50 de gösterilmiştir.

Tablo 4.50 Sol Hipokampüs D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,073
CyberKnife	0,003

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.51 de gösterilmektedir.

Tablo 4.51 Sol Hipokampüs D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	4,40	3,36	0,14	8,99
CyberKnife	1,76	2,53	0,09	8,15

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.52 de gösterilmiştir.

Tablo 4.52 Sol Hipokampüs D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,666

Elde edilen sol hipokampüs mean doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.53 de gösterilmiştir.

Tablo 4.53 Sol Hipokampüs D_{mean} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,033
CyberKnife	0,003

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.54 de gösterilmektedir.

Tablo 4.54 Sol Hipokampüs D_{mean} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,90	1,93	0,07	4,91
CyberKnife	0,46	0,99	0,01	3,18

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.55 de gösterilmiştir.

Tablo 4.55 Sol Hipokampüs D_{mean} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,489

Elde edilen sol hipokampüs V_{40} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.56 da gösterilmiştir.

Tablo 4.56 Sol Hipokampüs D_{40} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,014
CyberKnife	0,013

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.57 de gösterilmektedir.

Tablo 4.57 Sol Hipokampüs D_{40} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,71	2,25	0,08	5,15
CyberKnife	0,36	1,17	0,06	3,44

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.58 de gösterilmiştir.

Tablo 4.58 Sol Hipokampüs D_{40} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,730

4.2.9. Sağ Hipokampüs için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sağ hipokampüs için maksimum, mean değerlerine ve %40 nokta dozuna bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.59 de gösterilmiştir.

Tablo 4.59 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLG U	VMAT	CYBERKNIFE		VMAT	CYBERKNIFE		VMAT	CYBERKNIFE
Hipokampus R Dmax	1	5,27	2,70	Dmean	1,81	0,83	D40%	4,18	0,85
	2	6,32	4,52		3,4	1,55		4,56	2,97
	3	0,15	0,13		0,07	0,06		0,07	0,06
	4	11,62	7,37		1,31	1,98		0,85	1,79
	5	0,16	0,17		0,09	0,11		0,12	0,13
	6	0,10	0,25		0,05	0,12		0,6	0,23
	7	0,19	0,06		0,09	0,04		0,10	0,04
	8	19,25	18,6		9,19	10,96		8,72	13,83
	9	5,15	4,10		3,48	0,24		3,82	3,01
Ortalama ± SS		5,357± 6,53	4,211± 5,92	Ortalama ± SS	2,165± 2,97	1,765± 3,52	Ortalama ± SS	2,497± 2,98	2,545± 4,39

Elde edilen sağ hipokampus maksimum doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.60 da gösterilmiştir.

Tablo 4.60 Sağ Hipokampus D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,031
CyberKnife	0,004

En düşük değerler CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.61 de gösterilmektedir.

Tablo 4.61 Sağ Hipokampus D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	5,15	6,53	0,10	19,25
CyberKnife	2,70	5,97	0,06	18,60

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. (p>0,05). Test sonuçları Tablo 4.62 de gösterilmiştir.

Tablo 4.62 Sağ Hipokampus D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT - CyberKnife	0,666

Elde edilen sağ hipokampus mean doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.63 da gösterilmiştir.

Tablo 4.63 Sağ Hipokampus D_{mean} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,006
CyberKnife	0,000

En düşük medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmişken standart sapma ve maksimum değerleri VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.64 de gösterilmektedir.

Tablo 4.64 Sağ Hipokampus D_{mean} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,31	2,97	0,05	9,19
CyberKnife	0,24	3,52	0,04	10,96

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.65 de gösterilmiştir.

Tablo 4.65 Sağ Hipokampus D_{mean} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT - CyberKnife	0,796

Elde edilen sağ hipokampus $D_{%40}$ doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.66 da gösterilmiştir.

Tablo 4.66 Sağ Hipokampus D_{%40} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,026
CyberKnife	0,000

En düşük minimum değeri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmişken standart sapma ve maksimum değerleri VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Medyan değerleri ise iki tedavi planlama sistemi için eşit çıkmıştır. Sonuçlar Tablo 4.67 de gösterilmektedir.

Tablo 4.67 Sağ Hipokampus D_{%40} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,85	3,03	0,06	8,72
CyberKnife	0,85	4,39	0,04	13,83

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.68 de gösterilmiştir.

Tablo 4.68 Sağ Hipokampus D_{%40} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,796

4.2.10. Beyin Sapı için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de beyin sapı için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.69 da gösterilmiştir.

Tablo 4.69 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Beyin Sapı D _{max}	1	17,75	16,77
	2	6,93	4,37
	3	0,23	0,17
	4	10,67	11,78
	5	8,94	5,40
	6	0,13	0,30
	7	2,26	2,23
	8	17,45	16,31
	9	18,21	17,29
Ortalama ± SS		9,174± 7,42	8,291± 7,24

Elde edilen beyin sapı D_{max} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük çıkmıştır ve normal dağılım göstermektedir. Sonuçlar Tablo 4.70 de gösterilmiştir.

Tablo 4.70 Beyin Sapı D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,157
CyberKnife	0,079

En düşük medyan, standart sapma ve maksimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmişken minimum değeri VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.71 de gösterilmektedir.

Tablo 4.71 Beyin Sapı D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	8,94	7,42	0,13	18,21
CyberKnife	5,40	7,24	0,17	17,29

Normal dağılım sağlandığı için Independent-Samples T testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. (p>0,05). Test sonuçları Tablo 4.72 de gösterilmiştir.

Tablo 4.72 Beyin Sapı D_{max} İndependent-Samples T Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,802

4.2.11. Optik Kiazma için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de optik kiazma için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.73 de gösterilmiştir.

Tablo 4.73 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Optik Kiazma D_{max}	1	1,49	1,36
	2	1,12	0,82
	3	0,13	0,13
	4	1,95	2,50
	5	0,07	0,08
	6	0,11	0,05
	7	0,08	0,02
	8	6,72	5,54
	9	1,88	0,87
Ortalama \pm SS		1,505 \pm 2,10	1,263 \pm 1,79

Elde edilen optik kiazma D_{max} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.74 de gösterilmiştir.

Tablo 4.74 Optik Kiazma D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,004
CyberKnife	0,002

En düşük medyan, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.75 de gösterilmektedir.

Tablo 4.75 Optik Kiazma D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,12	2,10	0,07	6,72
CyberKnife	0,82	1,79	0,02	5,54

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.76 de gösterilmiştir.

Tablo 4.76 Optik Kiazma D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,605

4.2.12. Hipofiz için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de hipofiz için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.77 de gösterilmiştir.

Tablo 4.77 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Hipofiz Dmax	1	0,37	0,22
	2	1,56	1,47
	3	0,09	0,08
	4	0,40	0,39
	5	0,20	0,10
	6	0,08	0,03
	7	0,17	0,02
	8	3,81	4,13
	9	2,01	1,94
Ortalama ± SS		0,965± 1,27	0,931± 1,38

Elde edilen hipofiz D_{max} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucun da p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.78 de gösterildir.

Tablo 4.78 Hipofiz D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,005
CyberKnife	0,003

En düşük medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. En düşük standart sapma ve maksimum değerleri ise VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.79 da gösterilmektedir.

Tablo 4.79 Hipofiz D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,37	1,27	0,08	3,81
CyberKnife	0,22	1,38	0,02	4,13

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.80 de gösterilmiştir.

Tablo 4.80 Hipofiz D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,546

4.2.13. Sol Lakrimal için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sol lakrimal için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.81 de gösterilmiştir.

Tablo 4.81 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNİFE
Lakrimal L Dmax	1	1,20	0,39
	2	1,07	0,01
	3	0,03	0,02
	4	1,74	0,04
	5	0,03	0,01
	6	0,06	0,02
	7	0,06	0,02
	8	1,17	1,00
	9	1,15	0,02
Ortalama ± SS		0,723± 0,67	0,170± 0,33

Elde edilen sol lakrimal D_{max} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.82 de gösterilmiştir.

Tablo 4.82 Sol Lakrimal D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,027
CyberKnife	0,000

En düşük standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.83 de gösterilmektedir.

Tablo 4.83 Sol Lakrimal D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,07	0,67	0,03	1,74
CyberKnife	0,02	0,33	0,01	1,00

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Test sonuçları Tablo 4.84 de gösterilmiştir.

Tablo 4.84 Sol Lakrimal D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,006

4.2.14. Sağ Lakrimal için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sağ lakrimal için maksimum değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.85 de gösterilmiştir.

Tablo 4.85 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Lakrimal R Dmax	1	1,14	0,07
	2	1,00	0,03
	3	0,02	0,02
	4	1,86	0,06
	5	0,03	0,01
	6	0,04	0,01
	7	0,06	0,00
	8	1,16	0,16
	9	1,02	0,02
Ortalama ± SS		0,703± 0,68	0,042± 0,05

Elde edilen sağ lakrimal D_{max} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.86 da gösterilmiştir.

Tablo 4.86 Sağ Lakrimal D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,051
CyberKnife	0,011

En düşük standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.87 de gösterilmektedir.

Tablo 4.87 Sağ Lakrimal D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,00	0,68	0,02	1,86
CyberKnife	0,02	0,04	0,00	0,16

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmuş ve Cyberknife lehinedir ($p<0,05$). Test sonuçları Tablo 4.88 de gösterilmiştir.

Tablo 4.88 Sağ Lakrimal D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,019

4.2.15 Sol Kohlea için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sol kohlea için maksimum ve mean değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.89 da gösterilmiştir.

Tablo 4.89 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNI FE		OLGU	VMAT	CYBERKNI FE
Kohlea L Dmax	1	0,13	0,07	Dmean	1	0,10	0,07
	2	1,15	1,04		2	0,68	0,96
	3	0,03	0,01		3	0,02	0,01
	4	0,10	0,24		4	0,08	0,16
	5	1,77	1,51		5	1,47	1,32
	6	0,03	0,05		6	0,03	0,04
	7	1,42	1,08		7	0,91	0,84
	8	1,24	0,63		8	0,66	0,42
	9	1,75	0,33		9	0,95	0,31
Ortalama ± SS		0,846± 0,76	0,551± 0,54	Ortalama ± SS		0,544±0,5 1	0,458± 0,47

Elde edilen sol kohlea D_{max} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.90 da gösterilmiştir.

Tablo 4.90 Sol Kohlea D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,031
CyberKnife	0,174

En düşük standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.91 de gösterilmektedir.

Tablo 4.91 Sol Kohlea D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,15	0,76	0,03	1,77
CyberKnife	0,33	0,54	0,01	1,51

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.92 de gösterilmiştir.

Tablo 4.92 Sol Kohlea D_{max} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,436

Elde edilen sol kohlea D_{mean} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük çıkmıştır ve normal dağılım göstermektedir. Sonuçlar Tablo 4.93 de gösterilmiştir.

Tablo 4.93 Sol Kohlea D_{mean} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,154
CyberKnife	0,135

En düşük standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.94 de gösterilmektedir.

Tablo 4.94 Sol Kohlea D_{mean} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,66	0,51	0,02	1,47
CyberKnife	0,31	0,47	0,01	1,32

Normal dağılım sağlanmadığı için Independent-Samples T testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.95 de gösterilmiştir.

Tablo 4.95 Sol Kohlea D_{mean} Independent-Samples T Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,719

4.2.16 Sağ Kohlea için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de sağ kohlea için maksimum ve mean değerlerine bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.96 da gösterilmiştir.

Tablo 4.96 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNI FE		OLGU	VMAT	CYBERKNI FE
Kohlea R Dmax	1	0,10	0,12	Dmean	1	0,08	0,11
	2	1,04	0,88		2	0,62	0,67
	3	0,03	0,01		3	0,02	0,01
	4	0,13	0,13		4	0,11	0,11
	5	1,10	0,95		5	1,01	0,51
	6	0,03	0,02		6	0,02	0,02
	7	1,11	0,26		7	0,86	0,17
	8	1,39	1,32		8	0,83	1,04
	9	1,73	1,73		9	1,44	0,17
Ortalama ± SS		0,740± 0,66	0,602± 0,63	Ortalama ± SS		0,554± 0,52	0,312± 0,35

Elde edilen sağ kohlea D_{max} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük çıkmıştır ve normal dağılım göstermektedir. Sonuçlar Tablo 4.97 de gösterilmiştir.

Tablo 4.97 Sağ Kohlea D_{max} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,070
CyberKnife	0,093

En düşük standart sapma, medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Maksimum değeri ise iki tedavi planlama sisteminde de aynıdır. Sonuçlar Tablo 4.98 de gösterilmektedir.

Tablo 4.98 Sağ Kohlea D_{max} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,04	0,66	0,03	1,73
CyberKnife	0,26	0,63	0,01	1,73

Normal dağılım sağlandığı için Independent-Samples T testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.99 da gösterilmiştir.

Tablo 4.99 Sağ Kohlea D_{max} Independent-Samples T Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,660

Elde edilen sağ kohlea D_{mean} doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.100 da gösterilmiştir.

Tablo 4.100 Sağ Kohlea D_{mean} Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,165
CyberKnife	0,032

En düşük standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.101 de gösterilmektedir.

Tablo 4.101 Sağ Kohlea D_{mean} Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,62	0,51	0,02	1,44
CyberKnife	0,17	0,35	0,01	1,04

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$). Test sonuçları Tablo 4.102 de gösterilmiştir.

Tablo 4.102 Sağ Kohlea D_{mean} Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,546

4.3. HI, CI, MU ve Süre için Değerlendirme

4.3.1. Homojenite İndeks için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de homojenite indeks değerlere bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.103 de gösterilmiştir.

Tablo 4.103 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Homojenite İndeks	1	1,15	1,2
	2	1,11	1,25
	3	1,06	1,14
	4	1,14	1,15
	5	1,12	1,2
	6	1,14	1,16
	7	1,08	1,18
	8	1,12	1,2
	9	1,15	1,2
Ortalama \pm SS		1,118 \pm 0,03	1,186 \pm 0,03

Elde edilen homojenite indeks doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük çıkmıştır ve normal dağılım göstermektedir. Sonuçlar Tablo 4.104 da gösterilmiştir.

Tablo 4.104 Homojenite İndeks Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,174
CyberKnife	0,360

En dşuk standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değerleri VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.105 de gösterilmektedir.

Tablo 4.105 Homojenite İndeks Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	1,12	0,031	1,06	1,15
CyberKnife	1,20	0,033	1,14	1,25

Normal dağılım sağlanmadığı için İndependent-Samples T testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında VMAT lehine anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Test sonuçları Tablo 4.106 da gösterilmiştir.

Tablo 4.106 Homojenite İndeks İndependent-Samples T Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,001

4.3.2. Konformite İndeks için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de konformite indeks değerlere bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.107 de gösterilmiştir.

Tablo 4.107 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Konformite İndeks	1	0,75	1,17
	2	0,64	1,81
	3	0,72	1,11
	4	0,84	1,01
	5	0,49	1,85
	6	0,8	1,18
	7	0,65	1,32
	8	0,75	1,07
	9	0,6	1,61
Ortalama ± SS		0,693± 0,10	1,147± 0,32

Elde edilen konformite indeks doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük çıkmıştır ve normal dağılım göstermektedir. Sonuçlar Tablo 4.108 da gösterilmiştir.

Tablo 4.108 Konformite İndeks Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,832
CyberKnife	0,080

En düşük standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değerleri VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.109 de gösterilmektedir.

Tablo 4.109 Konformite İndeks Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	0,72	0,108	0,49	0,84
CyberKnife	1,18	0,324	1,01	1,85

Normal dağılım sağlandığı için Independent-Samples T testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında Cyberknife lehine anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Test sonuçları Tablo 4.110 da gösterilmiştir.

Tablo 4.110 Homojenite İndeks Independent-Samples T Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,001

4.3.3. Monitor Unite (MU) İndeks için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de monitör unite değerlere bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.111 de gösterilmiştir.

Tablo 4.111 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Monitor Unite	1	20,976	37,64
	2	20,807	35,24
	3	19,316	19,01
	4	21,025	29,965
	5	20,989	36,777
	6	21,096	30,892
	7	19,979	39,372
	8	21,133	41,155
	9	21,071	31,744
Ortalama ± SS		20,710± 0,63	33,532± 6,67

Elde edilen monitör unit doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.112 de gösterilmiştir.

Tablo 4.112 Monitor Unit Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,001
CyberKnife	0,249

En düşük standart sapma, maksimum ve medyan değerleri VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmişken minimum değeri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.113 de gösterilmektedir.

Tablo 4.113 Monitor Unit Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	medyan	standart sapma	Minimum	Maximum
VMAT	20,98	0,63	19,31	21,13
CyberKnife	35,24	6,67	19,01	41,15

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında VMAT lehine anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Test sonuçları Tablo 4.114 de gösterilmiştir.

Tablo 4.114 Monitor Unit Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT_CyberKnife	0,004

4.3.4. Süre (Time) İndeks için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her iki planlama tekniğinde de süre için değerlere bakılmıştır. Elde edilen veriler, ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki Tablo 4.115 de gösterilmiştir.

Tablo 4.115 Elde Edilen Veriler, Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (Gy)

	OLGU	VMAT	CYBERKNIFE
Süre	1	178,25	840
	2	204,37	780
	3	151,58	660
	4	228,01	780
	5	146,06	780
	6	195,02	780
	7	170,06	840
	8	230,18	900
	9	182,4	780
Ortalama ± SS		187,326± 30,05	793,333± 65,57

Elde edilen süre değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük çıkmıştır ve normal dağılım göstermemektedir. Sonuçlar Tablo 4.116 da gösterilmiştir.

Tablo 4.116 Süre Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	p değeri
VMAT	0,650
CyberKnife	0,013

En düşük standart sapma, maksimum, minimum ve medyan değerleri VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.117 de gösterilmektedir.

Tablo 4.117 Süre Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (Gy)

	Minimum	Maksimum	Standart Sapma	Medyan
VMAT	146,06	230,18	30,05	182,40
CyberKnife	660,00	880,00	56,96	780,00

Normal dağılım sağlanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu iki farklı teknik karşılaştırıldığında VMAT lehine anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Test sonuçları Tablo 4.118 de gösterilmiştir.

Tablo 4.118 Süre Mann Whitney U Testi Sonucu

	p değeri
VMAT CyberKnife	0,001

Tablo 4.119 Anlamli fark sonucu hangi tedavi planlama sisteminin daha üstün olduğuna dair

	VMAT	CyberKnife
PTV Dmax		
PTV D95		
PTV D2	√	
berain-ptv		
lens L		√
lens R		√
göz L		
göz R		√
optik nerve L		
optik nerve R		
hippokampüs L		
hippokampüs R		
lakrimal L		√
lakrimal R		√
hipofiz		
optic kiazma		
brainstem		
kohleaL		
kohleaR		
HI	√	
CI		√
MU	√	
TIME	√	

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

SRS yöntemlerinde 1 ile 4 cm çapına kadar olan lezyonlarda tek fraksiyonda çok yüksek dozlara çıkılabilmektedir. Bu uygulamaların asıl amacı lezyona yüksek doz verilirken lezyon dışında keskin doz düşüşlerini sağlamak ve kritik organ diye adlandırılan yapıların olabildiğince düşük doz olarak korunmasını sağlamaktır. Bu çalışmada VMAT ve CyberKnife tedavi planlama sistemleri kullanılarak beyin metastazlı 9 olgunun SRS yöntemi ile planları yapılmıştır. Planlama verilerinden HI, CI, MU ve DVH istatistikten ise sol lens, sağ lens, sol göz, sağ göz, sol optik sinir, sağ optik sinir, sol hipokampus, sağ hipokampus, beyin sapı, optik kiazma, hipofiz, sol lakrimal, sağ lakrimal, sol kohlea, sağ kohlea maksimum nokta dozlarına bakılmıştır. Ayrıca sol hipokampus, sağ hipokampus, sol kohlea, sağ kohlea mean nokta dozlarına bakılmıştır. Gecikmeli hatırlama ve hatırlamada bozulmayla ilişkili olduğu için sol hipokampus, sağ hipokampusün %40'ının almış olduğu doza bakıldı. Bunların dışında nekroz olma riskini değerlendirmek için beyinin 8 Gy, 10 Gy, 12 Gy almış olduğu hacimler incelendi ve MU değerlerine bakıldı. İki farklı planlama sisteminde yapılmış olan sanal tedavi planlarının birbirine göre üstünlükleri belirlenmeye çalışıldı.

5.1 PTV için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapılan çalışmada hedef lezyona reçete edilen doz 18 Gy'dir. İki farklı radyoterapi tedavi planlama sisteminde yapılan SRS sanal planlarını karşılaştırdığımızda, PTV D₂ (Gy) için bakıldığında yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak p<0,05 çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmuştur. Yapılan karşılaştırma sonucunda VMAT tedavi planlama sisteminde hem minimum hem de maksimum değerinin daha düşük olduğu görülmüştür.

PTV D₉₅ (Gy) için bakıldığında yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak (p=0,489) p>0,05 çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Her planda reçete edilen dozun hedef lezyon hacminin en az %95'ini sarmasına iki tedavi planlama sisteminde de dikkat edilmiştir.

PTV D_{max} (Gy) için incelendiğinde yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,863$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yapılan karşılaştırma sonucunda VMAT tedavi planlama sisteminde hem minimum hem de maksimum değerinin daha düşük olduğu görülmüştür.

Ueda ve diğerleri (2019) CyberKnife ve VMAT radyoterapi yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmada tek fraksiyonda 25 Gy'lik doz kullanmışlardır. Beyin metastazlı 24 hastadaki 31 tümörü tek hedef için tedavi planı oluşturulmuş ve PTV $D_{\%2}$ (Gy) için p değeri $p=0,55$, PTV $D_{\%95}$ (Gy) için ise p değeri $p=0,91$ olarak bulunarak aralarında anlamlı bir fark bulunmadı. Yapılan çalışma sonucunda PTV $D_{\%95}$ (Gy) değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(25,2\pm0,2)$ Gy; VMAT için $(25,2\pm0,2)$ Gy olarak elde edilmiştir. Aynı çalışmada PTV $D_{\%2}$ (Gy) değerlerine bakıldığında ise CyberKnife için $(27,5\pm1,5)$ Gy; VMAT için $(27,5\pm1,3)$ Gy olarak elde edilmiştir (Ueda et al., 2019). Bizim yaptığımız çalışmada PTV $D_{\%95}$ (Gy) değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(18,164\pm16,34)$ Gy iken VMAT için $(18,118\pm12,76)$ Gy olarak elde edilmiştir olup Ueda ve diğerleri (2019) yaptığı çalışmaya benzer olarak aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Fakat PTV $D_{\%2}$ (Gy) için Ueda ve ark. yaptığı çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda anlamlı bir fark bulunmuştur. Bizim çalışmamızda en düşük minimum ve maksimum değerler VMAT sanal tedavi planında elde edilmiştir.

Kadoya ve diğerleri (2019) CyberKnife ve VMAT radyoterapi yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmada tek fraksiyonda 23 Gy'lik doz kullanmışlardır. Çoklu beyin metastazına sahip 11 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada VMAT tedavi planları tek izomerkezli olarak tasarlanmıştır. PTV D_{max} (Gy) değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(33,60\pm2,61)$ Gy iken VMAT için $(29,78\pm0,92)$ Gy olarak bulunmuştur. p değeri ise 0,0098 olarak çıkmış ve aralarında VMAT lehine anlamlı bir fark bulunmuştur (Kadoya et al., 2019). Bizim çalışmamızda ise PTV D_{max} (Gy) değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(21,15\pm71,72)$ Gy iken VMAT için $(20,932\pm38,26)$ Gy olarak bulunmuş olup en düşük medyan değeri Kadoya ve diğerleri (2019) tersine CyberKnife sanal tedavi planından elde edilmiştir. Kadoya ve diğerleri (2019) PTV'nin %95'ini kapsayan %70 ila %80 izodoz hatlarına reçete edilirken bizim çalışmamızda izodozun PTV'nin %95'ini kapsaması sağlanmıştır. Literatürdeki bu çalışmalar ile bizim çalışmamız arasındaki farkın; bu çalışmalarda Kadoya ve diğer. tek

fraksiyon kullanılırken bizim dozu 3 fraksiyonda vermemiz ve çalışmalarda Ray-Tracing algoritması kullanılırken bizim sonlu boyutlu kalem ışını (SBKI) algoritması kullanmamızdan kaynaklandığı düşünülmektedir.

5.2 Beyin-PTV için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Bütün beynin aldığı dozlar açısından da iki farklı tedavi planlama sistemi arasında karşılaştırma yapılmıştır. Bunun için Beyin-PTV volümünün 8,10,12 hacimlerine % olarak ve maksimum dozuna bakılmıştır. Çalışmamızda Beyin-PTV D_{max} (Gy) değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(19,39\pm 0,59)$ Gy iken VMAT için $(19,426\pm 0,56)$ Gy olarak bulunmuştur. Beyin-PTV D_{max} (Gy) için incelendiğinde yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,910$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yapılan karşılaştırma sonucunda VMAT tedavi planlama sisteminde hem minimum hem de maksimum değerinin daha düşük olduğu görülmüştür.

Çalışmada Beyin-PTV $V_{\%8}$ için bakıldığında yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,161$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda Beyin-PTV $V_{\%8}$ değerlerine bakıldığında CyberKnife için $1,00\pm 0,888$ iken VMAT için $1,81\pm 3,432$ olarak bulunmuştur.

Beyin-PTV $V_{\%10}$ için bakıldığında yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,113$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda Beyin-PTV $V_{\%10}$ değerlerine bakıldığında CyberKnife için $0,50\pm 0,546$ iken VMAT için $1,13\pm 1,736$ olarak bulunmuştur.

Beyin-PTV $V_{\%12}$ için bakıldığında yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,161$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Beyin-PTV $V_{\%10}$ değerlerine bakıldığında CyberKnife için $0,40\pm 0,364$ iken VMAT için $0,743\pm 0,910$ olarak bulunmuştur. Çalışmada Beyin-PTV $V_{\%8}$, $V_{\%10}$ ve $V_{\%12}$ için en düşük minimum, maksimum ve medyan değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir.

Slosarek ve diğeri (2019) yaptıkları çalışmada çoklu beyin metastazı olan 15 hasta üzerinde yapıldı. Lezyonların sayısı 3 ila 8 arasında değişirken reçete edilen doz 10 - 24 (Gy) arasındaydı. CyberKnife planlarında 7 hasta için 1 fraksiyon, 6 hasta için 2 fraksiyon ve 1 hasta için 3 fraksiyon kullanıldı. VMAT planları için çoğu hastada tek izomerkez kullanıldı. Yapılan çalışmada sağlıklı beyin için V_{12} değerlerine bakıldığında planlar arasında bir fark gözlenmemiştir ve p değeri 0,2 çıkmıştır (Slosarek et al., 2018). Bizim yaptığımız çalışma ile literatürdeki bu çalışma benzerlik göstermektedir.

El Shafie ve diğeri (2020) yapmış oldukları çalışmada reçete edilen doz 18-20 (Gy) arasında olup tek fraksiyon kullanılmıştır. VMAT planları için tek izomerkez kullanılmıştır. Reçete edilen dozun PTV nin %98 ini kapsayacak şekilde optimize edilmiştir. Sağlıklı beyin için V_{8} , V_{10} ve V_{12} için istatistik sonucuna bakıldığında $p < 0,001$ olarak bulunmuş ve anlamlı bir fark çıkmıştır. V_{8} değerine bakıldığında CyberKnife için medyan değeri 6,1 ml iken VMAT değeri 109,1 ml dir. Aynı şekilde V_{10} için bakıldığında CyberKnife medyan değeri 9,5 ml, VMAT değeri 61,8 ml iken V_{12} için bakıldığında ise CyberKnife medyan değeri 6,5 ml, VMAT değeri 37,0 ml'dir (El Shafie et al., 2020). Bizim çalışmamızla literatürdeki çalışma arasındaki farkın merkez yerinin seçimlerinden, biz 3 fraksiyonda dozu verirken onların tek fraksiyonda vermelerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

5.3 Lensler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Sol lens için D_{max} değerlerine baktığımızda VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,02 Gy, en yüksek 2,58 Gy; CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,01Gy, en yüksek ise 0,09 Gy bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak $p < 0,05$ çıkmıştır.

Sağ lens için D_{max} için bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük değer 0,03 Gy, en yüksek 2,07 Gy olup CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,00 Gy, en yüksek 0,10 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak $p < 0,05$ çıkmıştır. CyberKnife tedavi planlama sistemi lehine anlamlı bir fark bulunmuş olup sol lensdeki gibi en düşük maksimum dozu CyberKnife tedavi planlama sisteminde görülmüştür.

CyberKnife tedavi planlama sisteminde ışınlar direkt olarak lenslere verilmediği için bu koruma sağlanmıştır.

Slosarek ve diğerleri (2018) yaptıkları çalışmada çoklu beyin metastazı olan 15 hasta üzerinde yapıldı. Lezyonların sayısı 3 ile 8 arasında değişirken reçete edilen doz 10 - 24 (Gy) arasındaydı. CyberKnife planlarında 7 hasta için 1 fraksiyon, 6 hasta için 2 fraksiyon ve 1 hasta için 3 fraksiyon kullanıldı. VMAT planları için çoğu hastada tek izomerkez kullanıldı. Yapılan çalışmada ortalama bulgulara bakılmış ve CyberKnife'nin lensleri daha iyi koruduğu sonucuna ulaşıldı (Slosarek et al., 2018). Bizim yaptığımız çalışma ile literatürdeki çalışma benzer özellik göstermektedir.

5.4 Gözler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Sol göz için D_{max} için bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük değer 0,03 Gy, en yüksek 3,54 Gy olup CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,02 Gy, en yüksek 2,33 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda istatistiksel olarak ($p=0,051$) $p>0,05$ bulunmuştur ve anlamlı bir fark yoktur.

Sağ göz için D_{max} için bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük değer 0,04 Gy, en yüksek 3,34 Gy olup CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,00 Gy, en yüksek 2,24 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak $p<0,05$ çıkmıştır ve anlamlı bir fark vardır. Hem sağ hem de sol göz için bakıldığında en düşük maksimum ve minimum değerlerini CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir. CyberKnife tedavi planlama sisteminde lenslerde olduğu gibi gözlere de direkt olarak ışın verilmemiştir.

Slosarek ve diğerleri (2018) yaptıkları çalışmada çoklu beyin metastazı olan 15 hasta üzerinde yapıldı. Lezyonların sayısı 3 ile 8 arasında değişirken reçete edilen doz 10-24 (Gy) arasındaydı. Yapılan çalışmada ortalama bulgulara bakılmış ve CyberKnife'nin lensleri olduğu gibi gözleri de daha iyi koruduğu sonucuna ulaşıldı (Slosarek et al., 2018).

Kadoya ve diğerleri (2019) yaptıkları çalışmada CyberKnife ve VMAT radyoterapi yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmada tek fraksiyonda 23 Gy'lik doz kullanmışlardır. Çoklu beyin metastazına sahip 11 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada

VMAT tedavi planları tek izomerkezli olarak tasarlanmıştır. Sol gözün maksimum dozun ortalama verilerine bakıldığında CyberKnife için (1,32±1,04) Gy, VMAT için (0,59±0,36) Gy bulunmuş olup p değeri 0,0674 çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sağ gözün maksimum dozun ortalama verilerine bakıldığında ise CyberKnife için (1,60±0,93) Gy, VMAT için (0,68±0,53) Gy bulunmuş ve p değeri 0,0068 çıkararak anlamlı bir fark olduğu görülmüştür (Kadoya et al., 2019). Yaptığımız çalışma ile literatürdeki veriler benzerlik göstermektedir. Bizim fakat sonuçlarımızda sağ gözün korunup sol gözün korunamaması sol gözün saçılan dozlardan fazla etkilenmesinden ve lezyonların yerleşim yerlerinden kaynaklanmaktadır.

5.5 Optik Sinirler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapılan çalışmada sol optik sinir için D_{max} için bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük değer 0,06 Gy, en yüksek 2,55 Gy dir. CyberKnife tedavi planlama sisteminde ise en düşük 0,01 Gy, en yüksek 1,49 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda istatistiksel olarak ($p=0,136$) $p>0,05$ bulunmuştur ve anlamlı bir fark yoktur. Hem sağ hem de sol göz için bakıldığında en düşük maksimum ve minimum değerlerini CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir.

Sağ optik sinir için D_{max} maksimum doz değerlerine bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,06 Gy, en yüksek 7,55 Gy bulunmuş olup CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,12 Gy, en yüksek 4,64 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,161$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yaptığımız çalışmada en yüksek koruma CyberKnife tedavi planlama sisteminde elde edilmiştir. Fakat VMAT tedavi planlama sistemi ve CyberKnife tedavi planlama sistemi arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Kadoya ve diğerleri (2019) yaptıkları çalışmada sol optik sinir için maksimum dozun ortalama değerlerine bakıldığında CyberKnife için (1,18±0,84) Gy, VMAT için (0,94±0,83) Gy bulunmuştur. p değeri 0,5195 çıkmış ve aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Aynı şekilde sağ optik sinir için maksimum dozun ortalama değerlerine bakıldığında CyberKnife için (1,56±1,24) Gy, VMAT için (1,28±1,74) Gy bulunmuştur. p değeri 0,5195 çıkmış ve aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır

(Kadoya et al., 2019). Yaptığımız çalışma ile literatürdeki çalışma ile benzerlik göstermektedir.

5.6 Hipokampüs için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmada hafıza ve öğrenmeden görevli hipokampüsler de korunmaya çalışılmış olup maksimum, mean değerine ve %40 hacminin aldığı doz değeri değerlendirilmiştir. Sol hipokampüsün D_{max} maksimum doz değerlerine bakıldığından yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,666$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sol hipokampüsün için D_{mean} doz değerlerine bakıldığından yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,489$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sol hipokampüsün %40 hacminin aldığı doz değerine bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,07 Gy, en yüksek 5,15 Gy bulunmuş olup CyberKnife tedavi planlama sisteminde ise en düşük 0,06 Gy, en yüksek 3,44 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda istatistiksel olarak ($p=0,730$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Aynı şekilde sağ hipokampüsün D_{max} maksimum doz değerlerine bakıldığından VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,10 Gy, en yüksek 19,25 Gy bulunurken CyberKnife tedavi planlama sisteminde ise en düşük 0,06 Gy, en yüksek 18,60 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,666$) $p>0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmamıştır. D_{mean} mean doz değerlerine bakıldığından yapılan analiz sonucunda istatistiksel olarak ($p=0,796$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sağ hipokampüsün %40 hacminin aldığı doz için değerine bakıldığında yapılan analiz sonucunda istatistiksel olarak ($p=0,796$) $p>0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ayrıca çalışmada hipokampüsün maksimum dozun medyanı VMAT için sağ hipokampüsde 5,15 Gy, sol hipokampüsde 4,40 Gy olarak bulunurken CyberKnife için sağ hipokampüsde 2,7 Gy, sol hipokampüsde 1,76 Gy olarak bulunmuştur.

Zhangve diğerleri (2017) de yaptıkları çalışma 3 ile 10 arasında değişen beyin metastazına sahip 10 hasta üzerinde yapıldı. 4 farklı teknikle yapılan çalışmada hipokampüs korumalı ve korumasız olarak karşılaştırıldı. VMAT tekniğinde tek izomerkezli tedavi planlama yapıldı. Çalışmada hipokampüsler tek hipokampüs olarak

kabul edilmiştir. Hipokampusün maksimum dozu tedavi planlarında CyberKnife için 4,03 Gy iken VMAT için 5,75 Gy olarak bulunmuştur. $D_{%40}$ hacminin aldığı doz için bakıldığında CyberKnife için 4,00 Gy bulunurken VMAT için 3,56 Gy olarak bulunmuştur (Zhang et al., 2017). Literatürdeki bu çalışma ile bizim çalışmamızın sonuçlarına baktığımızda bizim çalışmamızın aldığı maksimum dozlar daha fazladır. Bunun sebebi olgulardan birinin lezyonunun bir kısmının sağ hipokampus içinde olması ve diğer bazı lezyonların hipokampüse çok yakın olmasıdır.

5.7 Beyin Sapı için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Beyin sapı için D_{max} maksimum doz değerlerine bakıldı. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,802$) $p>0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda beyin sapı değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(8,291\pm 7,24)$ Gy iken VMAT için $(9,174\pm 7,42)$ Gy olarak bulunmuştur. İki farklı planlama sisteminde anlamlı bir fark bulunamasa da CyberKnife tedavi planlama sistemi için değerler daha kabul edilebilirdir.

Slosarek ve diğerleri (2018) yaptıkları çalışmada çoklu beyin metastazı olan 15 hasta üzerinde yapıldı. Lezyonların sayısı 3 ila 8 arasında değişirken reçete edilen doz 10 - 24 (Gy) arasındaydı. CyberKnife planlarında 7 hasta için 1 fraksiyon, 6 hasta için 2 fraksiyon ve 1 hasta için 3 fraksiyon kullanıldı. VMAT planları için çoğu hastada tek izomerkez kullanıldı. Yapılan çalışma sonucunda beyin sapı için anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (Slosarek et al., 2018). Çalışmamız literatürdeki çalışma ile benzerlik göstermektedir.

5.8 Optik Kiazma için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapılan çalışmada optik kiazma D_{max} için bakılmış olup yapılan analiz sonucunda istatistiksel olarak ($p=0,605$) $p>0,05$ bulunmuştur ve anlamlı bir fark yoktur. En düşük minimum ve maksimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminde elde edilmiştir.

Kadoya ve diğerleri (2019) yaptıkları çalışmada optik kiazma D_{max} ortalama değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(1,55\pm 1,39)$ Gy, VMAT için $(1,21\pm 0,93)$ Gy olarak bulunmuştur. $p=0,3203$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunamamıştır (Kadoya et al., 2019). Bizim çalışmamızda D_{max} ortalama değerleri CyberKnife için $(1,263\pm 1,798)$ Gy ile VMAT için $(1,505\pm 2,109)$ Gy olarak bulunmuştur.

Literatürdeki çalışma ile karşılaştırdığımızda bulunan medyan değerleri birbirine oldukça yakındır ve benzer sonuç elde edilmiştir.

5.9 Hipofiz için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmada vücuttaki çoğu hormona etkisi olan hipofiz bezi de korunmaya çalışılmış olup, hipofiz için D_{max} maksimum değerine bakılmıştır. D_{max} maksimum doz değerlerine bakıldığından yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,546$) $p>0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda hipofiz değerlerine bakıldığında CyberKnife için $(0,931\pm 1,38)$ Gy iken VMAT için $(0,965\pm 1,27)$ Gy olarak bulunmuştur. En düşük minimum değeri CyberKnife tedavi planlama sisteminden elde edilmişken en düşük maksimum değeri ise VMAT tedavi planlama sisteminden elde edilmiştir.

5.10 Lakrimaler için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapılan çalışmada göz kuruluğuna sebep olabilmesi nedeniyle lakrimalerde korunmaya çalışılmış ve D_{max} maksimum değerine bakılmıştır. Sol lakrimal için bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,03 Gy, en yüksek 1,74 Gy bulunmuştur. CyberKnife tedavi planlama sisteminde ise en düşük 0,01 Gy, en yüksek 1,00 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,006$) $p<0,05$ çıkmış olup CyberKnife tedavi planlama sistemi lehine anlamlı bir fark bulunmuştur. Sağ lakrimal için VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,02 Gy, en yüksek 1,86 Gy bulunmuş olup CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,00 Gy, en yüksek 0,16 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,019$) $p<0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmuştur. En düşük minimum ve maksimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminde elde edilmiştir. Bunun sebebi CyberKnife tedavi planlama sisteminde lenslerde oldu gibi ışınların direkt olarak lakrimalere verilmemesidir.

5.11 Kohlealar için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmada işitme kaybına sebep olabileceğinden kohlealar korunmaya çalışılmış olup, kohleaların D_{max} maksimum değerine ve D_{mean} mean değerlerine bakılmıştır. Sol kohlea için D_{max} maksimum değeri bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,03 Gy, en yüksek 1,77 Gy bulunmuş olup CyberKnife

tedavi planlama sisteminde ise en düşük 0,01 Gy, en yüksek 1,51 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,436$) $p>0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmamıştır. D_{mean} mean değerlerine bakıldığında MAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,02 Gy, en yüksek 1,47 Gy bulunmuşken CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,01 Gy, en yüksek 1,32 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,719$) $p>0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Sağ kohlea için D_{max} maksimum değeri bakıldığında MAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,03 Gy, en yüksek 1,73 Gy bulunmuş olup CyberKnife tedavi planlama sisteminde ise en düşük 0,01 Gy, en yüksek 1,73 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,660$) $p>0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmamıştır. Burada maksimum değerler her iki tedavi planlama sistemi içinde aynı bulunmuştur. D_{mean} mean değerlerine bakıldığında VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,02 Gy, en yüksek 1,44 Gy bulunmuşken CyberKnife tedavi planlama sisteminde en düşük 0,01 Gy, en yüksek 1,04 Gy olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak ($p=0,7546$) $p>0,05$ çıkmış olup anlamlı bir fark bulunmamıştır. Hem sol lakrimalin hem de sağ lakrimalin D_{max} maksimum değeri, D_{mean} mean değerlerinde en düşük minimum ve maksimum değerleri CyberKnife tedavi planlama sisteminde elde edilmiştir. İstatistiksel olarak iki farklı tedavi planlama sistemi arasında anlamlı bir fark olmamasına rağmen CyberKnife tedavi planlama sistemi daha kabul edilebilirdir.

5.12 CI ve HI için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapılan çalışmada HI için ortalama değerler VMAT tedavi planlama sistemi için $1,118\pm 0,031$ iken CyberKnife tedavi planlama sistemi için $1,186\pm 0,033$ olarak bulunmuştur. Yapılan istatistik analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak $p<0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmuştur. Bu sonuç değerlendirildiğinde VMAT tedavi planlama sisteminde yapılan planların diğerine göre daha homojen doz dağılımı sağladığı görülmüştür.

CI için ortalama değerler VMAT tedavi planlama sistemi için $0,693 \pm 0,108$ iken CyberKnife tedavi planlama sistemi için $1,147 \pm 0,324$ olarak bulunmuştur. Yapılan istatistik analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak $p < 0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmuştur. Bu sonuç değerlendirildiğinde Cyberknife tedavi planlama sisteminde yapılan planların diğerine göre daha üstün olduğu görülmüştür.

Cao ve diğerleri (2020) 10 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada doz değerleri 20-30 Gy arasında ve 5 fraksiyonda uygulanmıştır. Çalışmada 2'den fazla teknik karşılaştırılmıştır. HI değerlerine bakıldığında CyberKnife için en düşük ikinci değer olarak elde edilmiştir ve izodoz aralığı %46-%68'dir. VMAT için bulunan aralık ise daha yüksekti (Cao et al, 2020). Literatürdeki bu çalışmada CyberKnife tedavi planlamasının sonuçları daha iyi çıkmışken bizim yaptığımız çalışmada VMAT tedavi planlama sistemindeki değerler daha iyi çıkmıştır. Literatürdeki çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak CyberKnife planları MultiPlan 4.0'da yapılmış ve planlar oluşturulurken 1 ila 3 sabit koni kolimatörü kullanılmıştır. VMAT planı için ise tam 360° yay kullanılmış ve çevresel yaprak genişliği 5mm idi. Ayrıca bizim çalışmamızda 18 Gy doz 3 fraksiyonda verilirken Cao ve diğerleri (2020) yaptığı çalışmada 20-30 Gy arasındaki doz 5 fraksiyonda verilmiştir. İki çalışma arasındaki farkın bunlardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kadoya ve diğerleri (2019) yaptıkları çalışmada HI değeri CyberKnife için bakıldığında $1,72 \pm 0,22$ iken VMAT için bakıldığında $1,44 \pm 0,05$ olarak bulunmuştur. $p = 0,0098$ çıkmış ve aralarında anlamlı bir fark bulunmuştur. Aynı çalışmada CI değerlerine CyberKnife için bakıldığında $0,60 \pm 0,11$ iken VMAT için bakıldığında $0,87 \pm 0,08$ olarak elde edilmiş. $p = 0,001$ olarak çıkmış ve aralarında anlamlı bir fark çıkmıştır (Kadoya et al., 2019). Literatürdeki bu çalışma bizim çalışmamızdan farklı olarak çoklu beyin metastazlı olan (3 ila 5 tümör) hastalar üzerinde yapılmış olup True Beam STx ile simüle edilmiş ve 4 düzlemsel olmayan ark kullanılmıştır. Ayrıca yine bizim çalışmamızdan farklı olarak CyberKnife planları Multiplan ve RayTracing algoritması kullanılarak oluşturulmuştur. Bizim çalışmamız ile literatürdeki bu çalışmadan farklı olmasının bu sebeplerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

El Shafie ve diğeri (2020) yapmış oldukları çalışmada reçete edilen doz 18 ile 20 (Gy) arasında olup tek fraksiyon kullanılmıştır. VMAT planları için tek izomerkez kullanılmıştır. Çalışmada bulunan CI değerlerine baktığımızda CyberKnife için 1,2, VMAT için 1,5 olarak bulunmuştur. p değeri ise $<0,001$ bulunmuş olup aralarında anlamlı bir fark çıkmıştır (El Shafie et al., 2020). Literatürdeki bu çalışmada ile bizim çalışmamız benzerdir.

5.13 MU için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapmış olduğumuz çalışmada MU değeri incelendi. Yapılan istatistik analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak $p<0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmuştur. Yapılan çalışma sonucunda en düşük medyan değerine VMAT planlarından elde edilmiştir. VMAT ve CyberKnife için MU değerleri karşılaştırıldığında arka yerleşimli lezyonlarda CyberKnife'in bir dezavantajı vardır. CyberKnife robotik kolu tedavi masasının alt kısımlarında hareket edemediğinden dolayı hareketi kısıtlıdır ve bu durum daha yüksek MU değerlerini elde etmemize sebep olmuş olabilir.

Vergalaso ve diğeri (2019) yapmış oldukları çalışmada 4 ila 10 arası metastaza sahip 16 hasta için toplamda 112 metastaz incelenmiştir. Her hasta için 5 farklı plan oluşturulmuştur. Yapılan çalışmada VMAT için doz oranı 1,400 MU/min olarak kabul edilmiştir olup diğer yöntemlerden daha azdır (Vergalaso et al, 2019).

Cao ve diğeri (2020) çoklu metastazı olan hastalar üzerinde yaptığı çalışmada VMAT için ortalama 10 dk için MU değerini 1600-2400 MU/dk olarak bulmuşlardır. Diğer cihazlar için bu değeri daha yüksek bulmuşlardır (Cao et al., 2020). Literatürdeki bu çalışmalar ile bizim çalışmamız örtüşmektedir. Daha yüksek MU değerinin optimizasyon işlemi sırasında daha katı kısıtlamaların uygulanmasından olduğu düşünülmektedir.

5.13 Süre için Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Yapmış olduğumuz çalışmada süre değeri incelendiğinde yapılan istatistik analiz sonucunda iki farklı tedavi planlama sisteminde istatistiksel olarak $p<0,05$ çıkmış ve anlamlı bir fark bulunmuştur. Çalışmamızda süre değerlerine bakıldığında CyberKnife için $793,333\pm 56,96$ iken VMAT için $187,326\pm 30,05$ olarak bulunmuştur.

Yapılan çalışma sonucunda en düşük medyan değerine ise VMAT planlarından elde edilmiştir.

Kadoya ve diğerleri (2019) yaptıkları çalışmada tedavi süresi açısından CyberKnife için $112,9 \pm 25,1$ dakika olarak hesaplandı. VMAT için ise tahmini tedavi süresini hesapladılar. Bu tahmini tedavi süreleri için hasta kurulumu 5 dk, 1 tam yay: 1 dk, 3 yarım yay: 1,5 dk olarak varsayımlarda bulunuldu. Tahmini tedavi süresini ise 9,5 dk olarak hesapladılar (Kadoya et al., 2019).

Slosarek ve diğerleri (2018) yaptıkları çalışmada çoklu beyin metastazı olan 15 hasta üzerinde yapıldı. Lezyonların sayısı 3 ila 8 arasında değişirken reçete edilen doz 10 ila 24 (Gy) arasındaydı. CyberKnife planlarında 7 hasta için 1 fraksiyon, 6 hasta için 2 fraksiyon ve 1 hasta için 3 fraksiyon kullanıldı. Ana dikkat çekici fark tahmin edilen tedavi süresinde gözlemlendi. VMAT tabanlı yaklaşımlara kıyasla CK önemli ölçüde yüksekti. Işık açıkken ortalama süre CK için yaklaşık 35 dk iken VMAT için 3-4 dk olarak gözlemlendi (Slosarek et al, 2018). Yapılan çalışma ile literatürdeki çalışmalar benzerlik göstermiştir.

Sonuç olarak iki tedavi planlama tekniği birbiri ile karşılaştırıldığında birbirlerine göre farklı üstünlükleri vardır. Her ne kadar PTV ve bazı kritik organlarda aralarında bir fark göremesek de lensler, gözler ve lakrimallere bakıldığında CyberKnife planlama sisteminin daha üstün olduğunu görüyoruz. Ayrıca çoğu kritik organın en düşük değerleri CyberKnife tedavi planından elde edilmiştir. CI değeri CyberKnife tedavi planında daha kabul edilebilirken, HI değerleri VMAT tedavi planlamasında daha kabul edilebilir bir sonuç çıkmıştır. Bu durumda CyberKnife tedavi planlama sisteminde reçete edilen dozun hedef hacmi daha iyi sardığı görülürken VMAT tedavi planlama sisteminde dozların daha homojen dağıldığı görülmektedir. MU değerine baktığımızda ise yine VMAT'ın CyberKnife'a göre daha düşük değerde olduğu görülmektedir. Ama buna rağmen MU için en düşük minimum değeri CyberKnife'dan elde edilmiştir. İki teknik karşılaştırıldığında CyberKnife'ın hedef hacme daha yüksek dozlar verdiği söylenebilir. Tedavi sırasında hasta takibi açısından bakıldığında ise CyberKnife VMAT'a göre üstün özelliğe sahiptir. VMAT ile yapılan tedavilerde ise hasta tedavi öncesinde görüntülenir, sabitlenir ve tedavi sırasına hastadan görüntü alınamamaktadır. Bu durumda hasta hareketini yakalamaz

ise hedef hacim dışında bir başka doku ışımlanabilir. Stereotaktik radyocerrahinin amacı doğru hacme yüksek doz vererek hasta tedavisini en doğru şekilde yapılmasını sağlamaktır. Bu sebeple teknik seçilirken hastanın bireysel durumları göz önüne alınmalıdır.

6. KAYNAKLAR

- Accuray Inc., (2018). Cyberknife® Robotik Radyocerrahi Sistemi, Tedavi Planlama Kılavuzu
- Accuray Inc., (2018). Cyberknife® Robotik Radyocerrahi Sistemi, Fizik Esasları Kılavuzu
- Ankara Dr. Abdurrahman Yurtaslan Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi. CyberKnife ve IGRT. Erişim adresi: [CYBERKNIFE VE IGRT \(trod.org.tr\)](http://CYBERKNIFE VE IGRT (trod.org.tr))
- Ari, Z. (2008). Adipositokinler ve Meme Kanseri. *Fırat Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi*, 22(6), 377–384.
- Baskar, R., Lee, K. A., Yeo, R., & Yeoh, K. W. (2012). Cancer and radiation therapy: Current advances and future directions. *International Journal of Medical Sciences*, 9(3), 193–199. <https://doi.org/10.7150/ijms.3635>
- Başer, T., Fizi, E. R. R., & Tez, S. (2011). *Cyberknife® robotik radyocerrahi cihazının tedavi planlama sisteminin dozimetrik kontrolü*. [T.C. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü] Erişim Adresi: [Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa \(yok.gov.tr\)](http://Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa (yok.gov.tr))
- Baykara, O. (2016). Current Modalities in Treatment of Cancer. *Balıkesir Health Sciences Journal*, 5(3), 154–165. <https://doi.org/10.5505/bsbd.2016.93823>
- Beyazıt, Y., Serdar, S., & Sa, K. (2016). *Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve volumetrik ayarlı arc radyoterapi ile yapılmış akciğer kanseri tedavi planlarının dozimetrik olarak karşılaştırılması*. [Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü] Erişim Adresi: [Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa \(yok.gov.tr\)](http://Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa (yok.gov.tr))
- Bijlani, A., Aguzzi, G., Schaal, D. W., & Romanelli, P. (2013). Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy cost-effectiveness results. In *Frontiers in Oncology: Vol. 3 APR*. <https://doi.org/10.3389/fonc.2013.00077>
- Bortfeld, T. (2006). IMRT: A review and preview. *Physics in Medicine and Biology*, 51(13). <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R21>
- Cao, H., Xiao, Z., Zhang, Y., Kwong, T., Danish, S. F., Weiner, J., Wang, X., Yue, N., Dai, Z., Kuang, Y., Bai, Y., & Nie, K. (2020). Dosimetric comparisons of different hypofractionated stereotactic radiotherapy techniques in treating intracranial tumors > 3 cm in longest diameter. *Journal of Neurosurgery*, 132(4), 1024–1032. <https://doi.org/10.3171/2018.12.JNS181578>
- Chang, E., & Fiveash, J. B. (2020). Radiotherapy in Managing Brain Metastases. In *Radiotherapy in Managing Brain Metastases*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4>
- Charlie Ma, C.-M. (2019). Physics and Dosimetric Principles of SRS and SBRT. *Mathews Journal of Cancer Science*, 4(2), 1–16. <https://doi.org/10.30654/mjcs.10022>

- Chen, C. C., Chapman, P., Petit, J., & Loeffler, J. (2007). Proton radiosurgery in neurosurgery. *Neurosurgical Focus*, 23(6), 1–7. <https://doi.org/10.3171/FOC-07/12/E6>
- Chon, H., Yoon, K. J., Lee, D., Kwon, D. H., & Cho, Y. H. (2019). Single-fraction versus hypofractionated stereotactic radiosurgery for medium-sized brain metastases of 2.5 to 3 cm. *Journal of Neuro-Oncology*, 145(1), 49–56. <https://doi.org/10.1007/s11060-019-03265-1>
- Cumhur, Y. E., Yilmaz, C. A. N., Tez, S., Onkoloj, R., Sa, D., Dani, S. P., & Prof, M. A. N. (2016). *Çoklu beyin metastazlarında iki farklı tedavi cihazının planlarının karşılaştırılması*. [Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü]. Erişim Adresi: [Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa \(yok.gov.tr\)](http://UlusalTezMerkezi.yok.gov.tr)
- Cunningham. (1983). The Physics of Radiology 4th ed - H. Johns, J. Cunningham (Charles Thomas, 1983). In *A monograph in the bannerstone Division of American lectures in radiation therapy*.
- Daniela, U. De, Sociales, C., Virtual, C., Motivación, C., Sociales, C., Bello Garcés, S., De, F., Fern, J., De, F., Fern, J., Wikipedia, Salud, O. M. de la, Cacf, Aparicio, J. J. J., Moneo, R., Sociales, C., La, I., Sociales, C., Virtual, C., ... Motivaci, L. (2018). [https://www.uam.es/gruposinv/meva/publicaciones/jesus/capitulos_espanyol_jesus/2005_motivacion para el aprendizaje Perspectiva alumnos.pdf](https://www.uam.es/gruposinv/meva/publicaciones/jesus/capitulos_espanyol_jesus/2005_motivacion_para_el_aprendizaje_Perspectiva_alumnos.pdf) https://www.researchgate.net/profile/Juan_Aparicio7/publication/253571379_Los_estudios_sobre_el_cambio_conceptual
- El Shafie, R. A., Tonndorf-Martini, E., Schmitt, D., Celik, A., Weber, D., Lang, K., König, L., Höne, S., Forster, T., von Nettelblatt, B., Adeberg, S., Debus, J., Rieken, S., & Bernhardt, D. (2020). Single-Isocenter Volumetric Modulated Arc Therapy vs. CyberKnife M6 for the Stereotactic Radiosurgery of Multiple Brain Metastases. *Frontiers in Oncology*, 10(May), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.00568>
- Ertılav, K., Ercan, S., & Ataizi, Z. S. (2020). *Factors Affecting Survival in Metastatic Tumor Treatment Metastatik Beyin Tümörü Tedavisinde Sağkalımı Etkileyen Faktörler*. 3–6. <https://doi.org/10.22312/sdusbed.649463>
- Formenti, S. C., & Demaria, S. (2009). Systemic effects of local radiotherapy. *The Lancet Oncology*, 10(7), 718–726. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(09\)70082-8](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(09)70082-8)
- Fritz, C., Borsky, K., Stark, L. S., Tanadini-Lang, S., Kroeze, S. G. C., Krayenbühl, J., Guckenberger, M., & Andratschke, N. (2018). Repeated courses of radiosurgery for new brain metastases to defer whole brain radiotherapy: Feasibility and outcome with validation of the new prognostic metric brain metastasis velocity. *Frontiers in Oncology*, 8(NOV), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fonc.2018.00551>
- Goethe, E. A., Rao, G., Harvey, A., Mesfin, F. B., Li, M., Mahajan, A., Ye, J., & Suki, D. (2020). Temporal Change in Tumor Volume Following Stereotactic Radiosurgery to a Single Brain Metastasis. *World Neurosurgery*, 136, e328–e333. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.12.168>

- Grégoire, V., & Mackie, T. R. (2011). State of the art on dose prescription, reporting and recording in Intensity-Modulated Radiation Therapy (ICRU report No. 83). *Cancer/Radiotherapie*, 15(6-7), 555-559. <https://doi.org/10.1016/j.canrad.2011.04.003>
- Gu, L., Qing, S., Zhu, X., Ju, X., Cao, Y., Jia, Z., Shen, Y., Cao, F., Fang, F., & Zhang, H. (2019). Stereotactic Radiation Therapy (SRT) for Brain Metastases of Multiple Primary Tumors: A Single Institution Retrospective Analysis. *Frontiers in Oncology*, 9(December), 1-9. <https://doi.org/10.3389/fonc.2019.01352>
- Hacıyakupoğlu, E., Oktay, K., Olguner, S. K., Yılmaz, D. M., & Hacıyakupoğlu, S. (2014). Metastatik Beyin Tümörleri. *Cukurova Medical Journal*, 39(2). <https://doi.org/10.17826/cutf.33688>
- Hu, S. Y., Weng, W. H., Lu, S. L., Cheng, Y. H., Xiao, F., Hsu, F. M., & Lu, J. T. (2019). Multimodal volume-aware detection and segmentation for brain metastases radiosurgery. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 11850 LNCS, 61-69. https://doi.org/10.1007/978-3-030-32486-5_8
- Kadoya, N., Abe, Y., Kajikawa, T., Ito, K., Yamamoto, T., Umezawa, R., Chiba, T., Katsuta, Y., Takayama, Y., Kato, T., Kikuchi, Y., & Jingu, K. (2019). Automated noncoplanar treatment planning strategy in stereotactic radiosurgery of multiple cranial metastases: HyperArc and CyberKnife dose distributions. *Medical Dosimetry*, 44(4), 394-400. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2019.02.004>
- Kahveci, İ. H., Tez, S., Prof, M. A. N., & Bozkurt, A. (2015). *Beyin Metastazlarında Tomohelikal ve Tomodirek Plan Tekniklerinin Karşılaştırılması*. [Harran Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü] Erişim Adresi: [Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa \(yok.gov.tr\)](http://ulusal.tez.merkezi.gov.tr/anasayfa)
- Karasu, K., (2019). *Beyin metastazlarında üç farklı eksternal tüm beyin işinleme tekniğinin dozimetrik olarak karşılaştırılması*. [Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü] Erişim Adresi: [Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa \(yok.gov.tr\)](http://ulusal.tez.merkezi.gov.tr/anasayfa)
- Khan, F. M. (2003). Physics of Radiation Therapy Third Edition. *The Journal of the American Medical Association*, 1138.
- Köksal, C., (2012). *Robotik radyocerrahinin intrakranyal uygulamalarında tedavi veriliş doğruluğunun araştırılması*. [İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü]. Erişim Adresi: [Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa \(yok.gov.tr\)](http://ulusal.tez.merkezi.gov.tr/anasayfa)
- Loo, M., Pin, Y., Thierry, A., & Clavier, J. B. (2020). Single-fraction radiosurgery versus fractionated stereotactic radiotherapy in patients with brain metastases: a comparative study. *Clinical and Experimental Metastasis*, 0123456789. <https://doi.org/10.1007/s10585-020-10031-5>
- Mayadagli, A., Kocak, M., Ozseker, N., & Ekici, K. (2012). Stereotactic body radiation therapy with CyberKnife. *The Journal of Kartal Training and Research Hospital*, 23(2), 110-112. <https://doi.org/10.5505/jkartaltr.2012.63644>

- Menzel, H. G. (2010). The international commission on radiation units and measurements. *Journal of the ICRU*, *10*(1), 1–106. <https://doi.org/10.1093/jicru/ndq001>
- Nair, C. K. K., Parida, D. K., & Nomura, T. (2001). Radioprotectors in Radiotherapy. *Journal of Radiation Research*, *42*(1), 21–37. <https://doi.org/10.1269/jrr.42.21>
- Nayak, L., Lee, E. Q., & Wen, P. Y. (2012). Epidemiology of brain metastases. *Current Oncology Reports*, *14*(1), 48–54. <https://doi.org/10.1007/s11912-011-0203-y>
- Ni, M., Jiang, A., Liu, W., Sheng, Y., Zeng, H., Liu, N., Gao, Q., Wang, Y., Yu, J., & Yuan, S. (2020). Whole brain radiation therapy plus focal boost may be a suitable strategy for brain metastases in SCLC patients: A multi-center study. *Radiation Oncology*, *15*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s13014-020-01509-3>
- Oylar, Ö., & Tekin, İ. (2011). Kanserin teşhis ve tedavisinde nanoteknolojinin önemi Nanotechnology in Cancer Diagnosis and Treatment. *Cilt*, *16*, 147–154.
- Özkara, G., Öztürk, O., & Yılmaz Aydoğan, H. (2020). Kanser ve Metastaz: Hücre Adezyon Molekülleri ve Hücreler Arası Bağlantıların Önemi. *Experimed*, *10*(1), 38–48. <https://doi.org/10.26650/experimed.2020.0003>
- Pádua, T. C. De, Santos, A. J., Tadokoro, H., & Mello, R. A. De. (2015). International Manual of Oncology Practice. *International Manual of Oncology Practice*, 891–897. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-21683-6>
- Patchell, R. A. (2003). The management of brain metastases. *Cancer Treatment Reviews*, *29*(6), 533–540. [https://doi.org/10.1016/S0305-7372\(03\)00105-1](https://doi.org/10.1016/S0305-7372(03)00105-1)
- Rahmathulla, G., Toms, S. A., & Weil, R. J. (2012). The molecular biology of brain metastasis. *Journal of Oncology*, *2012*. <https://doi.org/10.1155/2012/723541>
- Santos, T. F. S. dos. (2015). *Optimizing procedures in stereotactic radiosurgery*. [Master dissertation, Coimbra University].Theses Global
- Slosarek, K., Bekman, B., Wendykier, J., Grzadziel, A., Fogliata, A., & Cozzi, L. (2018). In silico assessment of the dosimetric quality of a novel, automated radiation treatment planning strategy for linac-based radiosurgery of multiple brain metastases and a comparison with robotic methods. *Radiation Oncology*, *13*(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s13014-018-0997-y>
- Stanley, J., Breitman, K., Dunscombe, P., Spencer, D. P., & Lau, H. (2011). Evaluation of stereotactic radiosurgery conformity indices for 170 target volumes in patients with brain metastases. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, *12*(2), 245–253. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i2.3449>
- Suh, J. H., Kotecha, R., Chao, S. T., Ahluwalia, M. S., Sahgal, A., & Chang, E. L. (2020). Current approaches to the management of brain metastases. *Nature Reviews Clinical Oncology*, *17*(5), 279–299. <https://doi.org/10.1038/s41571-019-0320-3>

- Şişecioglu, S. M., Fizi, L. U. R., & Ankara, L. T. (2015). *Vücut İçerisindeki Doku Eşdeğeri Olmayan İmplant Materyallerinin Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Stereotaktik Radyocerrahi Tedavilerinde Doz Dağılımına Etkisinin İncelenmesi*. [T.c. hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü] Erişim Adresi: <http://hdl.handle.net/11655/1969>
- Uğurluer, G., İzmirli, M., Akpınar Palabıyık, Z., & Yılmaz, G., (2009). *Tüm beyin ışınlamalarında iki farklı enerji ile beyin ve lens dozlarının karşılaştırılması*. XVIII. Ulusal Kanser Kongresi, Turkey
- Ueda, Y., Ohira, S., Yamazaki, H., Mabuchi, N., Higashinaka, N., Miyazaki, M., & Teshima, T. (2019). Dosimetric performance of two linear accelerator-based radiosurgery systems to treat single and multiple brain metastases. *British Journal of Radiology*, 92(1100), 6–10. <https://doi.org/10.1259/bjr.20190004>
- Uzel, E. (2019). *Cyberknife Radyocerrahi Sisteminde Çoklu Beyin Metastazlarının Tedavi Planlamasını Dozimetrik Olarak İyileştirilmesi Ve İncelenmesi*. [ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü]. Erişim Adresi: [Ulusal Tez Merkezi | Anasayfa \(yok.gov.tr\)](http://ulusaltezmerkezi.gov.tr)
- Van Den Bent, M. J. (2003). The role of chemotherapy in brain metastases. *European Journal of Cancer*, 39(15), 2114–2120. [https://doi.org/10.1016/S0959-8049\(03\)00577-X](https://doi.org/10.1016/S0959-8049(03)00577-X)
- Velnar T, Bosnjak R. Radiosurgical techniques for the treatment of brain neoplasms: A short review. *world J Methodol* 2018; 8(4): 51-58 <https://dx.doi.org/10.5662/wjm.v8.i4.51>
- Vergalaso, I., Liu, H., Alonso-Basanta, M., Dong, L., Li, J., Nie, K., Shi, W., Teo, B. K. K., Yu, Y., Yue, N. J., Zou, W., & Li, T. (2019). Multi-institutional dosimetric evaluation of modern day stereotactic radiosurgery (SRS) treatment options for multiple brain metastases. *Frontiers in Oncology*, 9(JUN), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fonc.2019.00483>
- Weber, D. C., Caparrotti, F., Laouti, M., & Malek, K. (2011). Simultaneous in-field boost for patients with 1 to 4 brain metastasis/es treated with volumetric modulated arc therapy: A prospective study on quality-of-life. *Radiation Oncology*, 6(1), 2–9. <https://doi.org/10.1186/1748-717X-6-79>
- Zhang, I., Antone, J., Li, J., Saha, S., Riegel, A. C., Vijeh, L., Lauritano, J., Marrero, M., Salas, S., Schuder, M., Zinkin, H., Goenka, A., & Knisely, J. (2017). Hippocampal-sparing and target volume coverage in treating 3 to 10 brain metastases: A comparison of Gamma Knife, single-isocenter VMAT, CyberKnife, and TomoTherapy stereotactic radiosurgery. *Practical Radiation Oncology*, 7(3), 183–189. <https://doi.org/10.1016/j.prro.2017.01.012>

7. SİMGELER VE KISALTMALAR

- AC: Alternative Current
BT: Bilgisayarlı tomografi
CI: Konformite indeks
CK: CyberKnife
Cm²: santimetre kare
CT: Bilgisayarlı tomografi
CTV: Klinik hedef hacmi / Clinical Target Volume
ÇYK: Çok yapraklı kolimatör
DC: Direkt Current
DRR: Dijital Olarak Yapılandırılmış Referans Görüntü
DVH: Doz volüm histogramı
D_{max}: hacmin aldığı maksimum doz
D_{mean}: hacmin aldığı mean dozu
D_{%2}: hacmin aldığı %2'lik doz
D_{%95}: hacmin aldığı %95'lik doz
FSPB: Finite Size Pencil Beam
GTV: Tanımlanabilir tümör hacmi / Gross Tumor Volume
Gy: Gray
HI: Homojenite indeks
L: Left / Sol
LINAC: Linear Akseleratör
MeV: Milyon elektron volt
MR: Manyetik rezonans
MU: Monitör unit
MV: Milyon volt
OAR: Kritik Organlar
PTV: Planlanan tümör hacmi / Planing Target Volume
R: Right / Sağ
SBKI: Sonlu Boyutlu Kalem Işını
SBRT: Stereotaktik beden radyocerrahi

SRT/SRS: Stereotaktik
SRS: Stereotaktik radyocerrahi
TPS: Tedavi planlama sistemi
VMAT: Volümetrik Ark Terapi
 $V_{\%8}$: %8'lik dozun aldığı hacim
 $V_{\%10}$: %10'lik dozun aldığı hacim
 $V_{\%12}$: %12'lik dozun aldığı hacim
YART: Yoğunluk ayarlı radyoterapi
WBRT: Whole Brain Radioterapy

8. EKLER

EK1



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 2011-KAEK-26/AS 3
Konu : Etik Kurul kararı

30 /03 / 2020

Sayın Doç.Dr.Sibel KAHIRAMAN ÇETİNTAŞ
Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyasyon Onkoloji AD Öğretim Üyesi

Kurulumuza başvurusunu yaptığınız ve sorumlu araştırmacısı olduğunuz "*Beyin metastazlı hasta tedavi planlarının üzerinde yapılan SBRT planlarının dozimetrik parametrelerinin karşılaştırılması: Retrospektif çalışma*" başlıklı araştırmanız ile ilgili kurulumuzun 18 Mart 2020 tarih, 2020-5/19 nolu kararı ekte gönderilmektedir.

Gereği için bilgilerinize sunulur.

Prof.Dr.Mustafa Hacı MUSTAFAOĞLU
Kurul Başkanı

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Mustafa Hacı Mustafaoğlu", written over the printed name and title.

EK2

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI** Beyin Metastazlı Hasta Tedavi Planlarının Üzerinde Yapılan SBRT Planlarının Dozimetrik Parametrelerinin Karşılaştırılması: Retrospektif Çalışma

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 2011-K.A.K.-26
	AÇIK ADRESİ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası Kat.1 Görükle Kampüsü Nilüfer Bursa
	TELEFON	0.224.295.00.20
	FAKS	0.224.295.00.29
	E-POSTA	unikack@uludag.edu.tr

BASVURU BİLGİLERİ	SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI ADI SOYADI	Doç.Dr.Sibel Kahraman Çetintaş
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ UNVANI ADI SOYADI	Uzm.Sağlık Fizikçisi Serra Gözcu Tunç, Sağlık Fiziyi Yüksek Öğrencisi Aysegül Altınday
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Retrospektif araştırma
	ARAŞTIRMANIN YAPILIS AMACI	Yüksek lisans tez çalışması
	ARAŞTIRMANIN BAŞLAMA TARİHİ	18.03.2020 3 ay
	GÖNÜLLÜ DOŞYA SAYISI	11
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/> ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/> ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Dili
		GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR İÇİN BAŞVURU FORMU	13.03.2020

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama	
		ARAŞTIRMA BÜLTENİ FORMU	<input checked="" type="checkbox"/>
ARAŞTIRICILAR İÇİN FAHRE İNAMI FORMU	<input checked="" type="checkbox"/>	Tarih: 13.03.2020	
PROSPEKTİF ÖZGÜLLÜK GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMA FAHRE İNAMI SE	<input type="checkbox"/>		
BKİ klavuzunun eklenmiş olduğu talimatlar	<input type="checkbox"/>		
SONUÇ ÖZET RAPORU	<input type="checkbox"/>		
DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/>	Araştırma ilk başvuru ile ilgili Etik Kurulununca ilandığı tarih 13.03.2020, ilgili AD form yazısı, hasta listesi, sorumlu araştırmacı özgeçmiş, araştırmacı tarafından imzalanmış Uludağ Tıp Bölümü Etik Kuruluna Bildirgesi, İnceleme	

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Beyin Metastazlı Hasta Tedavi Planlarının Üzerinde Yapılan SBRT Planlarının Dozimetrik Parametrelerini Karşılaştırılması: Retrospektif Çalışma
------------------------------	--

Karar No: 2020-5/19

Tarih: 18 Mart 2020

KARAR BİLGİLERİ

Yukarıda başyura bilgileri verilen araştırma başyura dosyası 2020/5/19 belgeler araştırmanın gerekeçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak değerlendirildi.

- 1-Araştırmanın yapılmasının uygun olduğuna.
- 2-Araştırmanın başlanma tarihinin bildirilmesi ve araştırma temamlanmasında özeti bir sonuç raporunun hazırlanarak kurumumuza iletilmesine.
- 3-Araştırma protokolünde ve başyura formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınması gerektiğinin sorumlu araştırmacılara iletilebilmesi için etik kurulun etik kurul beyaz listesi sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ÇALIŞMA ESASI		Bağ ve Biyolojik Çıkarılmı Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik ve Klinik Uygulamalar Kılavuzu Prof.Dr.Mustafa DİMİTAZ, M.Dr.M.K.İ.T.							
BAŞKANIN UNVANI/ADI SOYADI									
ÜYELER									
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	1	2	3	4	5	6	7	İmza
Prof.Dr. Mustafa HÜCİMİ NİMEZİOĞLU Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. İBRAHİM AKIN MOĞUL Bağlan Yardımcısı	Neşeroloji	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. M. Serhatı YILMAZ Üye	Lansoloji	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Ayşenur HERRAN Üye	Halk Sağlığı	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Pınar YURUM Üye	Psikiyatri	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Hülya ÖZKAN Üye	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Hasan ARI Üye	Kardiyoloji	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Değerli üyemizdir
Doç.Dr. Kazım ÖL YSAL Üye	Prostatoloji	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Değerli üyemizdir
Asistan Doçent Dr. Ayşe Çiğdem Akın YILMAZ Üye	Bekak	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Asistan Doçent Dr. Ayşe Çiğdem SAĞDIRLEN Üye	Hastacılık	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Asistan Doçent Dr. Yesezer ERKALPA Üye	Diş Hastalıkları	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Selma YILMAZ Üye	Neşeroloji ve Hastacılık	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Çiğdem Akın

9.TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sürecinde deneyim ve bilgilerini benden esirgemeyen tez danışmanım Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Doc.Dr. Sibel Kahraman Çetintaş başta olmak üzere

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini hissettiğim Doc.Dr Meral Kurt ve Doc.Dr. Candan Abakay'a

Tez çalışmam sürecinde ve eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Uzm.Fiz. Ali Altay'a, Uzm.Fiz. Sema Gözcü Tunç'a, Uzm.Fiz. Arda Kahraman'a ve Uzm.Fiz. Zenciye Kıray'a

Göstermiş olduğu iyi niyet ve hastaların konturlanmasında yardımcı olan Öğr.Gör.Dr. Rıfat Özpar'a

Öğrencilik dönemimde ve tez hazırlama aşamasında desteklerini her zaman hissettiğim bilgilerini benimle paylaşan arkadaşlarım Esmâ Ertürk ve Gözde Parlar'a

Hayatımın her aşamasında maddi-manevi desteklerini esirgemeyen, her koşulda yanımda olan çok sevdiğim ve değer verdiğim aileme

Sonsuz teşekkür ederim.

10. ÖZGEÇMİŞ

7 Mart 1990 yılında Bolu'da doğdum. İlk okulu Ankara'da ortaokul ve liseyi Bolu'da tamamladım. 2013 yılında Aksaray Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldum. 2014 yılında KTÜ'de Pedagojik Formasyon eğitimi aldım. 4 sene eğitim alanında çalıştım. 2018 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladım.