



T.C.

BURSA ULUDAĞ  
ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ  
ENSTİTÜSÜ TIP FAKÜLTESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ  
ANABİLİM DALI



**MEDULLOBLASTOMA RADYOTERAPİSİNDE VMAT, IMRT  
VE KONFORMAL PLANLARIN DOZİMETRİK OLARAK  
KARŞILAŞTIRILMASI: Retrospektif Çalışma**

**GÖZDE PARLAR**

**ORCID ID:0000-0002-1015-763X**

**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**BURSA-2021**

Gözde PARLAR

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI YÜKSEK LİSANS TEZİ

2021



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



**MEDULLOBLASTOMA RADYOTERAPİSİNDE VMAT, IMRT VE  
KONFORMAL PLANLARIN DOZİMETRİK OLARAK  
KARŞILAŞTIRILMASI: Retrospektif Çalışma**

**Gözde PARLAR**

**ORCID ID:0000-0002-1015-763X**

**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**DANIŞMAN:**

**Doç. Dr. Candan DEMİRÖZ ABAKAY**

**BURSA-2021**

**T.C.**  
**BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ETİK BEYANI**

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum

“Medulloblastoma Radyoterapisinde VMAT, IMRT ve KONFORMAL Planların Dozimetrik Olarak 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
KABUL ONAY.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	ii
TÜRKÇE ÖZET .....	1
İNGİLİZCE ÖZET .....	2
1.GİRİŞ.....	3
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Merkezi Sinir Sistemi Tümörleri.....	4
2.2 Medulloblastoma.....	4
2.2.1 Cerrahi.....	6
2.3 Kranyospinal Işınlama Teknikleri ve Zorlukları.....	6
2.3.1 İncelen Kurşun Blok Tekniği.....	7
2.3.2 Aralık Bırakma Tekniği .....	8
2.3.3 Yarı Kesici Blok Tekniği .....	8
2.3.4 Diverjans Uyum Tekniği .....	9
2.4 Hedef Hacim Tanımlamaları .....	11
2.4.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV).....	11
2.4.2 Klinik Hedef Hacim (CTV).....	11
2.4.3 Dahili Hedef Hacim (ITV).....	12
2.4.4 Planlanan Hedef Hacim (PTV).....	12
2.4.5 Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV).....	12
2.4.6 Işınlanan Hacim (Irradiated volume) .....	12
2.4.7 Tedavi Hacmi (Treatment volume).....	12
2.4.8 Maksimum Hedef Doz (Maximum target dose) .....	13
2.4.9 Conformity Index (Uygunluk İndeksi).....	13
2.4.10 Homojenite İndeks (HI).....	13
2.4. 11 Minumum Hedef Doz (Minumum target dose).....	14
2.4.12 Ortalama Hedef Doz (Mean target dose).....	14
2.4.13 Medyan Hedef Doz (Median target dose) .....	14
2.5 Lineer Hızlandırıcılar (LINAC) .....	14
2.5.1 Magnetron .....	16
2.5.2 Klystron .....	16

2.5.3 Gantry (Tedavi Kafası).....	16
2.5.4 Düzleştirici Filtre .....	17
2.5.5 Çok Yapraklı Kolimatör .....	17
2.6 Radyoterapi .....	18
2.7. Radyoterapi Yöntemleri.....	19
2.7.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) .....	19
2.7.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT).....	19
2.7.2.1 Step And Shot.....	20
2.7.2.2 Dinamik Rasyonel .....	21
2.7.3 Volümetrik Ayarlı Ark Tedavi (VMAT) .....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1.Gereç .....	23
3.1.1 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	23
3.1.2 Monaco Tedavi Planlama Sistemi .....	23
3.1.3 CMS XIO 5.10 3 Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi .....	24
3.1.4 SPSS Veri Analiz Programı Statistical Package for Social Sciences .....	25
3.2 Yöntem .....	25
3.2.1 Konturleme.....	25
3.2.2 Planlama .....	26
3.2.2.1 IMRT Planlama .....	26
3.2.2.2 3BKRT Planlama .....	27
3.2.2.3 VMAT Planlama .....	28
4. BULGULAR .....	30
4.1 PTV için Elde Edilen Veriler .....	30
4.2 Lensler için Elde Edilen Veriler .....	35
4.2.1 Sol Lens için Değerlendirme .....	35
4.2.2 Sağ Lens için Değerlendirme .....	37
4.3 Optik Sinirler için Elde Edilen Veriler .....	40
4.3.1 Sol Optik Sinir için Değerlendirme .....	40
4.3.2 Sağ Optik Sinir için Değerlendirme .....	42
4.4 Gözler için Elde Edilen Veriler .....	45
4.4.1 Sol Göz İçin Değerlendirme .....	45
4.4.2 Sağ Göz için Değerlendirme.....	47
4.5 Mandibula için Elde Edilen Veriler .....	50

4.6 Akciğerler için Elde Edilen Veriler .....	52
4.6.1 Sol Akciğer için Değerlendirme .....	52
4.6.2 Sağ Akciğer için Değerlendirme .....	55
4.7 Böbrekler için Elde Edilen Veriler .....	57
4.7.1 Sol Böbrek için Değerlendirme .....	57
4.7.2 Sağ Böbrek için Değerlendirme .....	62
4.8 Kalp için Elde Edilen Veriler .....	68
4.9 Karaciğer için Elde Edilen Veriler .....	71
4.10 Omurilik için Elde Edilen Veriler .....	74
4.11 MU için Elde Edilen Veriler .....	75
4.12 HI için Elde Edilen Veriler .....	76
4.13 CI için Elde Edilen Veriler .....	78
4.14 Zaman için Elde Edilen Veriler .....	79
5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	81
5.1 PTV' ler için Değerlendirme .....	81
5.2 HI Değerlendirmesi .....	83
5.3 CI Değerlendirilmesi .....	85
5.4 Gözlerin Değerlendirilmesi .....	86
5.5 Lenslerin Değerlendirilmesi .....	88
5.6 Mandibulanın Değerlendirilmesi .....	89
5.7 Karaciğerin Değerlendirilmesi .....	90
5.8 Kalbin Değerlendirmesi .....	91
5.9 Akciğerlerin Değerlendirilmesi .....	93
5.10 Böbrelerin Değerlendirilmesi .....	94
5.11 Omuriliğin Değerlendirilmesi .....	96
5.12 Mu ve Zaman .....	96
6. KAYNAKLAR .....	99
7. SİMGELER VE KISALTMALAR .....	103
8. EKLER .....	105
9. TEŞEKKÜR .....	107
10. ÖZGEÇMİŞ .....	109

## TÜRKÇE ÖZET

Bu çalışmada daha önceden radyoterapi tedavisi görmüş medulloblastoma tanılı 8 hasta için IMRT, VMAT ve 3BKRT tedavi planlama sistemleri kullanılarak sanal tedavi planları bu üç teknik için dozimetrik olarak karşılaştırma yapılmıştır.

Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedaviye alınmış medulloblastoma tanılı 8 hastaya ait arşiv materyali retrospektif olarak elde edilmiş ve sanal tedavi planları yapılmıştır. Yapılan planlarda kranyospinal radyoterapi fraksiyon başına 1,8 Gy 20 fraksiyondan 36 Gy ve primer tümör alanına 54 Gy olacak şekilde uyarlandı. Sanal planlar için doktorlar tarafından PTV-CTV ve kritik organlar konturlendi. Planlarda izodozun hedef hacmin %95'ini sarmasına ve kritik organların tolerans dozlarına dikkat edildi. Oluşturulan planlardaki Doz Volüm Histogramı (DVH) ile doz dağılımları elde edildi ve SPSS programıyla ikili karşılaştırmalarda Independent-Samples T Testi ve Mann Whitney U testleri, üçlü karşılaştırmada ise Anova ve Kruskal Wallis testleri kullanılarak istatistiksel analiz yapıldı. Çalışmanın analizinde böbrekler, karaciğer için, konformalite indeks (CI) değerleri için anlamlı bir fark bulunmazken genellikle en düşük doz VMAT tekniğinden elde edildi. Monitör Unit (MU ) değerine bakıldığında 3BKRT üstün, en düşük doz değeri elde edildi. Homojenite Index (HI) değerinde ise en düşük mean değeri 3BKRT çıkmasına rağmen minimum ve maksimum değer VMAT çıkmıştır.

Anahtar Kelime: Medulloblastoma, VMAT, Diverjans yöntemi

## İNGİLİZCE ÖZET

### DOSIMETRIC COMPARISON OF VMAT, IMRT AND CONFORMAL PLANS IN MEDULLOBLASTOMA RADIOTHERAPY: Retrospective Study

In this study, virtual treatment plans were compared for these three techniques using IMRT, VMAT and 3BKRT treatment planning systems for 8 patients with medulloblastoma who had previously received radiotherapy treatment.

Archive materials of 8 patients diagnosed with medulloblastoma who were treated in the Radiation Oncology Department of Bursa Uludağ University Faculty of Medicine were retrospectively obtained and virtual treatment plans were made. In the plans made, a dose of 36 Gy from 1.8 Gy 20 fractions per fraction was determined to be given to the patients. PTV-CTV and critical organs were contoured by doctors 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 plans created, and statistical analysis was performed using the Independent-Samples T Test and Mann Whitney U tests in paired comparisons and Anova and Kruskal Wallis tests in triple comparisons with the SPSS program. As a result, no significant difference was found for kidneys, liver and CI values, while the lowest dose of most of them was obtained from the VMAT technique. When the MU value was examined, 3BKRT superior, the lowest dose value was obtained. In the HI value, although the lowest mean value is 3KBRT, the minimum and maximum value is VMAT.

**Keywords:** Medulloblastoma, VMAT, Divergence method



## 1. GİRİŞ

Radyoterapinin amacı, çevredeki sağlıklı doku üzerindeki toksik etkileri en aza indirerek tümörler üzerindeki etkisini maksimize etmektir.

Merkezi sinir sistemi (CNS) tümörleri, tüm kanserlerin yaklaşık % 2'sini temsil eder (Buckner et al., 2007). Medulloblastoma ise çocukluk çağında en sık görülen, leptomeningeal yayılma eğilimi gösteren, serebellumdaki hücrelerin dejenerasyonundan kaynaklanan oldukça kötü huylu bir embriyonal tümördür. Serebellumun ilkel nöroektodermal tümörü olarak kabul edilir.

3 yaşından büyük çocuklarda uzun vadeli sağ kalım, standart riskli hastaların yaklaşık % 85'inde ve yüksek riskli hastaların % 70'inde kemoterapi ve radyasyon kombinasyonu ile elde edilebilir. Cerrahi ve kemoterapi, tüm yaş gruplarında medulloblastom tedavisinin temelini oluşturur. Radyasyon tedavisi esas olarak 3 yaşından büyük hastalar için kullanılır. Yüksek riskli hastaların önemli bir kısmı agresif tedaviye rağmen yine de hastalık nüks etmektedir (Dhall, 2009).

Bu çalışmada medulloblastoma tanılı 8 hastanın VMAT, IMRT, 3BKRT tedavi planlama sisteminde 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 Merkezi Sinir Sistemi Tümörleri

Merkezi sinir sistemi (CNS) tümörleri, tüm kanserlerin yaklaşık % 2'sini temsil eder (Buckner et al., 2007).

Çocuk ve çocukluk çağı tümörlerinin % 15-20'sini oluşturan bu tümörler solid tümörler olup en sık görülür (Elli et al., 2008).

Bu tümörlerin yarısından fazlası iyi huyludur. Kötü huylu birincil beyin tümörleri kanserden ölüm nedeni ile üçüncü sıradadır.

Yaygın görülen semptomlar arasında baş ağrısı, nöbetler ve değişen zihinsel durumlar gösterilebilir. Klinik semptomlar tümörün bulunduğu yerleşim yerine göre çevresine yaptığı baskı nedeniyle ya da sebep olduğu kafa içi basıncı, ödem etkisiyle olabilir (Buckner et al., 2007).

Tanısında öncelikli olarak BT çekilir, olguların % 95'inde tanıya ulaşır. Görüntü kalitesi daha yüksek olduğundan MR tümörün anatomik boyutunu tanımlamaya yardımcı olur. Tanıyı doğrulamak için genellikle biyopsi gerekir (Buckner et al., 2007; Hiçsönmez ve diğerleri., 2018).

### 2.2 Medulloblastoma

Medulloblastoma, çocukluk çağında en sık görülen leptomeningeal yayılma eğilimi gösteren embriyonal tümördür. Merkezi sinir sisteminin aşırı derecede olgunlaşmamış ve farklılaşmamış hücrelerinden ortaya çıktığı, hücrelerin dejenerasyonundan kaynaklanan hızlı büyüyen bir tümördür. Serebellumdaki hücrelerin dejenerasyonundan kaynaklanır. Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından 4. derece tümör olarak sınıflandırılır (Dhall, 2009).

Dr James Wright ilk olarak 1910'da beyincikte nöroblastoma benzeyen bir tümör tanımladı ve buna nörositoma adını verdi. Medulloblastoma terimi ilk olarak 1925 yılında, tümörü dördüncü ventrikülde ortaya çıkan oldukça kötü huylu bir glioma olarak tanımlayan ve merkezi sinir sisteminin diğer bölümlerine yayılma eğilimini kaydeden Bailey ve Cushing tarafından bulundu (Dhall, 2009; Kurzinformation, 2020).

Medulloblastoma kontrolsüz biçimde etrafındaki komşu dokuya yayılım gösterir. Tümör hücrelerinin beyin omurilik sıvısı (BOS yolu) yoluyla yayılması, merkezi sinir sistemi içinde tümör birikintilerinin (metastazlar) oluşumuna yol açabilir (Kurzinformation, 2020). Bunu değerlendirmek için BOS incelemesi, spinal MR tedavi öncesi yapılmalıdır.

Klasik olarak çocuklarda beyin tümörlerinin %20-30'unu ve tüm posterior fossa tümörlerinin yaklaşık % 40'ını oluşturur. Zirve yaş aralığı 5-10 yaştır (Liu et al., 2005). Azda olsa genç yetişkinlerde de görülür, 20-34 ve 55-64 yaş aralığındadır (Or et al., 2013). Tüm medulloblastomların yaklaşık % 30'u 10 yaşından büyük çocuklarda görülür ve yetişkinlerdeki tüm beyin tümörlerinin %1'inden azını oluşturur. Medulloblastoma beyazlarda siyahlara göre 1,85 kat, erkeklerde kadınlara göre 1,6 kat daha yaygındır (Dhall, 2009).

Mevcut tedavi protokolleri, hastaları klinik risk faktörlerine göre sınıflandırır (Hoff et al., 2009). Yaş, rezeksiyon kapsamı (rezidüel) ve Chang metastaz evrelemesine göre iki gruba ayrılmıştır (Sharma et al., 2009).

Standart risk: yaş > 3, metastas yok (M0), postoperatif kalıntı <1,5 cm<sup>3</sup>

Yüksek risk: yaş ≤ 3, metastas var (M1, M+), postoperatif kalıntı ≥1,5 cm<sup>3</sup>

3 yaşından büyük çocuklarda uzun vadeli sakalım, standart riskli hastaların yaklaşık %85'inde ve yüksek riskli hastaların % 70'inde kemoterapi ve radyasyon kombinasyonu ile elde edilebilir. Cerrahi ve kemoterapi, tüm yaş gruplarında medulloblastom tedavisinin temelini oluşturur. Radyasyon tedavisi esas olarak 3 yaşından büyük hastalar için kullanılır. Yüksek riskli hastaların önemli bir kısmı agresif tedaviye rağmen yine de hastalık nüksedecektir (Dhall, 2009).

Medulloblastomun en yaygın belirti ve semptomları; aşırı sinirlilik, kusma, güneşin batması ve artan baş çevresi (genellikle bebeklerde görülür), baş ağrısı, diplopi, nistagmus, ataksi gibi obstrüktif hidrosefali kaynaklı kafa içi basıncının artmasının bir sonucudur (Dhall, 2009).

Tedavisinde operasyon- cerrahi girişim, hastanın yaşına bağlı beyin ve omirilik ışınlanması (radyoterapi), ve kemoterapi. Bazı durumlarda kök hüce nakli yüksek kemoterapiden sonra gündeme gelebilir.

### 2.2.1 Cerrahi

Medulloblastomlu hastalarda tümörün acilen çıkarılması son derece önemlidir. Çünkü beyin omurilik sıvısı yoluyla yayılmasından akısında meydana gelen tıkanıklıktan dolayı beyin tıkanıklığı hayati tehdit oluşturur. Cerrahide amaç total ekisyonudur.

Ayrıca çocuklarda cerrahinin tanı amaçlı biyopsi, shunt diren kullanımını- basınç etkisini azaltmak, tedavi başarısını artırmak için bir kısmının çıkarılması, kitleyi küçültmek ve basıncı azaltmak için palyatif amaçlı lokal gibi amaçları vardır.

### 2.3 Kranyospinal Işınlama Teknikleri ve Zorlukları

Kranyospinal Işınlama (CSI), Medulloblastoma ve Serebrospinal Sıvı (CSF) yoluyla yayılma eğilimi gösteren beyin tümörlerinin tedavisinde kullanılır. Kranyospinal Işınlama (CSI) tüm spinal aksın Cauda Equinaya kadar ışınlanmasını tarif eder. Kranyospinal Işınlama (CSI) için klinik hedef hacim (CTV), nöraksisin subaraknoid boşluğunun tamamıdır. CSI, arka spinal alana (veya daha uzun boylu çocuklarda veya yetişkinlerde 2-3 komşu radyasyon alanı) birleştirilmiş paralel-karşı lateral kraniyal alanlarla tedavi edilir.

CSI, alan birleşimini en iyi şekilde görselleştirmek için genellikle hasta yüzüstü pozisyondayken gerçekleştirilir. Hastanın sırtüstü pozisyonunun tersine bu pozisyonun, küçük çocuklar için anestezi sırasında hastanın rahatsızlığı ve hava yolu erişimi dahil olmak üzere çeşitli sınırlamaları vardır. Supin pozisyonunda ise hasta sabitlenmesinin daha kolay ve hasta için daha kolay olmasını sağlarken, hasta ile ışık kaynağı arasına masa ve diğer araç gereçlerin girmesi ve SSD den kaynaklanan sorunlar sınırlama getirir (Fogliata et al., 2011).

Kolimatör açıklığının 40 x40 cm<sup>2</sup> kapsayamayacağı kadar büyük bir alanın, 2 veya daha fazla merkezli olarak ışınlanması veya daha önceki tedavilerine ek bir alan eklenmesinde bitişik alanlar yöntemi kullanılır. Bitişik alanlarda lateral kraniyal alanlar alt kenarını spinal alanın üst kenarı ile hizalanması (çakışması) gerekir. Amaç, yumuşak bir doz dağılımı üretmek.

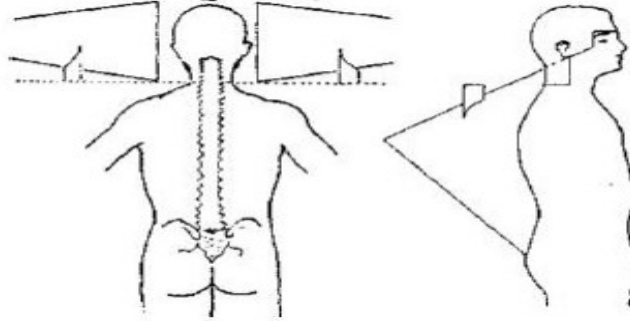
Alanların komşu kenarlarında mesafe bırakılmadığı takdirde ışınların iç içe girmesine, doz dağılımlarının homojenliğinin bozulmasına sebep olur. Alan birleşim yerlerinde doz artımına bağlı sıcak noktalar oluşur. Mesafe bırakıldığında ise doz

düşüklüğüne bağlı soğuk noktalar oluşur. Her iki durumda da istenmeyen durumlarla karşılaşılır. Sıcak noktalar radyasyon miyelitine, soğuk noktalar ise tümörün az doz almasına ve tümörde yinelemelerin ortaya çıkmasına sebep olur (Tatcher, 1989).

### 2.3.1 İncelen Kurşun Blok Tekniği

İncelen Kurşun Blok tekniği belli bir derinlikde kranial alan ile spinal alanların birleşim yerinde, hacimlerin birleştiği bölgede homojen doz dağılımı sağlamak için üst üste binme bölgesine karşılık gelen servikal alan içinde 6 cm'lik bölgedeki ışın demetlerinin kenarlarına yerleştirilmiş gittikçe incelen kurşun spoilerden adını alır.

Korumalar üst üste binme bölgesi boyunca servikal omiriliğe verilen toplam dozun sabit ve merkezi sinir sisteminin geri kalanına verilen doza eşit olacak şekilde ayarlanmak üzere tasarlanmıştır. Bunu başarmak için hastanın beyni ve omiriliği lokalize edilir. Tedavi alanları şekil.1'deki gibi düzenlenir. Daha sonra omurganın sagittal konturu ve baş-boyun konturu elde edilir. Her telafi edilmemiş tedavi alanının hedef hacmi içindeki doz dağılımı bilgisayar dozimetresi ile belirlenir.



Şekil 1: İncelen kurşun blok tekniği

Korumaların şekilleri istenilen azaltmayı oluşturmak için 5 mm aralıklarda gerekli kurşun kalınlığı hesaplanarak belirlenir.

Kobalt-60 cihazları için tasarlanmış. Beyin ve spinal korda 3600 cGy ve beyne 1400 cGy ek doz sağlanır.

Bu tekniğin avantajı sıcak noktaların oluşmasını azaltması, daha homojen doz dağılımı sağlaması, set-up hatalarından az etkilenmesidir. Dezavantajı ise inceltmenin ne kadar olacağı çok ince bir hesap gerektirmesi, blokların her bir hasta için özel

tasarlanması ve bunların hazırlanmasının çok zaman almasıdır. Bu nedenle kullanımda kolay bir yöntem değildir (Griffin, Schumacher, Sc, &Berry,1976).

### **2.3.2 Aralık Bırakma Tekniği**

Kranyospinal ışınlatma (CSI), uzun bir posterior spinal alana birleştirilmiş paralel karşılıklı lateral kraniyal alanlarla tedavi edilir. Böyle bir kombinasyonda birleşim noktalarında sıcak ve soğuk nokta oluşumunu önlemek, homojen bir doz dağılımı sağlamak için aralık bırakma tekniği kullanılır.

Bu teknikte bitişik eş düzlemler alanların ıraksak kenarları istenilen bir derinlikte birleştirilir ve alanlar cilt yüzeyinde genişliği geometrik olarak belirlenen bir boşlukla ayrılır. Aralık bilgisayarlı tedavi planlama sistemi ile hesaplanır. Yaklaşık 10-15 mm'dir.

Omuriliğe aşırı doz tehdidini önlemek için genellikle boşluk bırakılır. Bununla birlikte alanlar arasındaki bölgede ortaya çıkan doz azalması, doz homojenliği gerekliliklerini ihlal etme eğilimindedir ve sonuç olarak hedef hacimde risk altındaki dokular protokolda belirtilen minimum dozdan daha az doz alır.

Küçük set-up hatalarında birkaç mm'lik yanlışlıklarda bile sıcak-soğuk noktalar ciddi komplikasyon yani miyelopatiye neden olabileceğinden pratik kullanımı sakıncalıdır (Tatcher, 1989).

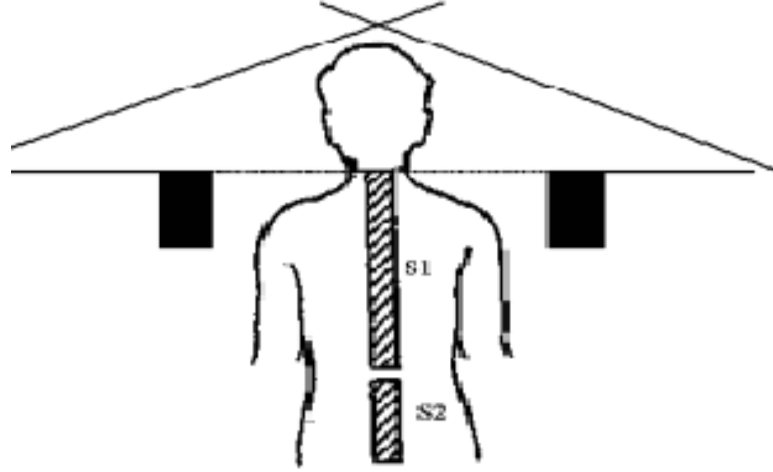
### **2.3.3 Yarı Kesici Blok Tekniği**

Hastanın yeniden konumlandırılması ve çeşitli sınırlayıcı mekanik faktörler tarafından, üretilen doz düzensizliklerinin giderilmesini sağlamak için bu yöntem kullanılır. Kraniyal alanlar ile üst spinal alandaki hüzmelerin (ışının) yarısının kapatılıp yarısının kullanılmasıdır (Cakir, 2005; Williamson, 1979).

Bu teknik Kobalt 60 tedavi ünitelerinde özel bloklarla yapılır. Yarım kiriş blokları olarak da geçen bu bloklar yaygın olarak kullanılan bir kenar ışının merkezi önceden belirlenmiş uyumlu kurşun bloklardır.

Burada önce hastanın sagittal orta düzlemi ile eşleşmesi için seçilen düzlemin kesişimi boyunca bir izomerkez seçilir. Kolimatör tedavi alanın iki katı kadar açılır. Açık alan merkezi birleşim bölgesindeki alan kenarına yerleştirilir. Tedavi alanını kapsayan kısım açık kalır. Diğer yarısı ise özel bloklarla kapatılır.

Bu yöntemle ışın izdüşümleri birbirini kesmez, diverjansları ortadan kalkar, ışınlar spinal alanlarda üst üste binmez, yarı gölgeler azalarak sıcak alan oluşumu engellenir (Cakir, 2005).



Şekil 2: Yarı kesici blok tekniği

### 2.3.4 Diverjans Uyum Tekniği

Lateral kraniyal alanların, alt kenarlarını omurganın üst kenarı ile hizalamak için kolimatör açısı verilir. Bu düzenleme bağlantı boyunca yumuşak bir doz varyasyonu sağlamak içindir.

Lateral alanlarda kolimatöre verilecek açının belirlenmesinde spinal alan boyutu ve kaynak cilt mesafesi kullanılır. Kolimatör açısı aşağıdaki gibidir;

$$\theta = \tan^{-1} \left[ \frac{1}{2} \frac{\text{Spinal Alan Boyutu}}{\text{KCM}} \right]$$

$\theta$ , kolimatör açısı

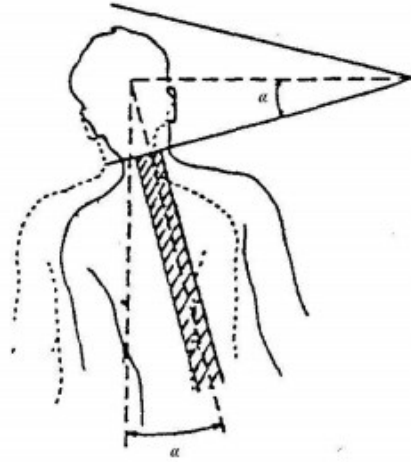


Şekil 3: Diverjans uyum tekniği

Spinal alan için kolimatör ayarı genellikle alan uzunluğu boyunca 30 cm' de sabit tutulur. Böylece yanal baş alanların dönüş açısı tüm hastalar için sabit tutulabilir. Spinal alanın toplam uzunluğu 30 cm' den az ise istenilen uzunluğu vermek için ışının alt sınırına koruyucu bir blok yerleştirilir. Bununla birlikte spinal alanın toplam uzunluğu 30 cm' den fazla olabilir. Bu durumda spinal alanın alt kısmına ikinci bir alan eklenir (Dyk et al., 1977).

Bazı merkezlerde kolimatör açısının yanında hasta masasına da açı verilerek boyun bölgesindeki diverjans ortadan kalkar. Her üç alanın ışın ıraksaması, boşluk içindeki derinlik dozunda bir değişikliğe neden olacağından masa açısı, karşıt yanal alanların alt kenarlarına uyacak şekilde verilir (Error et al., 1993). Lateral alanlara verilecek masa açısı aşağıdaki gibidir;

$$\alpha = \tan^{-1} \left[ \frac{1}{2} \frac{\text{Kranyal Alan Boyutu}}{\text{KCM}} \right] \quad \alpha, \text{ masa açısı}$$



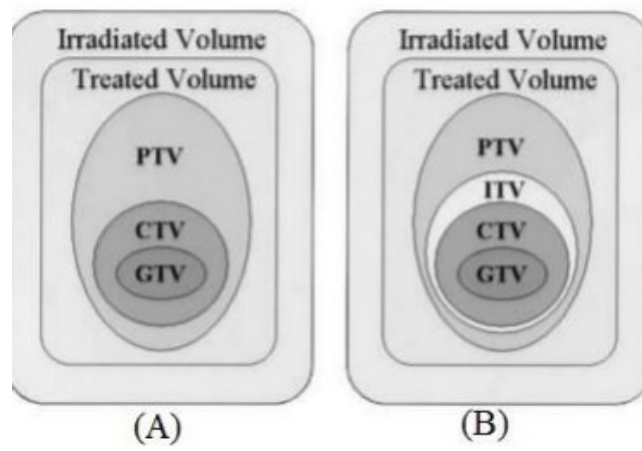
Şekil 4: Diverjan uyum tekniği için masa açısı

Bu tekniğin amacı baş ve C5-C6 omurgalarını içine alacak şekilde lateral kranyum alanları ile spinal alanların ışınlanma, ışın kenarlarının paralel hale getirilerek sıcak ve soğuk nokta oluşumunu önlemek.



## 2.4 Hedef Hacim Tanımlamaları

1978’de Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU) evrensel olarak benimsenebilecek genel bir doz tanımlama sistemine olan ihtiyacı kabul etti. ICRU tarafından yayınlanan tavsiyeler Rapor 50 (1993), 62 (1999) ve 71 (2004) günümüzde klinik açıdan baz alınmıştır. Bunlar, merkezlerin radyasyon için tümörleri tanımlamada aynı kriterleri kullanmalarını ve böylece tedavi sonuçlarının karşılaştırılabilmesini sağlamak için tanımlar.



Şekil 5: ICRU-50(A) ve ICRU-62 (B)

### 2.4.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

Tümörün gösterilebilir toptan kapsamı ve yeridir. Primer tümör, metastatik lenfadenopati veya diğer metastaslardan oluşabilir. GTV her zaman en yüksek hücre yoğunluğunu içerir. Tanımlanması için tümörün görünür veya görüntüleme yoluyla gösterilebilmesi gerekir. Tümör cerrahi olarak çıkarılmışsa GTV tanımlanamaz, ancak tümör yatağının ana hatları ameliyat öncesi ve sonrası görüntülerin incelenmesiyle değiştirilebilir. Tümör boyutu, bölgesi ve şekli kullanılan görüntüleme tekniğine bağlı olarak değişebilir gibi görülebilir bu nedenle her belirli tümör bölgesi için optimal bir görüntüleme yöntemi de belirlenmelidir.

### 2.4.2 Klinik Hedef Hacim (CTV)

GTV ‘ye görüntüleme teknikleri ile görüntülenemeyen mikroskobik tümör yayılım alanının eklenmesi ile belirlenir. Bu nedenle tümörün gerçek boyutunu ve yerini temsil eder. CTV’ nin tanımı bu hacmin dışında hiçbir tümör hücresinin

olmadığını varsayar, Terapötik amaca ulaşmak için yeterli dozda olmalıdır.

#### **2.4.3 Dahili Hedef Hacim (ITV)**

ICRU Raporu no 62 (25) bir dâhili referans noktası ve buna karşılık gelen koordinatla ilişkili olarak tedavi sırasında CTV'nin dâhili fizyolojik hareketlerini, boyut, şekil ve pozisyonundaki farklılıkları telafi etmek için CTV'ye bir iç marj (IM) eklenmesini önerir. ( $ITV=CTV+IM$ )

#### **2.4.4 Planlanan Hedef Hacim (PTV)**

Hasta hareket ettiğinde veya iç organların boyutu, şekli tedavinin bir kısmı sırasında veya fraksiyonlar arasında değiştiğinde, CTV'nin konumu da hareket edebilir. Bu nedenle, parçalı bir ışınlama süreci boyunca CTV'ye homojen bir doz sağlamak ve tedavi alanı dışına çıkmasını engellemek için CTV'nin etrafına marjlar (kurulum marjı) eklenmelidir. Bu marjlar (IM) fizyolojik organ hareketine, hasta konumlandırılmasında ve tedavi ışınlarının hizalanmasında değişikliklere izin vererek geometrik bir planlama hedef hacmi oluşturur.

Planlama hedef hacmi (PTV), reçete edilen dozun CTV'ye gerçekten iletilmesini sağlamak için uygun ışınları seçmek için tedavi planlanmasında kullanılır. ( $PTV=ITV+IM$ )

#### **2.4.5 Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV)**

Risk altındaki organlar da CTV'nin yeterli tedaviye ihtiyacı olduğu gibi yeterli korumaya ihtiyaç duyar. Planlanan hedef hacmi, içindeki riskli organların hareketleri veya kurulum belirsizlikleri azaltmak için bu organlara marj verilmesidir.

#### **2.4.6 Işınlanan Hacim (Irradiated volume)**

Normal doku toleransı açısından önemli olduğu görülen bir doza ışınlanan doku hacmidir. Işınlanmış hacim tedavi edilen hacimden daha büyüktür ve kullanılan tedavi tekniğine bağlıdır.

#### **2.4.7 Tedavi Hacmi (Treatment volume)**

Tedavi tekniğinin sınırlamalarına izin vermek için hedef hacim çevresinde ek marjlar sağlanmalıdır. Bu nedenle minimum hedef dozu bu marjı sağlamak için PTV'yi yeterince kaplayan bir izodoz yüzey ile temsil edilmelidir. Bu izodoz yüzey tarafından çevrelenen hacme denir. Planlama hedef hacminden daha büyüktür ve belirli bir tedavi tekniğine bağlıdır.

#### 2.4.8 Maksimum Hedef Doz (Maximum target dose )

Hedef bölgedeki en yüksek doza, (bu dozun minimum 2 cm<sup>2</sup>' lik bir alanı kapsaması koşuluyla) maksimum doz denir. Değerinin belirlenmesinde 2 cm<sup>2</sup>'den daha yüksek doz alanları ihmal edilebilir.

#### 2.4.9 Conformity Index (Uygunluk İndeksi)

Reçete edilen dozun hedef hacme, boyutuna ve şekline uyum derecesini belirtir. PTV'nin tedavi edilen hacme oranıdır ve normal dokulara dozu en aza indirirken PTV' nin tedavi tarafından ne kadar iyi kaplandığını gösterir. Tek başına yeterli değildir. Fakat kalite değerlendirmesinde yardımcıdır. Farklı hesaplama formülleri vardır. 1' e eşit olduğu zaman ideal bir doz dağılımını ifade eder. CI 1' den büyük ise ışınlanan alan hedef alandan büyüktür ve sağlıklı dokuların ışınladığını gösterir. CI 1' den küçük ise ışınlanan alan hedef alandan küçüktür. CI değeri 1-2 arasında ise plan ile tedavi uyumlu, 2-2,25 yada 1-0,9 arasında ise küçük sapmalar, 2,5' ten büyük yada 0,9 'dan küçük ise büyük sapmalar olduğunu ifade eder.

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

- TV : Hedef hacmi
- TV<sub>RI</sub>: Referans izodozla sarılı hedef hacim
- V<sub>RI</sub> : Referans izodoz hacmi

#### 2.4.10 Homojenite İndeks (HI)

Hedef hacimdeki doz dağılımını gösterir. Doz homojenliği, emilen doz dağılımının hedef hacmi içindeki tekdüzeliğini karakterize eder. HI değeri sıfıra ne kadar yakın olursa planın homojen olduğunu gösterir.

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

- HI: Homojenite İndeks
- D<sub>%2</sub>: PTV hacminin yüzde 2'sinin aldığı doz
- D<sub>%98</sub>: PTV hacminin yüzde 98'nin aldığı doz
- D<sub>%50</sub>: PTV hacminin yüzde 50'sinin aldığı doz

#### **2.4.11 Minimum Hedef Doz (Minimum target dose)**

Hedef bölgede absorbe edilen en düşük dozdur.

#### **2.4.12 Ortalama Hedef Doz (Mean target dose)**

Doz, hedef alanda eşit olarak dağıtılmış çok sayıda ayrı noktada hesaplanırsa, ortalama hedef doz bu noktalarda emilen doz değerlerinin ortalamasıdır.

#### **2.4.13 Medyan Hedef Doz (Median target dose)**

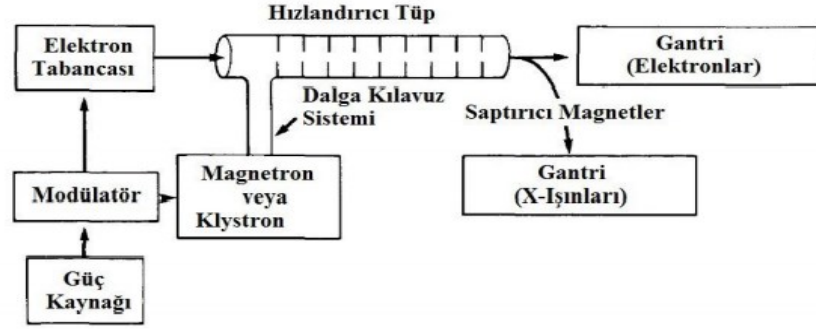
Hedef içindeki maksimum ve minimum absorbe edilen doz değerleri arasındaki değerdir.

### **2.5 Lineer Hızlandırıcılar (LINAC)**

Lineer hızlandırıcı kullanan alternatif bir radyocerrahi çözümü ilk olarak 1984 yılında Betti ve meslektaşları tarafından tanımlanmıştır. Colombo ve arkadaşları tarafından 1985' te gerekli olan hassasiyet ve doğruluğu elde etmek için çeşitli şekillerde değiştirilerek streotaktik radyocerrahi için araçlar olarak kullanılmak üzere tasarlanmıştır. 1986' da beyin cerrahları, radyasyon fizikçileri ve bilgisayar programcılarından oluşan bir ekip Florida Üniversitesi LINAC tabanlı radyocerrahi sistemini geliştirdi. Bu sistem 1988' den beri Florida Üniversitesi ve dünya çapında birçok yerde kullanılmaktadır.

Doğrusal lineer hızlandırıcı (LINAC), elektronlar gibi yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp aracılığıyla yüksek enerjilere hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanan bir cihazdır. Yüksek enerjili elektronlar tümörlerin tedavisinde kullanılabilir veya bir hedefe çarptırılarak X ışını üretmesi sağlanır. Böylece derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılır. Birkaç tür doğrusal hızlandırıcı tasarımı vardır. Ancak radyasyon terapinin de kullanılan medikal lineer hızlandırıcılar mikrodalga bölgesinde hareket ederek veya sabit elektromanyetik

frekans dalgaları yoluyla elektronları hızlandırır.



Şekil 6: Bir lineer hızlandırıcının şematik gösterimi

Lineer hızlandırıcıların çalışma prensibini kısa bir şekilde anlatırsak;

Bir güç kaynağı vuruş (darbe) oluşturma ağını ve hidrojen tiratron olarak bilinen bir anahtar tüpünü içeren modülâtöre doğru akım (DC) gücü sağlar. Modülâtör bölümünde oluşan birkaç mikro saniyelik yüksek voltajlı pulslar magnetron veya klystrona, aynı anda elektron tabancasına da gönderilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikrodalgalar bir dalga kılavuzu sistemi aracılığıyla hızlandırıcı tüp veya yapıya yerleştirilir. Bir elektron tabancası tarafından üretilen elektronlar da hızlandırıcı tüp içeresine yerleştirilir.

Elektronlar yaklaşık 50 keV' lik bir başlangıç enerjisi ile hızlandırıcı tüp içine enjekte edildiğinde elektronlar mikrodalgaların elektromanyetik alanıyla etkileşime girer. Bu elektronlar sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanıp ivmelenerek tüp sonunda 0.98c hızına kadar ulaşabilirler.

Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı penceresinden çıktıkça yaklaşık 3 mm çapında bir ışın demeti şeklindedirler. Daha kısa hızlandırıcı tüplü, düşük enerjili linaclarda (6 MV'ye kadar) elektronların doğrudan ilerlemesine ve X-ışını üretimi için bir hedefi vurmasına izin verilir. Fakat yüksek enerjili linaclarda hızlandırıcı yapısı çok uzundur. Bu hızlandırıcılarda cihazın tedavi kafasının da bulunan saptırıcı mıknatıslar yardımıyla ( $90^0$ ,  $270^0$ ,  $112.5^0$ ) bükülürler. Elektron ışınının hassas şekilde bükülmesi; bükme mıknatısları, odaklama bobinleri ve diğer bileşenlerden oluşan ışın

taşıma sistemi ile gerçekleştirilir. Daha sonra doğrudan ışınlanarak alana gönderilir. Yani hasta üzerine düşmesi sağlanır (Khan, 2003).

### **2.5.1 Magnetron**

Mikrodalgalar üreten bir cihazdır. Birkaç mikro saniye süreli mikrodalga darbeleri üreten ve saniyede birkaç yüz atımlık bir tekrarlama oranıyla yüksek güçlü bir osilatör olarak işlev görür. Her atımdaki mikrodalgaların frekansı yaklaşık 3.000 MHz' dir. Magnetronlar düşük enerjili hatlara (6 MV veya daha az) güç sağlamak için 2 MW pik çıkışında çalışır. Çoğu yüksek enerjili linac klistron kullansa da 25 MeV kadar yüksek enerjili hızlandırıcıları, yaklaşık 5 MW gücündeki magnetronları kullanmak üzere tasarlanmıştır (Khan, 2003).

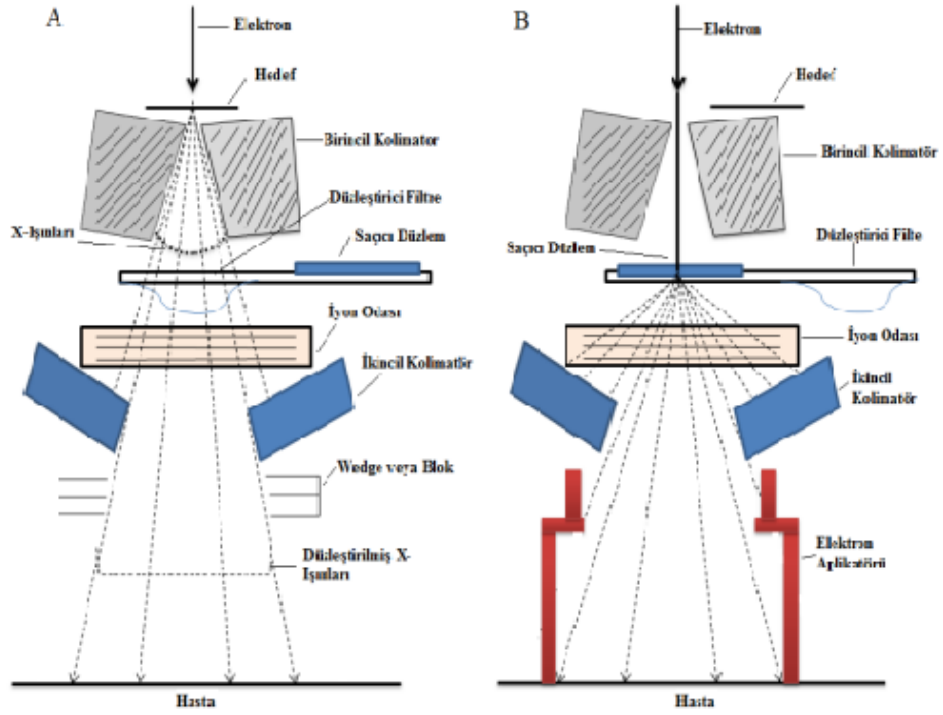
### **2.5.2 Klystron**

Bir mikro dalga üretici değil, daha çok bir mikrodalga amplifikatörüdür. Düşük güçlü bir mikrodalga osilatör tarafından çalıştırılması gerekir (Khan, 2003).

### **2.5.3 Gantry (Tedavi Kafası )**

Tedavi kafası kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alaşımı gibi yüksek yoğunluklu koruyucu malzemedir, kalın bir tabakadan oluşur. Bir X-ışını hedefi, saçılma folyosu, düzleştirme filtresi, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalizatör sistemi içerir. Başlık radyasyondan korunma yönergelerine uygun olarak kaçak radyasyona karşı yeterli koruma sağlar.

Lineer hızlandırıcılarda iki modla çalışır. Yüksek enerjili elektron tedavi bölgesine direkt gönderilirken elektron modunda çalışır. Foton modunda ise tungsten gibi büyük Z'li bir hedefe çarpıtılarak X-ışını elde edilir.



Tedavi kafasının bileşenleri. A: X-ışını, B: Elektron tedavi modu

Şekil 7: Tedavi kafasının bileşenleri

#### 2.5.4 Düzleştirici Filtre

Işın yoğunluğunu alan boyunca eşit hale getirmek için filtre kullanılır. Bu filtre genellikle kurşundan yapılır, ancak tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonundan da yapılır (Khan, 2003).

#### 2.5.5 Çok Yapraklı Kolimatör

Orijinal olarak geleneksel LINAC fraksiyonlu radyoterapi için ışın şekillendirme cihazları olarak tasarlanmıştır. MLC' ler radyasyon ışını gönderimi sırasında ayrı ayrı kontrol edilebilen birçok ince tungsten bıçaktan oluşur. Ark tedavisi sırasında bıçak hareketinin konumunu ve hızını değiştirerek yoğunluk modülasyonu elde edilir.

Hedeyten normal beyne dik bir doz gradyanı, yeterli düzlemsel olmayan ışın olmadan elde edilmez. MLC tedavileri genellikle biraz daha az uyumlu şekilleridir, ancak izomerkezlerin sayısı çok olduğunda geleneksel çoklu izomerkezli yaklaşıma göre tedavi hızı avantajına sahiptir (Chao, & Sheehan, n.d).

## 2.6 Radyoterapi

Aralık 1895'te Profesör Wilhelm C Röntgen, keşfini kendi eliyle yaptığı ilk radyografiyle gösteren "Yeni Tür Işınları" keşfetti. Tıbbın durumu bir devrim yapmak üzereydi. Röntgen'in keşfinden altı ay sonra ve yalnızca 350 mil uzakta, Paris Üniversitesi'nden Profesör Antoine Henri Becquerel doğal radyoaktiviteyi keşfetti. Yüksek lisans öğrencisi Marie Sklodowska Curie (kocasını Pierre Curie'nin yardımıyla) 1898'de radyoaktif elementler polonyum ve radyumu saflaştırdı. 1903'te Röntgen, Becquerel ve Marie ve Pierre Curie, Nobel Fizik Ödülü ile onurlandırıldı. İyonlaştırıcı radyasyon, o zamana kadar hem tanısal görüntüleme hem de tedavi için tıbbi olarak kullanılmıştı. 1896'da Amerikalı beyin cerrahı Harvey Cushing, bir hastanın servikal omurgasına yerleştirilmiş bir kurşunun yerini ortaya çıkarmak için bir radyografik cihaz kullandı. Kanseri tedavi etmek için X ışınlarının ilk amaçlı terapötik kullanımı, 1896'da bir Chicago tıp öğrencisi olan Emil Herman Grubbe'nin bir X-ışını aparatını inşa ettiği ve onu tekrarlayan bir meme karsinomunu tedavi etmek için kullandığı zaman gerçekleşti (Khan, 2003).

Thomas Edison'un talihsiz asistanı Clarence Dally, X-ışınlarıyla yaptığı kapsamlı çalışmaların ardından radyasyonun neden olduğu kanserden (1904 yılında) ölen ilk kişi olabilir.

Canlı bir insanda hastalığı yerinde görselleştirmek için çok sınırlı yöntemlerin olduğu bir zamanda, zaman / doz fraksiyonlamasının etkilerinin bu keşfi kritikti. Büyük bir doku hacmine tek tip bir doz verilebilir ve radyasyonun sağlıklı ve hastalıklı doku üzerindeki farklı radyobiyolojik etkileri için çoğunu yapacaktır. Eksternal ışın radyoterapisinin geçmişinin çoğunda, tek tip doz dağılımı ve fraksiyonlara ayrılmış doz programlarının önemi dogma olarak kabul edildi

Radyoterapinin amacı, çevredeki sağlıklı doku üzerindeki toksik etkileri en aza indirerek tümörler üzerindeki etkisini maksimize etmektir.

Radyoterapi sürecinin simülasyon, planlama, tedavi basamakları vardır. Simülasyon süresinde hastaya tedavi için uygun pozisyon ve hastanın sabitlenmesi ayarlanarak bilgisayarlı tomografi görüntüsü alınır. BT görüntüleri üzerinde hekim tarafından gerekli hedef hacim ve korunması istenen organların konturlenir. Planlama süresinde; uygun cihaz, tedavi ve tekniği kullanılarak belirlenen hedef dozları



sağlanarak yapılır. Tedavi süresinde ilk planların kontrolü yapılır. Hasta simülasyon süresindeki aynı pozisyonu aldıktan sonra plan uygulanır.

## **2.7. Radyoterapi Yöntemleri**

### **2.7.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)**

Konformal terapi, tedavinin bir kısmı için fotonları ve elektronları birleştiren karışık ışınların kullanımını içerebilir. Işımlar bolus, takozlar, kompensötörler , MIC' ler, koruyucu bloklar kullanılarak değiştirilebilir. Cilt dozunun optimasyonu, daha yüksek gerilim enerjileri kullanılarak cilt koruma yoluyla veya doku eşdeğeri bolus ile cilt dozunun en üst yüzeye çıkarılmasıyla elde edilir.

3BKRT veya üç boyutlu konformal radyasyon tedavisi bir hastanın tümörünün ve yakındaki organın, dokuların üç boyutlu görüntülerini oluşturmak için gelişmiş bir tekniktir. Tedavi planlama süresince üç boyutlu görüntülerin kullanılması diğer geleneksel radyasyon terapisi biçimlerinden ayırır. Daha yüksek, daha etkili bir radyasyon dozu hedef hacime olabildiğince yakın bir şekilde ya da doğrudan kanserli hücrelere verilebilir. Böylece hem sağlıklı dokular tarafından alınan doz miktarı önemli ölçüde azaltılabilir, normal dokuların korunması sağlanır, hem de radyasyon dozunun artırılmasını sağlar (Senan et al., 1999).

### **2.7.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)**

Üç boyutlu konformal radyasyon tedavisine ek yoğunluk modülasyonlu radyasyon terapisi kavramı ortaya çıktı. Çünkü radyoterapi tedavi planlama optimasyon algoritmaları, herhangi bir tek yönden optimum radyasyon modelinin tipik olarak tek tip olmadığını öngördü. Birden fazla yönden toplu bir yoğunluk modilasyonlu ışın kümesinin, tümör içinde geleneksel radyoterapiye benzer doz homojenliği üretmek üzere tasarlanabileceği ancak özellikle iç bükey veya diğer karmaşık şekilli hedef hacimler için üstün uyumluluk göstererek yakındaki normal dokuları koruyabileceği gösterilmiştir.

IMRT hastayı birden fazla yönden, hedef hacme yüksek bir doz çevredeki normal dokulara kabul edilebilir derecede düşük doz vermek üzere optimize edilmiştir. Tek tip olmayan yoğun ışınlarla tedavi etmektedir (Khan, 2003).

Her olay alanında tek tip veya sürekli değişen yoğunluk dağılımları kullanmak yerine, her bir olay ışını içindeki ışın yoğunluğunu değiştirerek, genellikle ışını daha

küçük parçalara bölerek ve her birini modüle ederek daha optimal doz dağılımları elde etmeye çalışır (Grégoire, & Mackie, 2011).

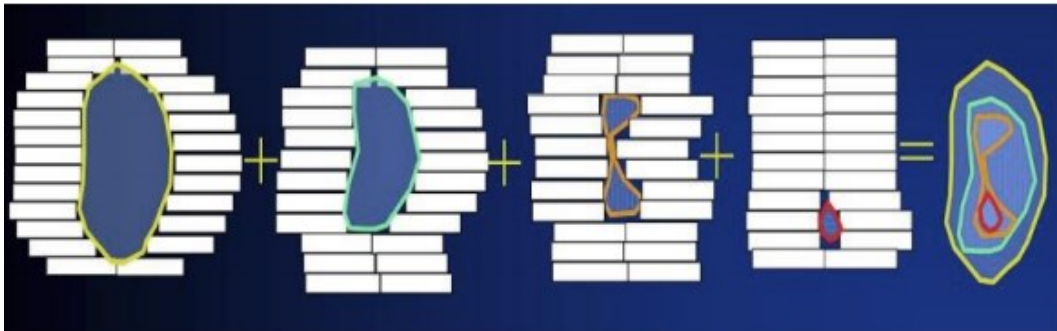
Hedef hacimde istenilen doz dağılımını üretmek için her bir gelen ışının farklı bölgelerinde ışın yoğunluğunu bağımsız olarak tanımlamak için MLC kullanılır. MLC' nin yapraklarının konumu sabit veya hareketli bir gantry ile zaman içinde değiştirilir.

IMRT tekniğinde 3BKRT' den farklı olarak ters planlama uygulanır. Her hedef için kullanıcı plan kriterlerini girer: maximum doz, minimum doz, kritik organların istenilen sınırlayıcı dozu ve doz-hacim histogramı gerektirir. Enerji, gantri-kolimatör açıları, kritik organların doz değerleri sağlık fizikçileri tarafından planlama sistemine girilir. Girilen doz sınırlamaları ile her bir alana ait birçok alt segment, farklı yoğunluklardaki doz haritaları oluşturulur. YART tekniği statik (step and shot ) ve dinamik rasyonel şekilde uygulanabilir.

### 2.7.2.1 Step And Shot

Hasta birden fazla alanla tedavi edilir ve her alan, tek tip ışın yoğunluğu seviyeleri ile ışınlamış bir dizi alt alana bölünür. Alt alanlar, MLC tarafından oluşturulur ve operatör müdahalesi olmadan sırayla üst üste gelerek farklı yoğunlukta doz dağılımı oluşturur. Yapraklar bir sonraki alt alanı oluşturmak için hareket ederken hızlandırıcı kapatılır. Yani önceden belirlenen alanın şeklini alırken (segment) ışınlama olur. Alanlar arası geçişte ışınlama olmaz. Bu IMRT iletim yönetimine “adım at ve ateşle ” veya “durdur ve vur ” denir.

Adım at yönteminin avantajı uygulama kolaylığıdır. Olası bir dezavantaj, bir saniyeden kısa bir süre ışın kapatıldığında ve açıldığında bazı hızlandırıcıların kararsızlığıdır.



Şekil 8: "Step and Shoot" YART tekniği

### 2.7.2.2 Dinamik Rasyonel

Bu teknikte, karşılık gelen yapraklar eş zamanlı ve tek yönlü olarak, her biri zamanın bir fonksiyonu olarak farklı bir hızda ilerler. Yapraklar arasındaki açıklığın açık kaldığı süre (bekleme süresi) alandaki farklı noktalara değişken yoğunluklu dağıtım sağlar. Bu yönetime birkaç isim verilmiştir: “kayan pencere”, “yaprak kovalayan”, “kamera denklanşörü” ve “genişleyen değişken boşluk”.

Dinamik bir MLC’ nin yaprakları motorla çalıştırılır ve saniyede 2 cm’ den daha büyük bir hızla hareket edebilir. Hareket, yaprak pozisyonlarını da doğru bir şekilde izleyen bir bilgisayarın kontrolü altındadır.

### 2.7.3 Volümetrik Ayarlı Ark Tedavi (VMAT)

Yoğunluk modülasyonlu ark tedavisi IMAT, rotasyonel IMRT’ nin birçok uyumlu yay /ark kullanılarak geleneksel bir doğrusal hızlandırıcı üzerinde verildiği radyasyon tedavisi uygulama tekniğidir. Her bir ark birden fazla MLC segmentleri içerir. MLC segmentleri gantri döngüsü boyunca dinamik olarak hareket eder.

IMAT ile ilgili YUL birden fazla örtüşen arkın sağlanmasıyla her bir ışın açısı için modüle edilmiş bir yoğunluk modelinin elde edilebileceğini öne sürdü. Bunda sabit gantry hızı, sabit doz hızı ve birden çok üst üste binmiş arklardan oluşur. Daha yakın zamanlarda, ark tabanlı IMRT’ nin iletimi sırasında MLC yaprak konumlarını, doz oranını/hızını ve gantry dönüş hızını değiştirebilen doğrusal hızlandırıcı dağıtım kontrol sistemlerinin çıkmasıyla IMAT’a yeni bir boyut kazandırıldı. Bu tolerans dışı bir durumda ışınlamanın durması ve daha sonra kaldığı yerden devam etmesi demektir. Bu yaklaşım volümetrik modülasyonlu ark tedavisi VMAT olarak adlandırılır.

VMAT tekniğinde tümör dozunu artırırken riskli organ dozunu indirmeyi hedefler. Gantry dönerken hastaya ışın verilir ve hedef hacme istenilen dozun alınması sağlanır. Ek olarak, planların durum başına sadece bir veya iki yay gerektirmesi için toplam yay sayısı en aza indirilmiştir (Senan et al., 1999).

VMAT ile IMAT kıyaslandığında; IMAT açısız doz hızı değişkenine sahip olmadığı için uygun doz dağılımı için birden çok ark planına ihtiyaç duyar. Bu da yoğunluk seviyelerinin sayısına eşit olması anlamına gelir. Doz seviyelerinin çözünürlüğü artırmak için ark sayısını da artırmak gereğinden fazla tedavi anlamına

gelmektedir.

Şu anda ticari olarak temin edilebilen üç VMAT sistemi bulunmaktadır; RapidArc™(Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA, ABD ),Elekta VMAT™ (Elekta,Inc.,Stockholm, İsveç) ve Phillips SmartArc™ (Phillips,Inc.,Andover, MA, ABD ) (Palma,Verbakal, Otto, & Senan, 2010).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu yöntem Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda aşağıdaki araç ve gereçler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1.Gereç

##### 3.1.1 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Hastanın BT görüntüleri, bilgisayarlı tomografi cihazın DICOM bağlantısı ile görüntülenerek planlama sistemine aktarılır. Çalışmada kullanılan cihaz 'Siemens' marka (SIEMENS AG, Somatom Emotion Duo Germany ) Bilgisayarlı Tomografi Simulatör Ünitesi (BT-SİM) . 16 adet dedektörlü, 1 mm-10 mm arası sarmal teknikle kesit görüntüsü alabilen tomografi cihazıdır.

70 cm gantry açıklığı,  $\pm 300$  gantry dönüşlü, 40 kW'lık X ışını kapasitesine ve yüksek çözünürlüklü cihaz Gammex 3D lazer sistemi ile  $45 \times 153$  cm<sup>2</sup> boyutlarına kadar tarama yapabilme özelliği taşır.

Ayrıca Karbon Fiber tedavi masası maksimum 250 kg yük kaldırabilir.



Şekil 9: Uludağ Üniversitesi Rad. Onk. A.D.'nda Radyoterapi için kullanılan Bilgisayarlı Tomografi – Simulatör Ünitesi

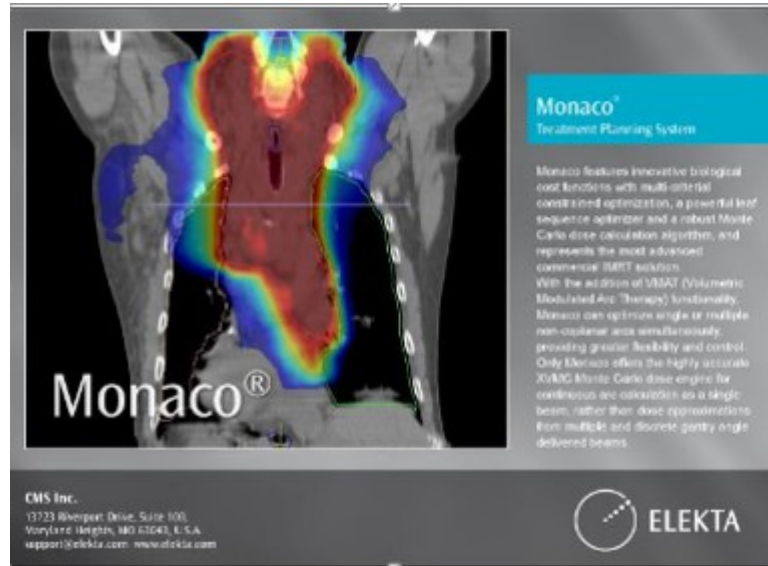
##### 3.1.2 Monaco Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmada kullanılan Monaco Tedavi Planlama Sistemi, Monaco 5.10.02; Elekta Synergy tarafından geliştirilmiştir. 6 MV ve 15 MV foton enerjisi kullanılarak yüksek performanslı ve yüksek hassasiyette planlar sunar. Gelişmiş optimasyon araçları ile VMAT, YART, 3BKRT, SRS planlarını yapabilen, doz hesaplama algoritmasını

kullanarak mümkün olabilen en sağlıklı doz hesabı yapan tedavi planlama sistemidir.

Monaco TPS' nin Monte Carlo ve Colloped Cone Algoritması kullanılır. Monte Carlo algoritması sebebiyle doz sınırlama, kritik hedef seçimi, biyolojik ve voksel tabanlı yapı değer fonksiyonları ile kendine has olup diğer TPS den ayrılır.

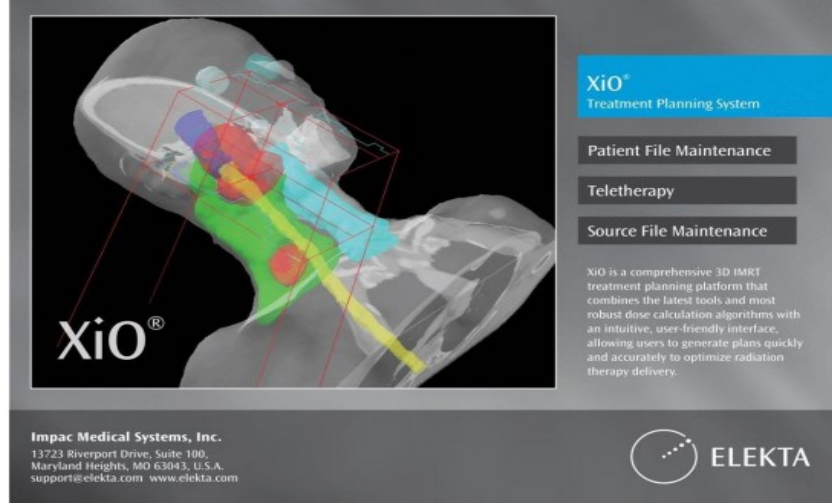
Optimasyon iki aşamada olur. İlkinde fiziksel ve biyolojik fonksiyonlar ile doz yoğunluğu haritası oluşturulur. Burada sağlıklı dokuda oluşabilecek istenmeyen etkilerin değerlendirilmesi ve tümör kontrolü sağlanır. Durumlar beklenen- istenen şekildeyse ikincisine geçilir, segment şekli oluşturulur.



Şekil 10: Monaco Tedavi Planlama Sistemi

### 3.1.3 CMS XIO 5.10 3 Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi

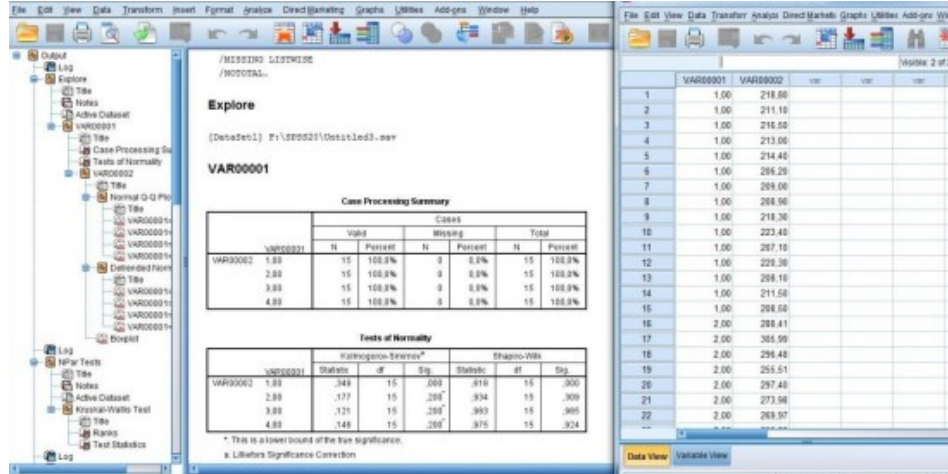
CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA); 3BKRT planları için sağlıklı doz hesaplama algoritmalarını birleştiren tedavi planlama programıdır. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları Clarkson, Convolution, Superposition ve fastsuperpos' dur. ÇYK tabanlı olarak 3BKRT ve YART planlarını tasarlayabilmektedir. Planlama sistemi ile seçilen doz algoritması kullanılarak istenilen izodoz dağılımı hesaplanıp DVH görüntülenebilir.



Şekil 11: CMS XIO 5.10 3

### 3.1.4 SPSS Veri Analiz Programı Statistical Package for Social Sciences

Bu çalışmada oluşturulan planlardan elde edilen verilerin değerlendirilmesi için IBM SPSS 20.0 ( Statistical Package for Social Sciences ) Veri Analiz Programı kullanılmıştır. Uygun istatistiksel yöntemler kullanılarak, verilere ilişkin ortalama, standart sapma, maximum, minimum, medyan gibi değerlerin hesaplaması yapılmıştır.



Şekil 12: SPSS 20.0 İstatistiksel Veri Analiz Programı

## 3.2 Yöntem

### 3.2.1 Kontürleme

Hedef hacim ve riskli organlar hastaların 1mm kesit kalınlığı ile BTgörüntüleri elde edildi. Risk altındaki organlar; göz, optik sinirler, akciğerler, kalp, karaciğer, böbrekler, lensler, mandibula, ve beyin-beyin sapı kontürlendi. Onkolog tarafından

gerekli CTV, PTV ve doku hacimleri kontrol edildi. CTV beyin ve CTV spinele her yönden 0,3 cm marj verilerek PTV spinal ve PTV beyin oluşturuldu.

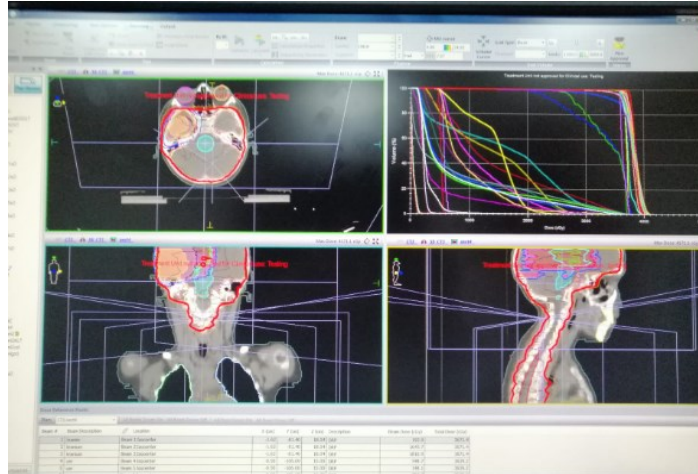
### 3.2.2 Planlama

Doz tanımlaması tüm hastalar için fraksiyon başına 1,8 Gy den 20 fraksiyonda 36 Gy olarak planlandı. Hedef sarışında PTV dozun, tanımlanan dozun en az %95'ni en fazla %107'sini alması hedeflendi. Risk altındaki organların en iyi şekilde korunması hedeflendi.

#### 3.2.2.1 IMRT Planlama

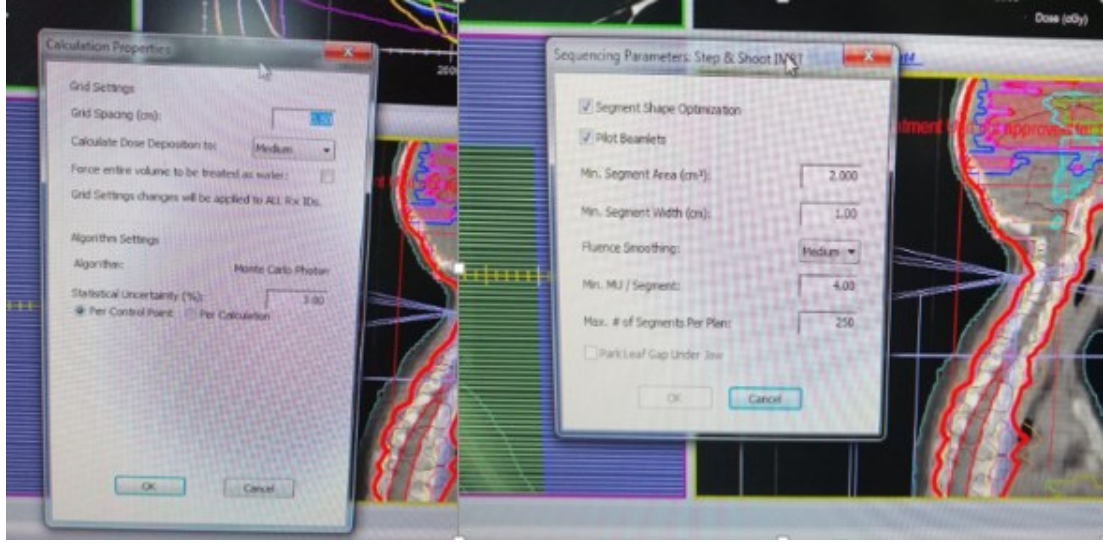
Bu planlarda en iyi doz dağılımı için 6 MV foton enerjisi kullanıldı. Kranial alanlar için gantry  $90^{\circ}$ ,  $180^{\circ}$  ve  $270^{\circ}$ , spinal alan için altı sabit gantry açısı ( $0^{\circ}$ ,  $50^{\circ}$ ,  $140^{\circ}$ ,  $180^{\circ}$ ,  $220^{\circ}$ ,  $300^{\circ}$ ) verilerek Step And Shot tekniği kullanıldı. PTV spinal volümü küçük olması sebebiyle spinal bölgesi tek alandan oluştu. Sıralama parametreleri ayarlandı.

Structures PTV ve CTV değerlerini, korumak istediğimiz organları tanımlayarak doz sınırlamaları yapıldı. Sonrasında doz-hacim sınırlamalarına da DVH dan bakıldı. Doz hacim sınırlamaları için QEANTEC (klinikte normal doku etkilerinin karitatif analizi) dikkate alınmıştır.



Şekil 13: Yapılan IMRT planları





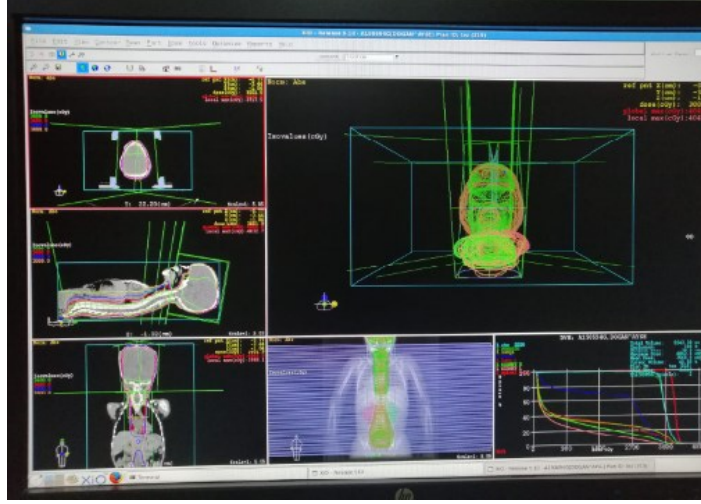
Şekil 14: Step and shoot planlama teknikleri için plan parametreleri

### 3.2.2.2 3BKRT Planlama

Planlar sağ-sol (lateral) yan olmak üzere karşılıklı paralel iki kranium sahadan, bir spinal sahadan oluşmaktadır. Kranial alanlar sagittal düzleme dik, spinal alan ise koronal düzlemde ışınlanmıştır. Kranium alanların alt sınırı ile spinal alanın üst sınırı birbirine paralel hale getirmek için gerekli gantry, kolimatör ve masa açıları verildi.

Sol kranium alana  $86^{\circ}$  gantry,  $349^{\circ}$  kolimatör açısı verildi. Sağ kranium alana ise  $273^{\circ}$  gantry açısı,  $10^{\circ}$  kolimatör açısı ve  $356^{\circ}$  masa açısı verildi. Spinal alan ise  $180^{\circ}$  gantry açısı verildi.

Doz alımı ve sarımının daha iyi sağlanması için spinal alana Wedge etkisi yapması için ek üç ışın kondu. Bu ışınlar doz sarımını dengeleyerek sıcak-soğuk nokta oluşumunu engellemek içindi. Sağ-sol lateral kranium alana 6 MV foton enerjisi verilirken, spinal alan ve spinal alandaki ek ışınlar 15 MV enerji verildi.

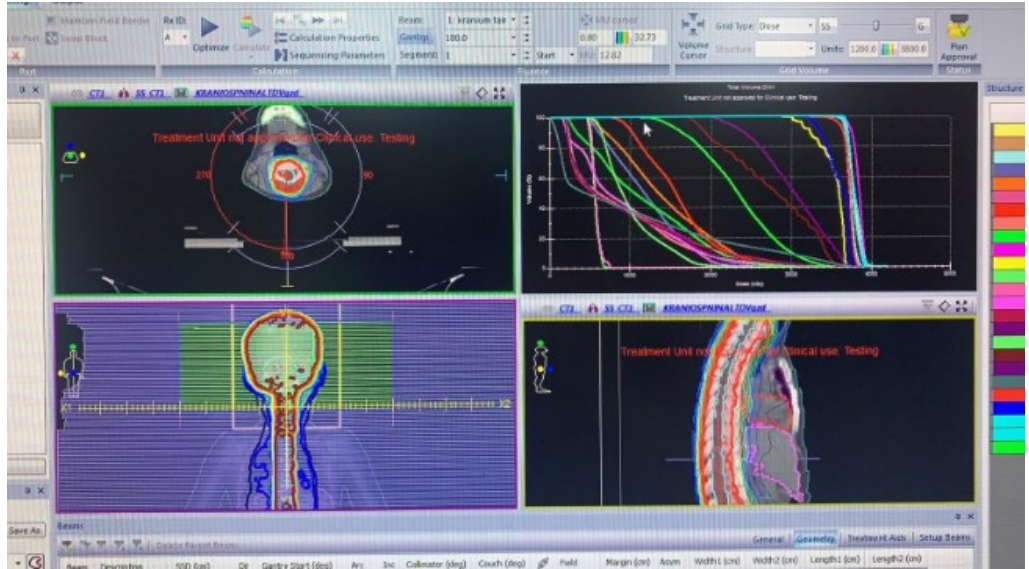


Şekil 15: Yapılan 3B-KRT planları

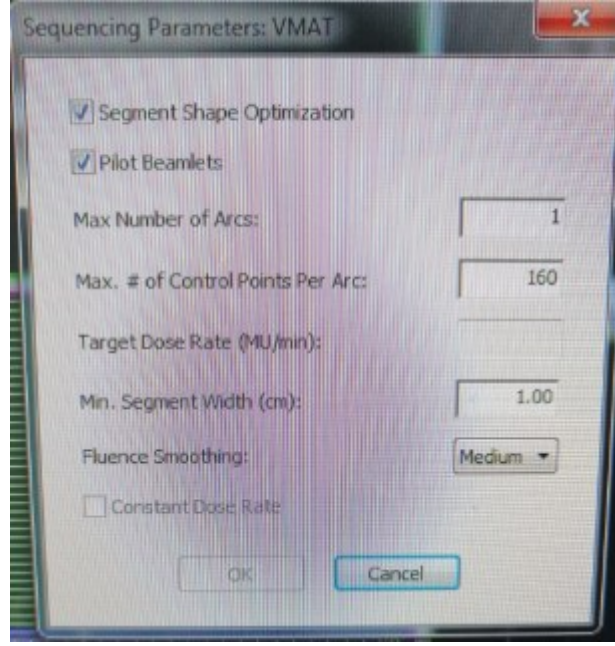
### 3.2.2.3 VMAT Planlama

Bu planlamalarda 6 MV foton enerjisi kullanıldı. Kranial bölge iki, spinal bölge altı ışından oluştu. Kranial bölgeye tek arc (145) , 35<sup>0</sup> - 180<sup>0</sup> gantry açıları verildi. Spinal bölgeye 45<sup>0</sup>-80<sup>0</sup> açılar verildi. Ayrıca spinal alana 180<sup>0</sup>, 320<sup>0</sup>,135<sup>0</sup>,180<sup>0</sup>,320<sup>0</sup>,135<sup>0</sup> gantry açıları verildi.

Structures PTV ve CTV değerlerini, korumak istediğimiz organları tanımlayarak doz sınırlamaları yapıldı. Sonrasında doz-hacim sınırlamalarına DVH' dan bakıldı. Doz hacim sınırlamaları için QEANTEC (klinikde normal doku etkilerinin karitatif analizi) dikkate alınmıştır.



Şekil 16: Yapılan VMAT planları



Şekil 17: VMAT planlama teknikleri için plan parametreleri

## 4. BULGULAR

### 4.1 PTV için Elde Edilen Veriler

Yapılan planlarda her üç planlama tekniğinde de PTV'nin %107 dozunun aldığı volüme ve %95, %98, %2 volümünün aldığı dozlara bakılmıştır.

Elde edilen PTV doz  $D_{\%95}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.1'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.1** PTV  $D_{\%95}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,980
VMAT	0,012
3BKRT	0,537

Normal dağılım sağlanmadığı için Kuruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında homojenlik varyansı (p değeri) 0,007 çıkmış, 0,05'den küçük olduğu için anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark 3BKRT lehinedir. En düşük medyan, minimum, maksimum değeri 3BKRT TPS'den ve standart sapma ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.2'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.2** PTV  $D_{\%95}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	3416,00	3661,00	3535,0000	81,81414
VMAT	3491,00	3600,00	3581,5000	43,88866
3BKRT	3358,00	3521,00	3432,5000	57,16502

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için iki gruba Mann-Whitney U testi yapılırken bir gruba Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.3’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3** PTV  $D_{\%95}$  Normalizasyon ikili testi sonucu p değerleri

karşılaştırılan teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,382
VMAT-3BKRT	0,002
IMRT-3BKRT	0,022

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı fark bulunmuşken ( $p < 0,05$ ), IMRT-VMAT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Elde edilen PTV doz  $D_{\%2}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.4’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.4** PTV  $D_{\%2}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,134
VMAT	0,901
3BKRT	0,192

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,019 çıkmış ve Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bunun sonucunda p değeri 0,071 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük medyan, minimum, maksimum değerleri 3BKRT TPS’den ve standart sapma değeri ise IMRT TPS’den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.5’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.5** PTV D<sub>92</sub> Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	3868,00	4010,00	3917,5000	41,18230
VMAT	3766,00	4060,00	3916,0000	99,91675
3BKRT	3760,00	3965,00	3837,0000	72,93784

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.6’da gösterilmiştir.

**Tablo 4.6** PTV D<sub>92</sub> Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,768
VMAT-3BKRT	0,148
IMRT-3BKRT	0,022

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı fark bulunmuşken ( $p < 0,05$ ), IMRT-VMAT ve VMAT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Elde edilen PTV doz D<sub>98</sub> değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.7’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.7** PTV D<sub>98</sub> Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,579
VMAT	0,550
3BKRT	0,874

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,270 çıkmış ve Anova testine devam edilmiştir. Bunun sonucunda p değeri 0,351 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük medyan, minimum değerleri 3BKRT TPS'den, maksimum ve standart sapma değeri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.8'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.8** PTV D<sub>98</sub> Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	3276,00	3625,00	3412,5000	127,14643
VMAT	3344,00	3558,00	3466,0000	78,55651
3BKRT	3144,00	3650,00	3363,0000	165,78811

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplara Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.9'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.9** PTV D<sub>98</sub> Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,500
VMAT-3BKRT	0,166
IMRT-3BKRT	0,444

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Elde edilen PTV doz V<sub>107</sub> değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.10'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.10** PTV V<sub>%107</sub> Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,648
VMAT	0,129
3BKRT	0,089

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,001 çıkmış ve Kruskal Wallis testine devam edilmiştir. Bunun sonucunda p değeri 0,067 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük medyan, maksimum ve standart sapma değerleri 3BKRT TPS' den, minimum değeri ise hem VMAT TPS hem de 3BKRT TPS' den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.11'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.11** PTV V<sub>%107</sub> Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,38	38,91	14,6350	12,28144
VMAT	0,00	56,53	11,9050	22,06449
3BKRT	0,00	6,52	3,7500	2,47671

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplara Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.12' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.12** PTV V<sub>%107</sub> Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,586
VMAT-3BKRT	0,062
IMRT-3BKRT	0,025



Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuş, IMRT-VMAT ve VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

## 4.2 Lensler için Elde Edilen Veriler

### 4.2.1 Sol Lens için Değerlendirme

Elde edilen lens L doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.13'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.13** Sol Lens  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,897
VMAT	0,020
3BKRT	0,721

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,100 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük minimum, medyan değerleri 3BKRT TPS'den, maksimum değeri IMRT TPS'den, standart sapma değeri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.14'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.14** Sol Lens  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	397,00	723,00	580,0000	94,98186
VMAT	503,00	770,00	690,5000	78,55435
3BKRT	354,00	760,00	553,0000	137,81555

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için iki gruba Mann-Whitney U testi yapılırken bir gruba Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.15' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.15** Sol Lens  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,038
VMAT-3BKRT	0,130
IMRT-3BKRT	0,797

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuş ( $p < 0,05$ ), IMRT-3BKRT ve VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Elde edilen lens L doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.16'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.16** :Sol Lens  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,521
VMAT	0,795
3BKRT	0,580

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,286 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p = 0,001$  çıkmış,  $p < 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark 3BKRT lehinedir. En düşük minimum, maksimum, medyan ve standart sapma değerleri 3BKRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.17'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.17** Sol Lens  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	346,00	574,00	496,0000	76,69420
VMAT	429,00	657,00	568,5000	75,89843
3BKRT	247,00	382,00	308,0000	43,12088

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplara Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.18’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.18** Sol Lens  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,066
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,001

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmamış, IMRT-3BKRT ve VMAT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

#### 4.2.2 Sağ Lens için Değerlendirme

Elde edilen lens R doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.19’da gösterilmektedir.

**Tablo 4.19** Sağ Lens  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,409
VMAT	0,730
3BKRT	0,140

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,253 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,783$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük minimum, medyan değerleri 3BKRT TPS'den, maksimum değeri IMRT TPS'den ve standart sapma değeri VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.20 'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.20** Sağ Lens  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	476,00	734,00	646,0000	95,63388
VMAT	518,00	771,00	676,5000	85,89695
3BKRT	369,00	1104,00	638,0000	223,42812

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplara Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.21'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.21** Sağ Lens  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,271
VMAT-3BKRT	0,729
IMRT-3BKRT	0,799

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamış( $p>0,05$ ).

Elde edilen lens R doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.22'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.22** Sağ Lens  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,568
VMAT	0,453
3BKRT	0,117

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,845 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,001$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark 3BKRT lehinedir. En düşük minimum, medyan, maksimum değerleri 3BKRT TPS'den, standart sapma değeri ise IMRT elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.23'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.23** Sağ Lens  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	407,00	599,00	526,5000	67,95363
VMAT	455,00	701,00	564,0000	75,51159
3BKRT	209,00	584,00	372,0000	109,87135

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplara Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.24' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.24** Sağ Lens  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,252
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,005

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken IMRT-3BKRT ve VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

### 4.3 Optik Sinirler için Elde Edilen Veriler

#### 4.3.1 Sol Optik Sinir için Değerlendirme

Elde edilen optik sinir L doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.25'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.25** Sol optik  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,092
VMAT	0,032
3BKRT	0,397

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,978 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük medyan, standart sapma değerleri 3BKRT TPS'den, maksimum değeri IMRT TPS'den, minimum değeri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.26'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.26** Sol optik  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	3580,00	3805,00	3753,0000	91,90834
VMAT	2729,00	3936,00	3763,0000	443,38759
3BKRT	3599,00	3844,00	3677,0000	87,91351

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Wihtney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.27’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.27** Sol optik  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,878
VMAT-3BKRT	0,959
IMRT-3BKRT	0,723

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır( $p>0,05$ ).

Elde edilen optik sinir L doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.28’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.28** Sol optik  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,479
VMAT	0,186
3BKRT	0,568

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,002 olarak bulunduğu için Kruskal Wallis testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,004$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük standart sapma değerleri 3BKRT TPS'den, maksimum değeri ise IMRT, minimum ve medyan değerleri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.29'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.29** Sol optik  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	2672,00	3629,00	3322,0000	336,94783
VMAT	1850,00	3725,00	3159,0000	705,69171
3BKRT	3493,00	3791,00	3640,0000	111,14590

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.30'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.30** Sol optik  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,311
VMAT-3BKRT	0,026
IMRT-3BKRT	0,011

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken IMRT-3BKRT ve VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

#### 4.3.2 Sağ Optik Sinir için Değerlendirme

Elde edilen optik sinir R doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.31'de gösterilmektedir.



**Tablo 4.31** Sağ optik  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,971
VMAT	0,007
3BKRT	0,831

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,998 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük medyan, standart sapma değerleri 3BKRT TPS'den, maksimum değeri IMRT TPS'den, minimum değeri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.32'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.32** Sağ optik  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	3557,00	3842,00	3719,0000	92,03377
VMAT	2644,00	3981,00	3719,5000	414,35283
3BKRT	3618,00	3847,00	3706,0000	78,51115

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Wihtney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.33' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.33** Sağ optik  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,959
VMAT-3BKRT	0,959
IMRT-3BKRT	0,779

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır( $p < 0,05$ ).

Elde edilen optik sinir R doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.34'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.34** Sağ optik  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,019
VMAT	0,636
3BKRT	0,943

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,014 çıkmış, 0,05'den küçük olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük standart sapma değerleri 3BKRT TPS'den, maksimum değeri IMRT TPS'den, medyan, minimum değeri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.35'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.35** Sağ optik  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	2344,00	3663,00	3422,0000	509,44057
VMAT	1770,00	3787,00	3074,5000	603,51469
3BKRT	3475,00	3796,00	3652,0000	109,18628

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Wihtney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.36' da gösterilmiştir.

**Tablo 4.36** Sağ optik  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,279
VMAT-3BKRT	0,016
IMRT-3BKRT	0,038

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken IMRT-3BKRT ve VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur( $p<0,05$ ).

#### 4.4 Gözler için Elde Edilen Veriler

##### 4.4.1 Sol Göz İçin Değerlendirme

Elde edilen göz L doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.37'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.37** Sol göz  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,667
VMAT	0,341
3BKRT	0,006

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında  $p=0,039$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük standart sapma, maksimum, medyan, minimum değerleri VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.38'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.38** Sol göz  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	2604,00	3669,00	3226,5000	383,98193
VMAT	2591,00	3357,00	3168,5000	260,33865
3BKRT	2812,00	3676,00	3612,5000	293,32284

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Wihtney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.39' da gösterilmiştir.

**Tablo 4.39** Sol göz  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,533
VMAT-3BKRT	0,010
IMRT-3BKRT	0,105

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Elde edilen göz L doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.40'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.40** Sol göz  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,253
VMAT	0,908
3BKRT	0,638

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,914 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,466$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük medyan, minimum değeri ise IMRT, maksimum ve standart sapma değerleri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.41'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.41** Sol göz  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	682,00	1926,00	1062,0000	377,36104
VMAT	757,00	1678,00	1273,5000	297,06249
3BKRT	860,00	1865,00	1334,0000	351,72950

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.42'de gösterilmiştir

**Tablo 4.42** Sol göz  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,465
VMAT-3BKRT	0,600
IMRT-3BKRT	0,258

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

#### 4.4.2 Sağ Göz için Değerlendirme

Elde edilen göz R doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.43'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.43** Sağ göz  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,154
VMAT	0,629
3BKRT	0,692

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,072 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,006$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük maksimum ve standart sapma 3BKRT TPS'den, minimum, medyan değerleri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.44'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.44** Sağ göz  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	2899,00	3820,00	3590,5000	330,08657
VMAT	2661,00	3785,00	3087,0000	352,39910
3BKRT	3417,00	3767,00	3647,5000	118,56214

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo4.45'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.45** Sağ göz  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,094
VMAT-3BKRT	0,002
IMRT-3BKRT	0,130

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Elde edilen göz R doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.46'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.46** Sağ göz  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,932
VMAT	0,856
3BKRT	0,984

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,731 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,391$  çıkmış ve  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük maksimum minimum değerleri IMRT TPS'den, standart sapma 3BKRT TPS'den, medyan değerleri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.47'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.47** Sağ göz  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	732,00	1816,00	1300,0000	375,75857
VMAT	831,00	1929,00	1285,5000	360,01882
3BKRT	1011,00	1928,00	1519,0000	293,12101

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tabloda gösterilmiştir.

**Tablo 4.48** Sağ göz  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,989
VMAT-3BKRT	0,989
IMRT-3BKRT	0,237

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

#### 4.5 Mandibula için Elde Edilen Veriler

Elde edilen mandibula doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.49'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.49** Mandibula  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,132
VMAT	0,436
3BKRT	0,069

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,048 olarak bulunduğu için Kruskal Wallis testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,001$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük değerleri standart sapma 3BKRT TPS'den, medyan, maksimum ve minimum değerleri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.50'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.50** Mandibula  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	2101,00	3552,00	3179,5000	532,27529
VMAT	1832,00	3178,00	2733,5000	431,85712
3BKRT	2950,00	3741,00	3565,5000	251,58796



Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.51’ de gösterilmiştir.

**Tablo 4.51** Mandıbula  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,197
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,017

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS’leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Elde edilen mandıbula doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.52’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.52** Mandıbula  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,101
VMAT	0,471
3BKRT	0,010

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,970 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük standart sapma, maksimum değeri VMAT TPS’den, minimum değeri 3BKRT TPS’den ve medyan IMRT TPS’den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.53’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.53** Mandibula Dmean Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	529,00	1449,00	905,0000	386,23411
VMAT	774,00	1175,00	905,5000	128,75863
3BKRT	379,00	2075,00	928,5000	475,80696

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.54' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.54** Mandibula D<sub>mean</sub> Normalizasyon ikili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,997
VMAT-3BKRT	0,721
IMRT-3BKRT	1,000

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

#### 4.6 Akciğerler için Elde Edilen Veriler

##### 4.6.1 Sol Akciğer için Değerlendirme

Elde edilen akciğer L doz V5(%)değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.55'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.55** Sol Akciğer Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,442
VMAT	0,475
3BKRT	0,280

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,154 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,537$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark yoktur. En düşük değerleri standart sapma, maksimum ve medyan 3BKRT TPS'den, minimum değerleri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.56'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.56** Sol Akciğer V5 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	20,51	54,13	41,0050	12,22494
VMAT	16,35	52,33	39,9350	12,14639
3BKRT	21,00	40,52	32,6950	5,79076

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi, yapıldı.. Sonuçlar tablo 4.57' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.57** Sol Akciğer V5 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,954
VMAT-3BKRT	0,316
IMRT-3BKRT	0,293

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen akciğer L doz V20(%) değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.58'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.58** Sol Akciğer V20 Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,811
VMAT	0,428
3BKRT	0,161

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,691 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,001$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük değerleri standart sapma, maksimum ve medyan VMAT TPS'den, minimum değeri ise IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.59'da gösterilmektedir

**Tablo 4.59** Sol Akciğer V20 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,01	21,62	8,9350	6,36772
VMAT	2,66	18,38	7,1000	5,21648
3BKRT	12,00	45,87	22,9750	9,80996

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi, yapıldı. Sonuçlar tablo 4.60' da gösterilmiştir.

**Tablo 4.60** Sol Akciğer V20 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,872
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,002

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

#### 4.6.2 Sağ Akciğer için Değerlendirme

Elde edilen akciğer R doz V5(%) değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.61'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.61** Sağ Akciğer V5 Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,300
VMAT	0,368
3BKRT	0,948

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,703 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p = 0,380$  çıkmış ve  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük değerleri standart sapma değeri 3BKRT TPS'den, maksimum, minimum VMAT TPS'den ve medyan değeri ise IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.62'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.62** Sağ Akciğer V5 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	23,82	56,52	36,0550	9,92804
VMAT	22,75	53,99	43,4750	11,26200
3BKRT	28,98	58,04	42,0600	8,63527

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi, yapıldı. Sonuçlar tabloda gösterilmiştir.

**Tablo 4.63** Sağ Akciğer V5 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,312
VMAT-3BKRT	0,836
IMRT-3BKRT	0,177

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen akciğer R doz V20(%) değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda  $p=0,007$  çıkmış, 0,05'den küçük bulunmuş. Sonuçlar Tablo 4.64'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.64** Sağ Akciğer V%20 Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,370
VMAT	0,001
3BKRT	0,800

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında  $p=0,001$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük standart sapma, maksimum, medyan değeri VMAT TPS'den ve minimum IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.65'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.65** Sağ Akciğer V20 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,09	28,13	12,0400	8,00428
VMAT	6,46	23,93	8,0400	5,81892
3BKRT	17,26	45,45	31,5100	8,11643

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.66’da gösterilmiştir.

**Tablo 4.66** Sağ Akciğer V20 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,234
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,001

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS’leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

## 4.7 Böbrekler için Elde Edilen Veriler

### 4.7.1 Sol Böbrek için Değerlendirme

Elde edilen böbrek L doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.67’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.67** Sol Böbrek  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,002
VMAT	0,660
3BKRT	0,591

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,885 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük standart sapma, medyan değeri 3BKRT TPS'den ve minimum, maksimum IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.68'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.68** Sol Böbrek  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	1426,00	3821,00	3548,0000	782,77591
VMAT	3104,00	3864,00	3597,5000	252,37101
3BKRT	3353,00	3834,00	3536,0000	176,71527

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.69' da gösterilmiştir.

**Tablo 4.69** Sol Böbrek  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	1,000
VMAT-3BKRT	0,596
IMRT-3BKRT	0,645



Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen böbrek L doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.70'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.70** Sol Böbrek  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,995
VMAT	0,932
3BKRT	0,015

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,761 olarak bulunmuştur.  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük standart sapma, maksimum değeri VMAT TPS'den ve minimum, medyan IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.71'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.71** Sol Böbrek  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	224,00	1480,00	916,5000	397,97990
VMAT	714,00	1458,00	1011,0000	234,28295
3BKRT	471,00	3675,00	992,5000	1046,10557

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.72' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.72** Sol Böbrek  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,411
VMAT-3BKRT	1,000
IMRT-3BKRT	0,645

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen böbrek L doz V12(%) değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.73'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.73** Sol Böbrek V12 Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,751
VMAT	0,919
3BKRT	0,214

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,274 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,675$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük değerleri standart sapma değeri VMAT TPS'den, maksimum, minimum IMRT TPS'den ve medyan değeri ise 3BKRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.74'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.74** Sol Böbrek V12 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,47	44,36	23,9200	15,42292
VMAT	12,47	47,19	29,1250	10,40023
3BKRT	12,94	49,63	22,9750	13,83809

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı.. Sonuçlar tablo 4.75’ de gösterilmiştir.

**Tablo 4.75** Sol Böbrek V12 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,477
VMAT-3BKRT	0,912
IMRT-3BKRT	0,465

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS’ leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen böbrek L doz V18(%) değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.76’da gösterilmektedir.

**Tablo 4.76** Sol Böbrek V18 Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,944
VMAT	0,039
3BKRT	0,110

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,247 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük standart sapma, medyan değeri VMAT TPS'den ve minimum, maksimum IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.77'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.77** Sol Böbrek V18 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,00	32,31	14,1550	10,37822
VMAT	4,82	33,43	12,6150	8,56440
3BKRT	8,14	43,28	16,0600	13,38776

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.78'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.78** Sol Böbrek V18 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,878
VMAT-3BKRT	0,130
IMRT-3BKRT	0,161

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

#### 4.7.2 Sağ Böbrek için Değerlendirme

Elde edilen böbrek R doz  $D_{max}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.79'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.79** Sağ Böbrek  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,001
VMAT	0,288
3BKRT	0,941

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,244 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük maksimum, medyan değeri VMAT TPS'den, minimum IMRT TPS'den ve standart sapma 3BKRT'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.80'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.80** Sağ Böbrek  $D_{max}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	1542,00	3816,00	3683,0000	771,76198
VMAT	3333,00	3749,00	3466,5000	151,60569
3BKRT	3407,00	3845,00	3595,5000	141,08299

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.81'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.81** Sağ Böbrek  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,130
VMAT-3BKRT	0,189
IMRT-3BKRT	0,798

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır( $p>0,05$ ).

Elde edilen böbrek R doz  $D_{mean}$  değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.82'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.82** Sağ Böbrek  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,057
VMAT	0,846
3BKRT	0,235

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,297 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,778$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük değerleri standart sapma değeri, maksimum VMAT TPS'den, minimum IMRT TPS'den ve medyan değeri ise 3BKRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.83'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.83** Sağ Böbrek  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	324,00	1462,00	1261,0000	409,87036
VMAT	738,00	1370,00	991,5000	212,98809
3BKRT	557,00	1686,00	990,0000	347,04958

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.84'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.84** Sağ Böbrek  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,479
VMAT-3BKRT	0,654
IMRT-3BKRT	0,785

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen böbrek R doz V12(%) değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.85'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.85** Sağ Böbrek V12 Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,128
VMAT	0,452
3BKRT	0,286

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,412 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,870$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük değerleri medyan, maksimum VMAT TPS'den, minimum IMRT TPS'den ve standart sapma değeri ise 3BKRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.86'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.86** Sağ Böbrek V12 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	1,62	46,35	37,1850	15,80862
VMAT	13,90	44,36	28,9350	10,88717
3BKRT	15,97	50,63	30,7500	10,60354

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo4.87’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.87** Sağ Böbrek V12 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,732
VMAT-3BKRT	0,557
IMRT-3BKRT	0,900

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS’ leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen böbrek R doz V18(%) değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.88 ’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.88** Sağ Böbrek V18 Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,119
VMAT	0,215
3BKRT	0,261



Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,422 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,098$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük medyan, maksimum, standart sapma değerleri VMAT TPS'den, minimum IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.89'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.89** Sağ Böbrek V18 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,00	31,79	25,9900	11,98164
VMAT	6,94	31,65	12,8300	8,12519
3BKRT	10,85	44,42	24,0550	10,42686

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.90' da gösterilmiştir.

**Tablo 4.90** Sağ Böbrek V18 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,257
VMAT-3BKRT	0,025
IMRT-3BKRT	0,328

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

#### 4.8 Kalp için Elde Edilen Veriler

Elde edilen kalp D<sub>max</sub> doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.91 'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.91** Kalp D<sub>max</sub> Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,003
VMAT	0,079
3BKRT	0,368

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,424 olarak bulunmuştur.  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük standart sapma değeri VMAT TPS'den, minimum, maksimum ve medyan IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.92'de gösterilmektedir.

**4.92** Kalp D<sub>max</sub> Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	1475,00	3604,00	3360,5000	702,77957
VMAT	2271,00	3903,00	3557,0000	567,07974
3BKRT	3316,00	3638,00	3455,0000	111,17289

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.93'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.93** Kalp  $D_{max}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,328
VMAT-3BKRT	0,595
IMRT-3BKRT	0,442

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS' leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Elde edilen kalp  $D_{mean}$  doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.94'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.94** Kalp  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,634
VMAT	0,805
3BKRT	0,105

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,112 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,007$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük medyan, maksimum, değerleri VMAT TPS'den, minimum IMRT TPS'den, standart sapma 3BKRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.95'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.95** Kalp  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	466,00	2467,00	1593,5000	592,19223
VMAT	992,00	2296,00	1461,5000	443,37776
3BKRT	1845,00	2451,00	2271,5000	188,59248

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.96’ da gösterilmiştir.

**Tablo 4.96** Kalp  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,763
VMAT-3BKRT	0,002
IMRT-3BKRT	0,012

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS’leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Elde edilen kalp  $V30(\%)$  doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.97’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.97** Kalp  $V30$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,001
VMAT	0,001
3BKRT	0,031

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında  $p=0,009$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük standart sapma, maksimum, medyan değeri VMAT TPS'den, minimum değeri ise hem VMAT hemde IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.98'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.98** Kalp V30 Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (%)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,00	45,00	1,0800	19,11867
VMAT	0,00	19,47	0,8600	6,68495
3BKRT	19,52	44,55	23,3100	8,68564

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.99'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.99** Kalp V30 Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,878
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,083

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

#### 4.9 Karaciğer için Elde Edilen Veriler

Elde edilen karaciğer  $D_{max}$  doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.100'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.100** Karaciğer D<sub>max</sub> Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,183
VMAT	0,402
3BKRT	0,796

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,058 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda p=0,104 çıkmış ve p>0,05 olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük, standart sapma değeri VMAT TPS'den, minimum, medyan, maksimum IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.101 'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.101** Karaciğer D<sub>max</sub> Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	1813,00	3794,00	3205,5000	623,02826
VMAT	2714,00	3869,00	3444,0000	428,47962
3BKRT	3468,00	3820,00	3606,5000	113,06943

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tabloda gösterilmiştir.

**Tablo 4.102** Karaciğer D<sub>max</sub> Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,371
VMAT-3BKRT	0,151
IMRT-3BKRT	0,060

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p < 0,05$ ).

Elde edilen karaciğer  $D_{mean}$  doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda  $p$  değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.103'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.103** Karaciğer  $D_{mean}$  Normalizasyon Testi Sonucu  $p$  Değerleri

	normalize $p$ değeri
IMRT	0,509
VMAT	0,891
3BKRT	0,068

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında  $p$  değeri 0,711 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,456$  çıkmış ve  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük, standart sapma değeri 3BKRT TPS'den, minimum, medyan IMRT TPS'den, maksimum VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.104'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.104** Karaciğer  $D_{mean}$  Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	468,00	1277,00	858,0000	240,89621
VMAT	691,00	1181,00	941,0000	167,32347
3BKRT	831,00	1349,00	970,5000	158,55486

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.105'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.105** Karaciğer  $D_{mean}$  Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,660
VMAT-3BKRT	0,371
IMRT-3BKRT	0,252

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

#### 4.10 Omurilik için Elde Edilen Veriler

Elde edilen omurilik  $D_{max}$  doz değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.106'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.106** Omurilik  $D_{max}$  Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,633
VMAT	0,167
3BKRT	0,347

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,001 olarak bulunduğu için Kruskal Wallis testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,336$  çıkmış ve  $p>0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük, maksimum değeri 3BKRT TPS'den, standart sapma değeri IMRT TPS'den, minimum ve medyan değerleri ise VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.107'de gösterilmektedir.



**Tablo 4.107** Omurilik D<sub>max</sub> Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları (cGy)

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	3994,00	4081,00	4024,5000	28,74488
VMAT	3854,00	4089,00	3981,5000	98,15003
3BKRT	3904,00	4033,00	3990,0000	44,09061

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı.. Sonuçlar tablo 4.108’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.108** Omurilik D<sub>max</sub> Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,192
VMAT-3BKRT	0,771
IMRT-3BKRT	0,049

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT ile VMAT- 3BKRT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmamış. IMRT-3BKRT TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05).

#### **4.11 MU için Elde Edilen Veriler**

Elde edilen MU değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den küçük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.109’da gösterilmektedir.

**Tablo 4.109** MU Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	MU
IMRT	0,087
VMAT	0,040
3BKRT	0,503

Normal dağılım sağlanmadığı için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında  $p=0,001$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark 3BKRT lehinedir. En düşük standart sapma, maksimum, medyan ve minimum değeri 3BKRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.110'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.110** MU Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	4070,70	4171,10	4092,4000	31,48174
VMAT	4052,10	4224,00	4129,2000	75,12302
3BKRT	345,00	362,30	356,0500	5,39866

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için bir grup için Independent-Samples T testi, iki grup için Mann-Whitney U testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.111'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.111** MU Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,878
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,001

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

#### 4.12 HI için Elde Edilen Veriler

Elde edilen HI değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.112'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.112** HI Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,250
VMAT	0,105
3BKRT	0,287

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,122 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,044$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük, minimum ve standart sapma değerleri VMAT TPS'den, maksimum değeri IMRT TPS'den, medyan değeri ise hem IMRT hemde VMAT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.113'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.113** HI Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	1,08	1,20	1,1250	0,04612
VMAT	1,06	1,17	1,1250	0,04373
3BKRT	1,08	1,50	1,2050	0,12906

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4. 114'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.114** HI Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,515
VMAT-3BKRT	0,049
IMRT-3BKRT	0,088

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

#### 4.13 CI için Elde Edilen Veriler

Elde edilen CI değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05'den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.115'de gösterilmektedir.

**Tablo 4.115** CI Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,168
VMAT	0,512
3BKRT	0,671

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,432 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p = 0,638$  çıkmış ve  $p > 0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük, minimum, maksimum ve medyan değerleri VMAT TPS'den, standart sapma değeri IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.116'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.116** CI Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	0,72	0,92	0,7750	0,07230
VMAT	0,63	0,86	0,7600	0,08276
3BKRT	0,65	1,03	0,7850	0,12245

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.117’ de gösterilmiştir.

**Tablo 4.117** CI Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,336
VMAT-3BKRT	0,457
IMRT-3BKRT	0,918

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS’leri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p < 0,05$ ).

#### **4.14 Zaman için Elde Edilen Veriler**

Elde edilen Zaman değerleri için yapılmış olan normalizasyon testi sonucunda p değeri 0,05’den büyük bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.118 ’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.118** ZAMAN Normalizasyon Testi Sonucu p Değerleri

	normalize p değeri
IMRT	0,882
VMAT	0,303
3BKRT	0,101

Normal dağılım sağlandığı için Anova testi uygulanmıştır. Bu 3 farklı teknik karşılaştırıldığında p değeri 0,098 olarak bulunduğu için Anova testine devam edildi. Bunun sonucunda  $p=0,001$  çıkmış,  $p<0,05$  olduğu için aralarında anlamlı bir fark bulunmuş olup bu fark VMAT lehinedir. En düşük, minimum ve medyan değerleri VMAT TPS'den, maksimum ve standart sapma değeri IMRT TPS'den elde edilmiştir. Sonuçlar Tablo 4.119'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.119** ZAMAN Verilerinin İstatistiksel Olarak Sonuçları

	Minimum	Maksimum	Medyan	Standart Sapma
IMRT	357,95	608,06	490,4400	81,14074
VMAT	267,78	787,60	451,7500	167,74896
3BKRT	956,70	1395,31	1058,8380	177,43219

Planlama tekniklerinde hangileri arasında anlamlı farkın olduğunu öğrenmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Bunun için tüm gruplar için Independent-Samples T testi yapıldı. Sonuçlar tablo 4.120'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.120** ZAMAN Normalizasyon İkili Testi Sonucu p Değerleri

Karşılaştırılan Teknikler	p değeri
IMRT-VMAT	0,754
VMAT-3BKRT	0,001
IMRT-3BKRT	0,001

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yaşları 4 ile 16 aralığında olan 8 medulloblastoma tanılı pediatrik hasta için IMRT, VMAT, 3BKRT skolastik radyoterapi tekniklerini kullanarak retrospektif olarak elde edilen BT görüntüleriyle tedavi planları yapılmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel analiz yöntemleriyle dozimetrik olarak karşılaştırıldı. Her teknik için reçete edilen doz fraksiyon başına 1,8 Gy'den toplam 20 fraksiyondan 36 Gy'dir. Her planda reçete edilen dozun hedef hacminin en az %95' ni sarmasına ve kritik organların dozunun QUNTEC raporunda tanımlandığı gibi toleransının altında olmasını gerektiriyordu. Planlama verilerinden HI, CI, MU, ZAMAN değerleri DVH istatistikten PTV için  $D_{95}$ ,  $D_{98}$ ,  $D_2$ ,  $V_{107}$ 'sine, kritik organlarda; lensler, gözler optik sinir, mandubula, karaciğer, omuriliğin max-mean değerleri, ayrıca kalbin  $V_{30}$ (%), böbreklerin  $V_{12}$ (%)- $V_{18}$ (%), akciğerlerin  $V_5$ (%) – $V_{20}$ (%)' ne bakıldı.

### 5.1 PTV' ler için değerlendirme

Yapılan çalışmada reçete edilen doz 3600 cGy'dir. Tedavi planlamasında birincil hedef PTV kapsamının her teknik için %95 'ni almasını sağlamaktı.  $D_{98}$ ,  $D_2$ ,  $D_{95}$  değerleri PTV hacminin %98, %2 ve %95'i tarafından alınan doz olarak tanımlanan  $D_{95}$  olan PTV' deki ortalama, maksimum ve minimum dozları temsil eder. Cihazlarda yaptığım sanal planlar karşılaştırıldığında PTV' nin;

$D_{95}$ (Gy) bakıldığında IMRT TPS için en düşük değer 34,16 Gy, en yüksek değer 36,61 Gy'dir. VMAT TPS için en düşük değer 34,91 Gy, en yüksek değer 36,00 Gy'dir. 3BKRT için en düşük değer 33,58 Gy, en yüksek değer 35,21 Gy'dir. Yapılmış analiz istatistiksel sonucunda 3 farklı plan arasında olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. ( $p < 0,05$ ).

$D_2$  (Gy) bakıldığında IMRT TPS için en düşük değer 38,68 Gy, en yüksek değer 40,10 Gy'dir. VMAT TPS için en düşük değer 37,66 Gy, en yüksek değer 40,60 Gy'dir. 3BKRT için en düşük değer 37,60 Gy, en yüksek değer 39,65 Gy'dir. Yapılmış analiz istatistiksel sonucunda 3 farklı plan arasında olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ( $p > 0,05$ )

$D_{\%98}$  (Gy) bakıldığında IMRT TPS için en düşük değer 32,76 Gy, en yüksek değer 36,25 Gy' dir. VMAT TPS için en düşük değer 33,44 Gy, en yüksek değer 35,58 Gy' dir. 3BKRT için en düşük değer 31,44 Gy, en yüksek değer 36,50 Gy'dir. Yapılmış analiz istatistiksel sonucunda 3 farklı plan arasında olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ( $p=0,351$ )

$V_{\%107}$  bakıldığında IMRT TPS için en düşük değer 0,38, en yüksek değer 38,91' dir. VMAT TPS için en düşük değer 0, en yüksek değer 56,53' dir. 3BKRT için en düşük değer 0, en yüksek değer 6,52 'dir. Yapılmış analiz istatistiksel sonucunda 3 farklı plan arasında olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ( $p=0,067$ )

Herdian ve diğerleri (2020) 3BKRT, IMRT, HT tedavi planlama sistemlerinde  $D_{\%98}$  (cGy) incelediğinde sırasıyla  $34,75\pm 1,31$  Gy,  $34,75\pm 0,62$  Gy,  $33,77\pm 0,68$  Gy olarak bulunmuş. İkili incelemelerde 3BKRT ile IMRT teknikleri arasında anlamlı bir fark bulunmamış. ( $p=0,729$ ) .Ayrıca  $D_{\%2}$  dozu incelendiğinde sırasıyla  $39,5\pm 0,63$  Gy,  $37,31\pm 0,53$  Gy,  $37,15\pm 0,26$  Gy olarak bulunmuş. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda  $p=0,05$  bulunmuş (Herdian et al., 2020).

Shahin ve diğerleri (2020) çalışmasında PTV' yi beyin ve spinal olarak iki ayrı PTV olarak incelemiştir.  $PTV_{\text{brain}}$  için  $D_{\%95}$ (Gy) ortalama ve standart sapma değerlerini 3BKRT tekniği için  $94,3\pm 0,02$  Gy IMRT tekniği için  $94,13\pm 1,8$  Gy olarak bulmuş. Karşılaştırma testleri sonucunda p değeri 0,03 bulunmuş. Aralarında anlamlı bir fark bulunmuş.  $PTV_{\text{spine}}$  için  $D_{\%95}$  (Gy) ortalama ve standart sapma değerlerini 3BKRT tekniği için  $94,72\pm 1,9$  Gy IMRT tekniği için  $97,38\pm 0,01$  Gy olarak bulmuş. Karşılaştırma testleri sonucunda p değeri 0,00 bulunmuş. Aralarında anlamlı bir fark bulunmuş (Shahin et al., 2020).

Zoong ve diğerleri (2018)  $V_{\%107}$  değerini HT, VMAT, 3BKRT tedavi planlama sistemlerinde karşılaştırmış. Bu veriler sırasıyla  $0,97\pm 1,75$ ,  $9,57\pm 8,66$ ,  $32,09\pm 27,81$  olarak bulunmuş. İkili karşılaştırma testleri sonucunda aralarında anlamlı bir fark bulunmamış ( $p=0,06$ ) (Zong-wen et al., 2018).

Çalışmamda  $D_{\%95}$  (Gy) ortalama ve standart sapma değerlerine bakıldığında IMRT için  $35,36\pm 0,81$  Gy, VMAT için  $35,66\pm 0,43$  Gy, 3BKRT için  $34,45\pm 0,57$  Gy bulundu. Yapılan ikili karşılaştırma testleri sonucunda VMAT ile 3BKRT ve IMRT



ile 3BKRT TPS arasında anlamlı fark bulunmuşken IMRT-VMAT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.  $D_{98}$  (Gy) ortalama ve standart sapma değerlerine bakıldığında IMRT için  $34,19 \pm 1,27$  Gy, VMAT için  $34,56 \pm 0,78$  Gy, 3BKRT için  $33,61 \pm 1,65$  Gy bulundu. Yapılan ikili karşılaştırma testleri sonucunda tüm TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.  $D_{2}$  (Gy) ortalama ve standart sapma değerlerine bakıldığında IMRT için  $39,21 \pm 0,41$  Gy, VMAT için  $39,09 \pm 0,99$  Gy, 3BKRT için  $38,42 \pm 0,72$  Gy bulundu. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda IMRT ile 3BKRT TPS arasında anlamlı fark bulunmuşken IMRT ile VMAT ve VMAT ile 3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.  $V_{107}$  ortalama ve standart sapma değerlerine bakıldığında IMRT için  $15,14 \pm 12,28$ , VMAT için  $20,15 \pm 22,06$ , 3BKRT için  $2,79 \pm 4,7$  bulundu. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda IMRT ile 3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmuş, IMRT ile VMAT ve VMAT ile 3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamız literatürdeki çalışmalarla ile benzerlik göstermektedir.

## 5.2 HI Değerlendirmesi

3 farklı cihazlarda yaptığım sanal planlarda HI değeri için IMRT TPS için en düşük değer 1,08 en yüksek değer 1,20' dir. VMAT TPS için en düşük değer 1,06 en yüksek değer 1,17' dir. 3BKRT için en düşük değer 1,08 en yüksek değer 1,50' dir. Yapılmış analiz istatistiksel sonucunda 3 farklı plan arasında olarak anlamlı bir fark bulunmuş.

Rehman ve diğerleri (2014) 3BKRT, IMRT, VMAT tekniklerini karşılaştırmıştır. VMAT tedavi planlaması için 182' den 178' e ve 180' den 184 saat yönünde ve saat yönünün tersine çift ark kullanarak yapılmış. IMRT için sabit 7 gantry açısı (7 alan) (110, 130, 150, 180, 210, 230) oluşturulmuş. 3BKRT için 4 alanlı (ön-arka, arka-ön, sağ yanal ve sol yanal) tedavi planları oluşturulmuş. Tedavi planlamasında birincil hedef PTV kapsamının her teknik için reçete dozun % 90'nı almasını sağlamaktı. Tüm durumlar için 6 MV foton demetleri kullanılmış. Her plan maksimum 600 MU/dakika doz hızı kullanılmış. 3BKRT, IMRT, VMAT teknikleri için HI değeri hesaplanmış ve değerler sırasıyla 1,01 1,16 1,06 bulunmuş. 3BKRT tekniği homejen bulunmuş (Rehman et al., 2014).

Seravalli ve diğeri (2018) daha önce yüksek riskli meduloblastoma tanısı için ışınlanmış 14 yaşındaki bir hasta için Avrupa çapında uygulanan ve katılan enstitü protokollerine göre oluşturulan beş CSI tekniğinin doz dağılımları karşılaştırılmıştır. Her teknik başına 3 merkez kullanılmış. Tüm katılımcı enstitülerden 1,8 Gy' nin 20 fraksiyonunda 36 Gy' lik bir doz reçetesi için günlük pratikte geçerli olan, her teknikte reçete edilen dozun hedef lezyon hacminin % 95' ni sarmasına ve OAR' ların maksimum korunmasına dikkat edilmesi istenmiştir. Yapılan 5 farklı teknik için  $PTV_{toplam}$  ortalama HI değerleri; 3BKRT için 0,1 (0,1 ile 0,2 aralığında), IMRT için 0,1 (0,08-0,1), VMAT için 0,1 (0,0-0,1), TOMO için 0,1 (0,04-0,1), PBS için 0,1 (0,03-0,2) bulunmuştur.  $PTV_{brain}$  ortalama HI değerleri 3BKRT için 0,1 (0,06-0,1), IMRT için 0,1 (0,07-0,1), VMAT için 0,1 (0,0-0,1), TOMO için 0,1 (0,0-0,1), PBS için 0,1 (0,0-0,2) bulunmuştur.  $PTV_{spine}$  ortalama HI değerleri 3BKRT için 0,2 (0,1-0,2), IMRT için 0,1 (0,08-0,1), VMAT için 0,1 (0,06-0,1), TOMO için 0,0 (0,0-0,1), PBS için 0,1 (0,0-0,2) bulunmuştur.  $PTV_{toplam}$  ortalama HI tüm teknik başına veri aralığı dikkate alındığında tüm teknikler için benzerdi. Ancak modern radyoterapi teknikleriyle  $PTV_{spine}$  için daha iyi ortalama HI değerleri gözlemlendi (Seravalli et al.,2018.).

Herdian ve diğeri (2020) 10 hasta için 3BKRT, IMRT, ve HT tekniklerini, 18 Gy ' nin 20 fraksiyonunda 36 Gy' lik karşılaştırmıştır. IMRT ve 3BKRT planlarında planlama sırasında ayarlanan kolimasyon açısı ile ( $180^0$ ) karşılıklı 2 yanal alan ve posteriordan spinal alan ışınlanmış. IMRT planda kranial alan 6, spinal alan 3 ışın kullanılarak ışınlanmış. Planlamada  $PTV$ ,  $PTV_{omurga}$  ve  $PTV_{beyin}$  olarak iki kısma ayrılmış. Çalışmasında  $PTV_{beyin}$  için ortalama HI dozlarını farklı teknikler kullanarak bulmuş. 3BKRT planlama sisteminde  $0,13 \pm 0,04$  IMRT tedavi planlama sisteminde  $0,08 \pm 0,03$  HT planlama sisteminde  $0,09 \pm 0,02$  bulunmuş. Ortalama HI, IMRT tekniğinde (0.08) 3BKRT tekniğine (0.13) kıyasla daha homojendir. IMRT ve HT teknikleri arasında ortalama HI açısından önemli bir fark yoktu.  $PTV_{omurga}$  için ortalama HI değerleri 3BKRT planlama sisteminde  $0,32 \pm 0,06$  IMRT tedavi planlama sisteminde  $0,17 \pm 0,03$  HT planlama sisteminde  $0,05 \pm 0,02$  bulunmuş. 3BKRT ve IMRT planları için anlamlı bir fark bulunmuştur. ( $P < 0,05$ ). HT, IMRT (0.17) ve 3BKRT (0.32) ile karşılaştırıldığında en iyi homojen HI (0.05) değerine sahiptir (Herdian et al., 2020).

Zoong ve diğerleri homojenite indeksi HT, VMAT, 3BKRT teknikleriyle karşılaştırdığında sırasıyla  $1,05\pm 0,02$ ,  $1,07\pm 0,02$ ,  $1,09\pm 0,02$  olarak bulmuş. İkili karşılaştırmalarda VMAT ile 3BKRT teknikleri arasında anlamlı bir fark bulunmamış ( $p=0,09$ )(Zoong et al., 2018).

Çalışmamda IMRT, VMAT, 3BKRT için ortalama HI değerleri sırasıyla  $1,14\pm 0,4612$ -  $1,12\pm 0,04373$ -  $1,2\pm 0,12906$  olarak bulunmuştur. En düşük ortalama değer VMAT sanal tedavi planından elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT ve IMRT-3BKRT TPS'leri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Literatürdeki çalışmalar ile bizim çalışmamız arasındaki farkın; bu farkın reçete eden dozun bizde % 95' sarması hedeflenirken Rehman ve arkadaşlarında % 90' hedeflenmiş olması tekniklerde kullanılan ark ve alan farkları, Enrica ve arkadaşları için  $PTV_{spin}$  ve  $PTV_{brain}$  için ise ayrımı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

### 5.3 CI Değerlendirilmesi

3 farklı cihazlarda yaptığım sanal planlarda CI değeri için IMRT TPS için en düşük değer 0,72, en yüksek değer 0,92'dir. VMAT TPS için en düşük değer 0,63, en yüksek değer 0,86' dir. 3BKRT için en düşük değer 0,65, en yüksek değer 1,03'dir. Yapılmış analiz istatistiksel sonucunda 3 farklı plan arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ( $p=0,638$ )

Rehman ve diğerleri (2014) çalışmalarında 3BKRT, IMRT, VMAT teknikleri ile elde edilen ortalama dozlar sırasıyla 0.90-0,91-0,95 bulmuştur (Rehman et al., 2014).

Seravalli ve diğerleri (2018) çalışmalarında  $PTV_{toplam}$  ortalama CI değerleri; 3BKRT için 0,6 (0,5-0,6), IMRT için 0,7 (0,6 -0,7), VMAT için 0,9 (0,8 -0,9), TOMO için 0,8 (0,7 -0,9), PBS için 0,8 (0,7 -0,8) bulunmuştur.  $PTV_{brain}$  ortalama CI değerleri 3BKRT için 0,8 (0,7 -0,8), IMRT için 0,8 (0,8-1), VMAT için 0,9 (0,8-0,9), TOMO için 0,9 (0,8-0,9), PBS için 0,9 (0,7 -0,9) bulunmuştur.  $PTV_{spine}$  ortalama CI değerleri 3BKRT için 0,3 (0,3 -0,4), IMRT için 0,6 (0,5-0,6), VMAT için 0,8 (0,6-0,8), TOMO için 0,5 (0,5-0,7), PBS için 0,6 (0,5-0,7) bulunmuştur (Seravalli et al., 2018).

Fauzan ve diğerleri çalışmalarında  $PTV_{beyin}$  için ortalama CI değerleri 3BKRT planlama sisteminde  $1,25\pm 0,12$  IMRT tedavi planlama sisteminde  $1,09\pm 0,05$  HT planlama sisteminde  $1,09\pm 0,06$  bulunmuş.  $PTV_{omurga}$  için ortalama CI değerleri

3BKRT planlama sisteminde  $2,26 \pm 0,39$  IMRT tedavi planlama sisteminde  $1,2 \pm 0,07$  HT planlama sisteminde  $1,09 \pm 0,07$  bulunmuş. 3BKRT ve IMRT planları için anlamlı bir fark bulunmuştur ( $P < 0,05$ ). IMRT ve HT tekniklerinde ortalama CI değeri 1.09, 3BKRT tekniğinde 1.25 idi ( $p < 0,05$ ). HT ayrıca, IMRT (1.20) ve 3BKRT (2.26) ile karşılaştırıldığında en ideal doz dağılımına (1.09) sahiptir.

Çalışmamda IMRT, VMAT, 3BKRT için ortalama CI değerleri sırasıyla  $0,796 \pm 0,07$ -  $0,69 \pm 0,08$ -  $0,785 \pm 0,12$  olarak bulunmuştur. İkili karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Literatürdeki çalışmalar ile bizim çalışmamız arasındaki farkın; dozu 3BKRT için tam olarak sardımamış olmam, IMRT planlarındaki alan sayı farkı, VMAT planları için farklı gantry açıları ve hedef dozun bizde % 95' sarması hedeflenirken Rehman ve arkadaşlarında % 90' hedeflenmiş olması düşünülmektedir.

#### **5.4 Gözlerin Değerlendirilmesi**

Goswami ve diğerleri (2020) 10 medulloblastoma tanılı hastaya 20 fraksiyondan 3600 cGy reçete doz için VMAT, HI, 3BKRT ve IMRT teknikleri ile 6 MV' lik yaptıkları planlar karşılaştırılmış. Planlamada PTV; PTV<sub>omurga</sub> ve PTV<sub>beyin</sub> olarak iki kısma ayrılmış. Beyin için  $90^0$  ve  $270^0$ , omurga için  $180^0$  gantry açıları kullanılmış. Çalışmasında sağ ve sol gözün  $D_{mean}$  dozlarının farklı yöntemler kullanarak ortalama değer ve standart sapmalarını bulmuş. Sağ göz için VMAT tedavi planlama sisteminde  $10,65 \pm 0,76$  Gy, HI tedavi planlama sisteminde  $14,01 \pm 0,91$  Gy, 3BKRT tedavi planlama sisteminde  $22,79 \pm 0,67$  Gy IMRT tedavi planlama sisteminde  $15,99 \pm 0,79$  Gy bulmuş. Sol göz için VMAT tedavi planlama sisteminde  $10,41 \pm 0,76$  Gy, HI tedavi planlama sisteminde  $14,13 \pm 0,93$  Gy, 3BKRT tedavi planlama sisteminde  $22,65 \pm 0,62$  Gy IMRT tedavi planlama sisteminde  $15,86 \pm 0,83$  Gy bulmuş. Anlamlılık düzeylerini test etmek için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi uygulanmış, anlamlı bir fark olduğu bulunmuş ( $p < 0,05$ ). İki göz içinde yüksek ortalama değer 3BKRT tedavi planından elde edilmiştir (Goswami et al., 2020).

Herdian ve diğerleri (2020) çalışmalarında 3BKRT, IMRT, HT tekniklerini kullanarak sağ-sol göz için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama değerlerini ve standart sapmalarını bulmuş. Sağ gözün ortalama verilerine bakıldığında IMRT için  $17,53 \pm 1,97$  Gy, 3BKRT için  $17,83 \pm 3,42$  Gy, HT için  $14,62 \pm 1,57$  Gy bulunmuş. İkili

karşılaştırılmalarda IMRT ve 3BKRT planları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (P=0,753). Sol gözün ortalama verilerine bakıldığında IMRT için  $17,76\pm 2,55$  Gy, 3BKRT için  $16,96\pm 2,8$  Gy, HT için  $14,3\pm 1,29$  Gy bulunmuş. İkili karşılaştırılmalarda IMRT ve 3BKRT planları arasında sol göz için anlamlı bir fark bulunmamıştır (P=0,521). Sağ göz için en yüksek ortalama değer 3BKRT, sol göz için en yüksek ortalama değer IMRT tedavi planından elde edilmiştir (Herdian et al., 2020).

Myers ve diğerleri (2013) 11 kadın, 13 erkek 24 hastada çeşitli sinir sistemi hastalıkları için (14 CIS ile medulloblastoma) için tedavi edilmiş. 3 Boyutlu Konformal radyasyon terapisi (3BKRT), Volümetrik modüler ark tedavisi (VMAT), Sarmal Tomoterapisi (HT) teknikleri ile. Üç plan için her hastaya toplam 2340 cGy (13 fraksiyon, 18 Gy) doz reçete edildi. Her planda reçete edilen dozun hedef hacminin en az %95' ni sarmasına ve kritik organların dozunun QUNTEC raporunda tanımlandığı gibi toleransının altında olmasını gerektiriyordu. 3BKRT planları için tüm beyine iki zıt yanal alan, omuriliğe bir arka alan oluşturularak 6 MV ile 18 MV kullanılmış. VMAT için PTV boyunca hedefin uzunluğuna göre 2 izomerkez yerleştirildi. Her bir tam yay 4 derecelik gantry aralığı ile hasta etrafında 1 ile 359 derece yayılmıştı. 3 teknik için Gözlerin  $D_{mean}$  dozlarının ortalama değerlerine ve standart sapmasına bakılmış. Sağ göz için 3BKRT tedavi planlama sisteminde  $17,6\pm 5,3$  Gy, VMAT tedavi planlama sisteminde  $15,2\pm 1,3$  Gy, HT tedavi planlama sisteminde  $15,0\pm 1,6$  Gy bulunmuş. Sol göz için 3BKRT tedavi planlama sisteminde  $17,7\pm 5,1$  Gy, VMAT tedavi planlama sisteminde  $14,9\pm 1,3$  Gy, HT tedavi planlama sisteminde  $15,0\pm 1,7$  Gy bulunmuş. İki göz içinde yüksek ortalama değer 3BKRT tedavi planından elde edilmiştir (Myers et al.,2013).

Çalışmamda sol göz için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $11,35\pm 3,77$  Gy,  $12,62\pm 2,97$  Gy,  $13,50\pm 3,51$  Gy olarak bulundu. En düşük ortalama değer IMRT, yüksek ortalama değer 3BKRT sanal tedavi planından elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sağ göz için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $12,95\pm 3,75$  Gy  $12,93\pm 3,60$  Gy  $15,03\pm 2,93$  Gy olarak bulundu. En düşük ortalama değer VMAT, yüksek ortalama değer 3BKRT sanal tedavi planından elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda

tüm TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamız literatürdeki çalışmalarla benzer bulunmuştur.

### 5.5 Lenslerin Değerlendirilmesi

Seravalli ve diğerleri (2018) çalışmasında lenslerin  $D_{mean}$  dozlarının 5 farklı tedavi planlama sisteminde incelenmiş. Sol lens için 3BKRT tedavi planlama sisteminde 5,9(4,5-13,8) Gy IMRT tedavi planlama sisteminde 8,3(6,1-9) Gy VMAT tedavi planlama sisteminde 9,3(4,6-13,3) Gy, TOMO tedavi planlama sisteminde 10,1 (380-1450) Gy, PBS tedavi planlama sisteminde 2 (0,5-8,2) Gy bulunmuş. Sağ lens için 3BKRT tedavi planlama sisteminde 5,8(3,9-9,9) Gy IMRT tedavi planlama sisteminde 8(4,3-8,2) Gy VMAT tedavi planlama sisteminde 8,6 (4,8-12,7) Gy TOMO tedavi planlama sisteminde 11,1 (3,8-15) Gy PBS tedavi planlama sisteminde 17(0,4-7,7) Gy bulunmuş. Her iki lens içinde en yüksek ikinci ortalama değer VMAT planlarından elde edilmiş (Seravalli et al., 2018.).

Herdian ve diğerleri (2020) çalışmasında 3BKRT, IMRT, HT tekniklerini kullanarak lenslerin  $D_{max}$  dozlarının ortalama değerleri ve standart sapmalarını bulmuştur. Sol lens de 3BKRT için  $5,95 \pm 1,45$  Gy IMRT için  $9,36 \pm 0,74$  Gy HT için  $6,93 \pm 1,11$  Gy bulunmuş. İkili karşılaştırmalarda IMRT-3BKRT tedavi plan sistemleri için anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Sağ lens de 3BKRT için  $7,29 \pm 1,66$  Gy IMRT için  $9,38 \pm 0,83$  Gy HT için  $7,29 \pm 1,13$  Gy bulunmuş. İkili karşılaştırmalarda IMRT-3BKRT tedavi plan sistemleri için anlamlı bir fark bulunmuştur (Herdian et al., 2020).

Çalışmamda sol lens için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $4,87 \pm 0,76$  Gy  $5,63 \pm 0,75$  Gy  $3,01 \pm 0,43$  Gy olarak bulundu. En düşük ortalama değer 3BKRT, yüksek ortalama değer VMAT sanal tedavi planından elde edilmiştir. Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Sağ lens için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $5,16 \pm 0,67$  Gy  $5,59 \pm 0,75$  Gy  $3,64 \pm 1,09$  Gy olarak bulundu. En düşük ortalama değer 3BKRT, yüksek ortalama değer VMAT sanal tedavi planından elde edilmiştir. Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Sol lens için  $D_{max}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT,

3BKRT için sırasıyla  $5,7\pm0,94$  Gy  $6,81\pm0,78$  Gy  $5,57\pm1,37$  Gy olarak bulundu. En düşük ortalama değer 3BKRT, yüksek ortalama değer VMAT sanal tedavi planından elde edilmiştir. Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sağ lens için  $D_{max}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $6,16\pm0,95$  Gy  $6,69\pm0,85$  Gy  $6,39\pm2,23$  Gy olarak bulundu. En düşük ortalama değer IMRT, yüksek ortalama değer VMAT sanal tedavi planından elde edilmiştir. Yapılan karşılaştırmalar sonucunda IMRT-3BKRT TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamış. Yaptığımız çalışma ile literatürdeki çalışmalarda en yüksek değerlerin ortalama verileri bakımından benzerlik gösterirken,  $D_{max}$  dozları için ikili karşılaştırmalarda anlamlı fark bulunup  $D_{mean}$  dozları için anlamlı farkın bulunmaması ile (Fauzan ve arkadaşlarının çalışmasında) farklıdır. Bu farkın çalışmamla Fauzan ve arkadaşlarının çalışmalarının IMRT planlarımda kranial ve spinal alanlardaki ışın sayısı farkı ve merkez farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

### **5.6 Mandibulanın Değerlendirilmesi**

Yapılan çalışmada  $D_{max}$  doz değerlerine bakıldığında IMRT tedavi planlama sisteminde en düşük 21,01 en yüksek 35,52 VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 18,32 en yüksek 31,78 3BKRT tedavi planlama sisteminde en düşük 29,50 en yüksek 37,41 bulunmuş.  $D_{mean}$  doz değerlerine bakıldığında IMRT tedavi planlama sisteminde en düşük 5,29, en yüksek 14,49, VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 7,74, en yüksek 11,75, 3BKRT tedavi planlama sisteminde en düşük 3,79, en yüksek 20,75 bulundu.

Seppälä ve diğerleri (2010) mandibula  $D_{mean}$  dozunun ortalama ve standart sapmasını 3BKRT ve IMRT teknikleri kullanarak incelemiş. 3BKRT için 8,5 (6,2-13) Gy, IMRT için 12,8 (7,5-26) bulmuş. En yüksek değer IMRT tekniğinden elde edilmiş (Seppälä et al., 2010).

Çalışmamda mandibula için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $9,227\pm3,86$  Gy  $9,225\pm1,28$  Gy  $10,09\pm4,75$  Gy olarak bulundu. En yüksek değer IMRT tekniğinden elde edildi. Çalışmamız literatürdeki çalışmayla benzerlik göstermektedir.

### 5.7 Karaciğerin Değerlendirilmesi

Studenski ve diğerleri (2013) 10 kranyosinal ışınlama için 6 MV kullanarak VMAT, IMRT, 3BKRT tedavi planlarında karşılıklı lateral kraniyal alanlardan ve iki spinal alandan oluşur. IMRT planlarında spinal alanlarına -40, -20, 0, 20, 40 gantry açıları verilmiş. VMAT planlarında kraniyal alanlar da saat yönünde ark için 45 ve saat yönünün tersine ark için 315' lik kolimatör açısı ile ikili (saat yönünde ve tersine yönde) 356 ark kullanılmış. Tedavi planlamasında birincil hedef PTV kapsamının her teknik için %90' nı almasını sağlamaktı. Üç plan içinde reçete edilen doz 3600 cGy' dir. Çalışmasında karaciğerin maksimum dozunun ortalama verileri ve standart sapmaları 3BKRT, IMRT, VMAT için sırasıyla 48,58±8,69 Gy 24,62±4,99 Gy 21,84±5,45 bulunmuştur. En yüksek değer 3BKRT tekniğinden elde edilmiştir. Yapılan ikili karşılaştırmalarda IMRT ile 3BKRT, VMAT ile 3BKRT aralarında anlamlı bir fark bulunmuş ( $p<0.01$ )(Studenski et al., 2013).

Myers ve diğerleri (2014) üç teknik için karaciğerin  $D_{mean}$  değerleri incelenmiş. Hastaların tamamında ortalama değer olarak gösterilmiş. 3BKRT tedavi planlama sistemi için 5,6±1,4 Gy VMAT tedavi planlama sistemi için 4,5±0,6 Gy HT tedavi planlama sistemi için 4,4±0,4 Gy bulmuş. En yüksek değer 3BKRT' den elde edilmiştir. Eşleştirilmiş t testi uygulanarak VMAT ile 3BKRT aralarında anlamlı bir fark bulunmuştur (Myers et al., 2014.).

Goswami ve diğerleri (2020) çalışmasında VMAT, 3BKRT, HELİKAL(HT), IMRT teknikleri ile elde edilen karaciğer  $D_{mean}$  dozlarına bakılmış. VMAT için 4,53±0,44 Gy HI için 5,66±0,46 Gy 3BKRT için 8,389±0,51 Gy, IMRT tedavi planları için 6,07±0,28 Gy bulmuş. En yüksek değer 3BKRT tedavi planlama sisteminden elde edilmiş. İstatiksel analiz (ANOVA t- testi) uygulanmış. Aralarında anlamlı fark bulunmuştur. ( $p<0,05$ )(Goswami et al., 2020).

Shahin ve diğerleri (2020) 13 medulloblastoma tanılı hasta için iki farklı CSI tedavi planı tasarlamış. IMRT ve 3BKRT tedavi planlarına 13 fraksiyondan 2340 cGy verildi. IMRT planlarında spinal PTV ye 180, 45, 315, 130 ve 230 gantry açalarına sahip beş alanlı ters planlama tekniği kullanmışlar. Her iki plan için 6 MV X ışını kullanılmış. Tedavi planlamasında birincil hedef PTV kapsamının her teknik için %95'i almasını sağlamaktı. Çalışmalarında iki teknik için Karaciğer  $D_{mean}$  dozunun



ortalama değerlerini ve standart sapmalarını bulmuş. 3BKRT tedavi planlama sistemi için  $5,69\pm 0,7$  Gy IMRT tedavi planlama sistemi için  $6,65\pm 0,7$  Gy bulunmuş olup karşılaştırma testinde aralarında anlamlı bir fark bulunmuştur. En yüksek değer IMRT'den elde edilmiş (Shahin et al., 2020).

Çalışmamda karaciğer için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $8,75\pm 2,4$  Gy  $9,22\pm 1,67$  Gy  $9,97\pm 1,58$  Gy olarak bulundu. En yüksek değer 3BKRT'den elde edildi. İkili karşılaştırılmalarda tüm teknikler arasında anlamlı bir fark bulunmadı.  $D_{max}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $31,36\pm 6,23$  Gy  $33,83\pm 4,28$  Gy  $36,31\pm 1,13$  Gy olarak bulundu. En yüksek değer 3BKRT'den elde edildi. İkili karşılaştırılmalarda tüm teknikler arasında anlamlı bir fark bulunmadı. Literatördeki çalışmalarla farklı bulunması Studenski ve arkadaşları için aynı reğete doz verilmesine rağmen hedef dozun bizde % 95' sarması hedeflenirken onlarda % 90' hedeflenmiş olması, planlamalardaki kolimatör, gantry açısı farkı, Pamela ve arkadaşları ile Hodeer ve arkadaşlarında için reğete doz farkından kaynaklanęı dūřünülebilir.

### 5.8 Kalbin değerlendirmesi

Yapılan çalıřmada  $D_{max}$  doz deęerlerine bakıldıęından IMRT tedavi planlama sisteminde en dūřük 18,13 en yüksek 37,94 VMAT tedavi planlama sisteminde en dūřük 27,14 en yüksek 38,69 3BKRT tedavi planlama sisteminde en dūřük 34,68 en yüksek 38,20 bulundu.  $D_{mean}$  doz deęerlerine bakıldıęından IMRT tedavi planlama sisteminde en dūřük 4,68 en yüksek 12,77 VMAT tedavi planlama sisteminde en dūřük 6,91 en yüksek 11,81 3BKRT tedavi planlama sisteminde en dūřük 8,31 en yüksek 13,49 bulundu. Yapılan karřılařtırmalar sonucunda tüm TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıřtır.

Sharma ve diğerleri (2009) çalışmalarında konveksiyonel lineer hızlandırıcı (IMRT\_LA) CSI ışınlamada yoğunluk ayarlı radyasyon terapisine IMRT fizibilitesini kurmayı ve dozimetrik olarak sarmal tomoterapi (IMRT-TOMO) ve üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ile karşılaştırmayı amaçlamış. 4 hasta için 6 MV enerji kullanmış. Tüm planlarda her iki PTV nin (PTVbeyin-PTVomurga) hacminin en az %95 reçete dozunun alacağı şekilde 21 fraksiyonda, fraksiyon başına 1,67 Gy' lik toplam 35 Gy doz reçete edilmiş. Uluslararası radyasyon birimleri ve ölçümleri

komisyonu raporu 50(ICRU-50) tarafından önerilen maksimum doz limiti %107' dir. IMRT planlamasında kranyum için iki yan saha spinal cord için  $0, \pm 20, \pm 50$  gantri açılına sahip beş arka plan kullanılarak beş alanlı planıma tekniği yapıldı. Kalbin  $D_{max}$  dozunun ortalama değeri ve standart sapmasını 3BKRT için  $33,1 \pm 1,8$  Gy IMRT için  $17,1 \pm 4,2$  Gy TOMO için  $5 \pm 1$  Gy olarak bulmuş. En yüksek değer 3BKRT tedavi planından elde edilmiş. Ayrıca kalbin V30 değerini 3BKRT için 64,8 IMRT için 13,5 TOMO için 0,1 olarak bulmuş. En yüksek değer 3BKRT tedavi planından elde edilmiş (Sharma et al., 2009).

Shahin ve diğerleri (2020) çalışmalarında  $D_{mean}$  dozunun ortalamasını ve standart sapmasını incelemiş. 3BKRT ve IMRT tekniklerinde bu değerler sırasıyla  $12,70 \pm 1,80$  Gy  $6,82 \pm 0,8$  Gy olarak bulunmuş. En yüksek değer 3BKRT tedavi planından elde edilmiş. Ayrıca iki teknik arasında anlamlı bir fark bulunmuş (Shahin et al., 2020).

Zong ve diğerleri (2018) 5 hasta üzerinde VMAT, 3BKRT, TOMO tekniklerini karşılaştırmış. Reçete dozun 30,6-36 G arasında 17-20 Fraksiyon olarak belirlenmiş. Çalışmasında Kalp için V30 değerini VMAT, 3BKRT, TOMO tedavi planlama sistemlerinde ortalama değerlerini ve standart sapmasını sırasıyla  $16,88 \pm (26,68)$ -  $21,59 \pm (13,29)$ -  $0,66 \pm (0,76)$  bulmuş. En yüksek değer 3BKRT tedavi planından elde edilmiş (Zong-wen et al., 2018).

Seravalli ve diğerleri (2018) çalışmasında Kalp  $D_{mean}$  dozunun ortalama değerini 3BKRT için 13,4 (13,1-14 arası) Gy, IMRT için 8,1 (0,8-8,3 arası) Gy, VMAT için 6,9(5,7-10,9 arası) Gy, TOMO için 9,4 (7,7-11,9 arası) Gy, PBS için 0,01(0,01-0,02 arası) Gy olarak bulmuş. En yüksek değer 3BKRT tedavi planından elde edilmiş (Seravalli et al.,2018).

Çalışmamda kalp için  $D_{mean}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $16,20 \pm 5,92$  Gy  $15,39 \pm 4,43$  Gy  $22,53 \pm 1,88$  Gy olarak bulundu. En yüksek değer 3BKRT' den elde edildi. İkili karşılaştırılmalarda IMRT ile VMAT teknikleri arasında anlamlı bir fark yokken VMAT-3BKRT ve IMRT-3BKRT teknikleri arasında anlamlı bir fark vardır.  $D_{max}$  dozlarının ortalama verileri ve standart sapması IMRT, VMAT, 3BKRT için sırasıyla  $31,07 \pm 7,02$  Gy  $33,49 \pm 5,67$  Gy  $34,62 \pm 1,11$  Gy olarak bulundu. En yüksek değer 3BKRT' den elde

edildi. İkili karşılaştırılmalarda tüm teknikler arasında anlamlı bir fark bulunmadı. V30 IMRT için  $11,31 \pm 19,18$  VMAT için  $0 \pm 6,6$  3BKRT için  $26,19 \pm 8,6$  olarak bulundu. İkili karşılaştırmalarda VMAT ile 3BKRT arasında anlamlı bir fark bulunmuş, VMAT-IMRT ve 3BKRT ile IMRT arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Literatürdeki çalışmalarla çalışmam arasında benzer bulunmuş.

### 5.9 Akciğerlerin Değerlendirilmesi

Yapılan çalışmamda sol akciğerin V5 için IMRT tedavi planlama sisteminde en düşük 20,51 en yüksek 54,13 VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 16,35 en yüksek 52,33 3BKRT tedavi planlama sisteminde en düşük 21 en yüksek 40,52 bulundu. Sağ akciğerin V5 için IMRT tedavi planlama sisteminde en düşük 23,82 en yüksek 56 VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 22,75 en yüksek 53,9 3BKRT tedavi planlama sisteminde en düşük 28,98 en yüksek 58,4 bulundu. Sol akciğerin V20 için IMRT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,01 en yüksek 21,62 VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 2 en yüksek 18,38 3BKRT tedavi planlama sisteminde en düşük 12 en yüksek 45,87 bulundu. Sağ akciğerin V20 için IMRT tedavi planlama sisteminde en düşük 0,09 en yüksek 28,11 VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 6,46 en yüksek 23,93 3BKRT tedavi planlama sisteminde en düşük 17,26 en yüksek 45,45 bulundu.

Patel ve diğerleri (2014) daha önce 3BKRT ile tedavi edilmiş medulloblastomlu beş çocuk için HT ve VMAT teknikleriyle yeniden planlar yapmış ve bu üç tekniği karşılaştırmış. Tüm planlar için reçete dozu 13 fraksiyondan 2340 cGy verilmiş, 6 MV fotonlar kullanılmış. Alan sınırlar PTV'ye %95 izodoz kapsamını sağlayacak şekilde tanımlanmış. IMRT planlarında beyne 179' luk gantry açısı ile saat yönüne döndürülmüş, omurga için 181' lik gantry açısından saat yönünün tersine döndürülmüş. Çalışmalarında VMAT, HT ve 3BKRT tedavi planlama sistemlerinde total akciğerin V5 ile V20' sini incelemiş. V5 için bu değerler sırasıyla 22, 44, 54 bulunmuş. V20 için bu değerler sırasıyla 5, 0, 0 bulunmuş. Akciğerlerde yüksek dozlar (V20) da VMAT normal doku korumasını önemli ölçüde iyileştirmiş.  $P < 0,4$  (Patel et al., 2014).

Shahin ve diğerleri (2020) akciğerlerin V20 ortalama değerlerini ve standart sapmalarını 3BKRT ve IMRT tedavi planlama sistemleri ile incelenmiş. Bu değerler sağ

akciğer için sırasıyla  $7,37\pm 0,2$  ve  $2,23\pm 0,01$  bulunmuş. Sol akciğer için  $3,7\pm 0,2$  ve  $1,8\pm 0,1$  olarak bulunmuş. Karşılaştırma testleri sonunca aralarında anlamlı bir fark bulunmuştur  $p<0,05$ (Shahin et al., 2020).

Studenski ve diğerleri (2013) 3BKRT, IMRT, VMAT tekniklerini kullanarak akciğerlerin V20 ortalama değerlerini ve standart sapmalarını incelemiştir. Bu değerler sırasıyla  $23,8\pm 8,1$   $24,8\pm 7,1$  ve  $55,9\pm 4$  bulunmuş. İkili karşılaştırmalarda IMRT ile 3BKRT tedavi planlama sistemleri için aralarında anlamlı fark bulunmamıştır.  $P=0.538$  VMAT ile 3BKRT tedavi planlama sistemi aralarında anlamlı bir fark bulunmuş  $p<0,05$ (Studenski et al., 2013).

Çalışmamda akciğerlerin V5 sol akciğer de bulunan ortalama ve standart sapma değerleri IMRT, VMAT ve 3BKRT tedavi planlama sisteminde sırasıyla  $35,99\pm 12,2$   $37,9\pm 12,1$ ;  $32,9\pm 5,7$  bulundu. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda tüm TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sağ akciğer de bulunan ortalama ve standart sapma değerleri IMRT, VMAT ve 3BKRT tedavi planlama sisteminde sırasıyla  $36,16\pm 9,9$   $41,73\pm 11,2$   $42,7\pm 8,6$  bulundu. Yapılan karşılaştırmalar ikili sonucunda tüm TPS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır V20 sol akciğer de bulunan ortalama ve standart sapma değerleri IMRT, VMAT ve 3BKRT tedavi planlama sisteminde sırasıyla  $9,62\pm 6,3$   $9,14\pm 5,2$   $24,9\pm 9,8$  bulundu. Sağ akciğer de bulunan ortalama ve standart sapma değerleri IMRT, VMAT ve 3BKRT tedavi planlama sisteminde sırasıyla  $12,2\pm 8$   $10,01\pm 5,8$   $31,2\pm 8,1$  bulundu. Hem sağ hem de sol akciğer için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda IMRT-VMAT teknikleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır, IMRT ile 3BKRT ve VMAT ile 3BKRT teknikleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur Literatürdeki çalışmalarla çalışmam benzer bulunmuş.

### **5.10 Böbrelerin Değerlendirilmesi**

Shahin ve diğerleri (2020) 3BKRT, IMRT teknikleriyle böbrekler için  $D_{mean}$  dozlarının ortalamasına ve standart sapma verilerini elde etmiştir. Sağ böbrek için bu değerler sırasıyla  $4,8\pm 0,2$  Gy  $8,03\pm 0,1$  Gy bulunmuş. Sol böbrek için bu değerler sırasıyla  $4\pm 0,2$  Gy  $7,9\pm 0,1$  Gy bulunmuş. Hem sağ hem de sol böbrek için karşılaştırma testleri sonucunda aralarında anlamlı bir fark bulunmuş ( $p<0,05$ ) (Shahin et al., 2020).

Studenski ve diğeri (2013) 3BKRT, IMRT, VMAT tedavi planlarının karşılaştırmasında böbreklerin  $D_{max}$  ortalama ve standart sapma verilerini sağ böbrek için sırasıyla  $38,94 \pm 9,75$  Gy  $19,92 \pm 6,41$  Gy  $24,79 \pm 6,85$  Gy bulmuş. İkili karşılaştırmalarda IMRT ile 3BKRT arasında ve VMAT ile 3BKRT arasında anlamlı bir fark bulunmuş ( $P < 0,05$ ). Sol böbrek için bu değerler sırasıyla  $33,12 \pm 16,16$  Gy  $20,37 \pm 7,93$  Gy  $20,35 \pm 7,81$  Gy bulunmuş. İkili karşılaştırmalarda IMRT ile 3BKRT arasında ve VMAT ile 3BKRT arasında anlamlı bir fark bulunmuş ( $p < 0,05$ ) (Studenski et al., 2013).

Myers ve diğeri (2014) 3BKRT, VMAT ve HT tedavi planlama sistemlerini kullanmış. Bu tekniklerde böbreklerin  $D_{mean}$  dozlarının ortalamasını ve standart sapmasını incelemiştir. Sol böbrek için bu veriler sırasıyla  $4,2 \pm 2$  Gy  $5,1 \pm 0,6$  Gy  $5,3 \pm 1,2$  Gy bulunmuş. Sağ böbrek için veriler sırasıyla  $5,3 \pm 2,9$  Gy  $5,2 \pm 0,6$  Gy  $5,2 \pm 0,1$  Gy bulunmuş (Myers et al., 2014.).

Sharma ve diğeri (2009) 3BKRT, IMRT, TOMO tedavi planlama sistemleriyle böbrek için  $D_{max}$  ve  $D_{mean}$  dozlarının ortalama değer ve standart sapma verilerini elde etmiş. Sağ böbrek için  $D_{max}$  doz verileri üç teknik için sırasıyla  $28,10 \pm 5,9$  Gy  $17,70 \pm 2,4$  Gy  $12,20 \pm 5,9$  Gy.  $D_{mean}$  değerleri sırasıyla  $3,1 \pm 1,7$  Gy  $5,3 \pm 1,7$  Gy  $4,5 \pm 0,5$  Gy bulunmuş. Sol böbrek için  $D_{max}$  dozunun ortalama ve standart sapması sırasıyla  $29,20 \pm 10,80$  Gy  $19,20 \pm 2,9$  Gy  $13,70 \pm 10,8$  Gy.  $D_{mean}$  değerleri sırasıyla  $3,2 \pm 1,5$  Gy  $5,7 \pm 1,1$  Gy  $4,5 \pm 0,5$  Gy bulunmuş (Sharma et al., 2009).

Çalışmamda böbreklerin  $D_{max}$ ,  $D_{mean}$ ,  $V_{12}$ ,  $V_{18}$  değerleri IMRT, VMAT, 3BKRT sanal tedavi planlarında incelendi.  $D_{max}$  dozunun ortalama ve standart sapma değerleri sol böbrek için IMRT, VMAT, 3BKRT teknikleri için sırasıyla  $32,75 \pm 7,82$  Gy  $35,12 \pm 2,52$  Gy  $35,72 \pm 17,6$  Gy bulundu.  $D_{mean}$  dozunda bu değerler sırasıyla  $8,67 \pm 3,97$  Gy  $9,85 \pm 2,34$  Gy  $10,12 \pm 10,46$  Gy bulundu. Yapılan ikili karşılaştırmalarda sol göz için  $D_{max}$  ve  $D_{mean}$  dozlarında tüm tedavi planlama sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.  $D_{max}$  dozunun ortalaması ve standart sapma değerleri sağ böbrek için IMRT, VMAT, 3BKRT teknikleri için sırasıyla  $34,24 \pm 7,71$  Gy  $34,5,22 \pm 1,51$  Gy  $36,23 \pm 1,41$  Gy olarak bulundu.  $D_{mean}$  dozunda sağ böbrek için bu değerler sırasıyla  $11,28 \pm 4,09$  Gy  $10,09 \pm 2,12$  Gy  $10,75 \pm 3,47$  Gy olarak bulundu. Yapılan ikili karşılaştırmalarda sağ göz için  $D_{max}$  ve  $D_{mean}$  dozlarında tüm tedavi

planlama sitemleri arsında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Literatürdeki çalışmalarla karşılaştığımızda benzer sonuçlar bulunmadı. Bu farklılığın Studenski ve arkadaşlarınıninkinden reçete edilen dozun PTV nin %90' nını kapsayacak şekilde hedeflenmesi, diğerlerinde ise reçete edilen doz miktarının 2340 cGy olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

### **5.11 Omuriliğin Değerlendirilmesi**

Yapılan çalışmada  $D_{max}$  doz değerlerine bakıldığından IMRT tedavi planlama sisteminde en düşük 3944 en yüksek 4081 VMAT tedavi planlama sisteminde en düşük 3854 en yüksek 4089 3BKRT tedavi planlama sisteminde en düşük 3904 en yüksek 4033 bulundu.

Herdian ve diğerleri (2020) 3BKRT, IMRT ve HT tedavi planlama tekniklerini kullanarak omurilik için  $D_{max}$  dozunun ortalamasını ve standart sapma değerlerini sırasıyla  $43,49 \pm 1,87$  Gy,  $43,08 \pm 2,79$  Gy,  $36,95 \pm 0,14$  Gy bulmuş. Anlamlılık testleri sonunca aralarında anlamlı bir fark bulunmamış  $p = 0,644$  (Herdian et al., 2020).

Çalışmamda IMRT, VMAT, 3BKRT tedavi planlama teknikleriyle omurilik için  $D_{max}$  dozuna bakıldı. Bu değerler üç teknik için sırasıyla  $40,27 \pm 0,28$  Gy  $39,76 \pm 0,98$  Gy  $39,8 \pm 0,44$  Gy bulundu.

### **5.12 Mu ve Zaman**

Herdian ve diğerleri (2020) çalışmasında MU referans koşulu altında verilen 1 cGy'lik bir dozla ilişkili olan doğrusal bir hızlandırıcının başındaki iyonizasyon odasında kaydedilen miktardır. Zamanla birleşen MU sayısı seans başına vücutta maruz kalma ve tedavi süresini temsil eder. Çalışmalarında 3BKRT, IMRT, HT sistemlerinin MU ve ZAMAN karşılaştırması yapıldığında; MU değeri için 3BKRT  $524,6 \pm 120$  IMRT  $1518,4 \pm 229$  HT  $6514 \pm 1407,22$  bulunmuş. Sonuçlarında en düşük MU değerini 3BKRT tekniğinde en yüksek ölçüm değerini HT tekniğinde bulunduğunu göstermiş. ZAMAN için sırasıyla  $1,36 \pm 0,37$   $3,79 \pm 0,59$   $7,77 \pm 1,65$  bulunmuş. Zamanın da en kısa 3BKRT' de bulunmuş. Üç teknik arasında MU sayısında ve açık kalma süresinde anlamlı bir fark bulunmuş (Herdian et al., 2020).

Patel ve diğerleri (2014) çalışmalarında bulunan ortalama MU' lar 3BKRT için 437, HT için 9270, VMAT için 571 bulunmuş. Tüm karşılaştırmalarda  $p < 0,4$  bulunmuş. VMAT ile mümkün olan daha büyük alan boyutları göz önüne alındığında

HT' ye kıyasla VMAT daha düşük çıkmış (149' a karşı 563 saniye,  $p=0,4$ ). Bu ark tabanlı tekniklerde ortalama ışınla açık kalma süresi 3BKRT kıyasla daha uzun bulunmuş (665 saniye  $p=0,04$ ) (Patel et al., 2014).

Seppala ve diğerleri (2010) çalışmalarında 3BKRT ve IMRT tekniklerinin MU değerleri incelenmiş ve 3BKRT için 611 MU, IMRT için 1170 MU bulunmuştur (Seppälä et al., 2010).

Studenski ve diğerleri (2013) çalışmasında teslimat süresi açısından 3BKRT ortalama 5 dakikayla en hızlı olanıydı. VMAT tekniğinin iletilmesi ortalama 5-10 dakika sürmüştü. IMRT en yavaş alanıydı. Yaklaşık 20 dakika sürmüştü (Studenski et al., 2013).

Çalışmamda 1,8 Gy'lik bir fraksiyon dozu vermek için gereken MU değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri IMRT, VMAT, 3BKRT tedavi planları için sırasıyla  $4109\pm 31$ ,  $4124\pm 75$ ,  $365\pm 5,3$  bulundu. Zamanı karşılaştıracak olursak 3 teknik için sırasıyla  $470\pm 81$ ,  $461\pm 16$ ,  $1038\pm 177$  bulundu.

Sonuç olarak VMAT, IMRT, 3BKRT teknikleri medulloblastoma tanımlı radyoterpi alan hastalarda daha homojen doz dağılımını sağlamak için ve geç yan etkileri azaltmak için kullanılabilir. Bu üç teknik aralarında üstünlük ve eksikliklere sahiptir. PTV değerleri için  $D_{95}$  dışındakiler arasında anlamlı bir fark görülmesi de  $D_{95}$ ' e bakıldığında VMAT planlama sistemi daha üstün çıkmıştır. Lensler ve optik sinirler için  $D_{max}$  değerlerinde anlamlı fark görülmezken  $D_{mean}$  dozlarında 3BKRT üstün görüldü. Gözler ve mandıbulda  $D_{mean}$  değerlerinde anlamlı bir fark yokken  $D_{max}$  değerinde, akciğerlerin yüksek dozlarında ve kalp için VMAT üstündür. MU değerlerine bakıldığında 3BKRT için en büyük avantaj söz konusudur. Bu VMAT için dezavantajdır. VMAT düşük dozlarda büyük hacimlerin ışınlanması ikincil kanserlerin olasılığıdır. Doz homojenliğine (HI) değerine bakıldığında en düşük  $D_{mean}$  değeri 3BKRT de çıkmasına rağmen min-maksimum değerlerinde VMAT görülmüştür. Zamana bakıldığında en büyük üstünlük VMAT' ta görülür. Çoğu kritik organların korunmasında VMAT'ın üstünlüğü hastaların sağ kalımlarının yüksek ve küçük yaş grupları olduğu hesaba katılırsa sağlıklı organların korunması ve ikincil kanser risklerinin ortadan kalkması için önemlidir. 3BKRT tedavi planlama sistemine bakıldığında daha yüksek, daha etkili bir radyasyon dozu hedef hacime olabildiğince

yakın bir şekilde doğrudan kanserli hücrelere verilebilir. Fakat bu tekniğin dezavantajı birleşim bölgelerindeki sıcak ve soğuk noktalarıdır. Buda yan etkilerin artmasına sebep olur. Ayrıca bu teknik için zamana bakıldığında ortalama 15 ile 25 dakika sürdüğünden çocuklar için durma problemi yaratır. VMAT tekniğinde 3BKRT 'deki sıcak –soğuk birleşim bölge problemleri yazılım programı ile kaybolur. Bu özellik diğer tekniklere göre tedavi planlama sürelerini kısaltır, planlara kolay uygulandığından hata riski azalır, setup için daha fazla zaman sağlar. Sonuçlarla tercihler arasında benzerlik vardır.



## 6. KAYNAKLAR

- Buckner, J. C., Brown, P. D., O'Neill, B. P., Meyer, F. B., Wetmore, C. J., & Uhm, J. H. (2007). Central nervous system tumors. *Mayo Clinic Proceedings*, 82(10), 1271–1286. <https://doi.org/10.4065/82.10.1271>
- Cakir, A., Bilge, H., Dadasbilge, A., Kücücük, H., & Okutan, M. (2005). *The comparison of Co-60 and 4 MV photons matching dosimetry during half-beam technique*. 39, 447–450. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2004.10.001>
- Chao, S. T., & Sheehan, J. P. (n.d.). *Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy*.
- Dhall, G. (2009). *of Child Neurology*. <https://doi.org/10.1177/0883073809341668>
- Dyk, J. V. A. N., Sc, M., Leung, P. M. K., Ph, D., Cunningham, J. R., & Ph, D. (1977). *?? Technical Innovation and RADIATION Dosimetryt. 2*.
- Elli, M., Dağdemir, A., Özkal, A., Dağçınar, A., Acar, S., Pinarlı, F. G., & Gürsel, B. (2008). Çocukluk Çağı Merkezi Sinir Sistemi Tümörleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Dergisi*, 25(4), 125–130.
- Error, O. F. S., The, O. N., Across, D., Junction, T. H. E., Cranial-spinal, O. F. M., The, F. I. N., & Medulloblastoma, O. F. (1993). *?? Physics Original Contribution Of Set-Up Error On The Dose Across The Junction Of Matching Cranial-Spinal. April*, 345–352.
- Fogliata, A., Bergström, S., Cafaro, I., Clivio, A., Cozzi, L., Dipasquale, G., ... Weber, D. C. (2011). Cranio-spinal irradiation with volumetric modulated arc therapy : A multi-institutional treatment experience. *Radiotherapy and Oncology*, 99(1), 79–85. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2011.01.023>
- Goswami, B., Jain, R. K., Yadav, S., Kumar, S., Oommen, S., Manocha, S., & Jadav, G. K. (2020). *Dosimetric comparison of integral dose for different techniques of craniospinal irradiation*. <https://doi.org/10.1017/S1460396920000424>

- 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 )* *Recommandations de l ' ICRU sur la prescription , le rapport et l ' enregistrement de la dose en radiothérapie avec modulation d ' intensité ( RCMI )*. 15(83), 555–559. <https://doi.org/10.1016/j.canrad.2011.04.003>
- Griffin, B. T. W., Schumacher, D., Sc, B., & Berry, H. C. (1976). *Technical notes A technique for cranial-spinal irradiation*. October, 887–888.
- Herdian, F., Agung, A., Ari, S., Jayalie, V. F., Wibowo, W. E., & Djakaria, M. (2020). Analysis of dosimetric parameter on craniospinal irradiation with Helical Tomotherapy ( HT ), 3D Conformal Radiotherapy ( 3DCRT ), and Intensity Modulated Radiotherapy ( IMRT ). 1(February 2018), 1–6.
- Hoff, K. Von, Hinkes, B., Gerber, N. U., Deinlein, F., Mittler, U., Urban, C., Benesch, M., Warmuth-metz, M., Soerensen, N., Zwiener, I., Goette, H., Schlegel, P. G., Pietsch, T., Kortmann, R. D., Kuehl, J., & Rutkowski, S. (2009). Long-term outcome and clinical prognostic factors in children with medulloblastoma treated in the prospective randomised multicentre trial HIT ' 91. *European Journal of Cancer*, 45(7), 1209–1217. <https://doi.org/10.1016/j.ejca.2009.01.015>
- Kurzinformation, M. (2020). *Inhaltsverzeichnis*.
- Khan, F. M. (2003). Physics of Radiation Therapy Third Edition. *The Journal of the American Medical Association*, 1138.
- Liu, Y., Zhu, Y., Gao, L., Xu, G., Yi, J., Liu, X., & Li, Y. (2005). *Radiation Treatment for Medulloblastoma : a Review of 64 Cases at a Single Institute*. 35(3), 111–115. <https://doi.org/10.1093/jjco/hyi038>
- Myers, P. A., Mavroidis, P., Papanikolaou, N., & Stathakis, S. (n.d.). *Comparing conformal , arc radiotherapy and helical tomotherapy in craniospinal irradiation planning*.
- Or, Ö. D., Güney, Y. Y., Dizman, A., İnan, G. A., & Güler, G. (2013). *Current Treatment of Medulloblastoma Medulloblastoma ve Güncel Tedavi Yaklaşımları. Resim 1*. <https://doi.org/10.5505/aot.2013.35229>

- Palma, D. A., Verbakel, W. F. A. R., Otto, K., & Senan, S. (2010). New developments in arc radiation therapy : A review. *Cancer Treatment Reviews*, 36(5), 393–399. <https://doi.org/10.1016/j.ctrv.2010.01.004>
- Patel, S., Drodge, S., Jacques, A., Mrt, T., Warkentin, H., Powell, K., Cmd, M. R. T. T., & Chafe, S. (2014). A Comparative Planning Analysis and Integral Dose of Volumetric Modulated Arc Therapy , Helical Tomotherapy , and Three-dimensional Conformal Craniospinal Irradiation for Pediatric Medulloblastoma. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2014.11.003>
- Rehman, J., Phil, M., Tailor, R. C., Ph, D., Isa, M., Phil, M., Afzal, M., Ph, D., Chow, J., Ph, D., Ibbott, G. S., & Ph, D. (2014). Medical Dosimetry Evaluations of secondary cancer risk in spine radiotherapy using 3DCRT , IMRT , and VMAT : A phantom study. *Medical Dosimetry*, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2014.10.003>
- Senan, S., Van Sörnsen De Koste, J., Samson, M., Tankink, H., Jansen, P., Nowak, P. J. C. M., Krol, A. D. G., Schmitz, P., & Lagerwaard, F. J. (1999). Evaluation of a target contouring protocol for 3D conformal radiotherapy in non-small cell lung cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 53(3), 247–255. [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(99\)00143-7](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(99)00143-7)
- Seppälä, J., Kulmala, J., Lindholm, P., & Minn, H. (2010). *A method to improve target dose homogeneity of craniospinal irradiation using dynamic split field IMRT*. 96, 209–215. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2010.05.018>
- Seravalli, E., Bosman, M., Lassen-ramshad, Y., Oldenburger, F., Visser, J., Koutsouveli, E., Horan, G., Ajithkumar, T., Timmermann, B., Fuentes, C., Whitfield, G., Marchant, T., Garnier, E., Gandola, L., Meroni, S., Bianca, A. W., Kusters, M., Alapetite, C., Losa, S., ... Janssens, G. O. (n.d.). Dosimetric comparison of five different techniques for craniospinal irradiation across 15 European centers : analysis on behalf of the SIOP- E-BTG ( radiotherapy working group ). *Acta Oncologica*, 57(9), 1240–1249. <https://doi.org/10.1080/0284186X.2018.1465588>

- Shahin, H. A., Attalla, E. M., Elsayed, H., & Bashter, I. (2020). *The Effect of Absorbed Dose to Organs at Risk Following Craniospinal Irradiation Using Different Radiotherapy Techniques*. 73–85. <https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2020.92008>
- Sharma, S. D., Gupta, T., Jalali, R., Master, Z., Phurailatpam, R. D., & Sarin, R. (2009). High-precision radiotherapy for craniospinal irradiation: Evaluation of three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiation therapy and helical TomoTherapy. *British Journal of Radiology*, 82(984), 1000–1009. <https://doi.org/10.1259/bjr/13776022>
- Studenski, M. T., Ph, D., Shen, X., Yu, Y., Ph, D., Xiao, Y., Ph, D., Shi, W., Biswas, T., Werner-wasik, M., & Harrison, A. S. (2013). *Medical Dosimetry Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation — A comparison with traditional techniques*. 38, 48–54. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2012.05.006>
- Tatcher, M. (1989). ?? *Technical Innovations and Notes*. II(April), 865–869.
- Hiçsönmez A (2018) Çocukluk Çağı Santral Sinir Sistemi Tümörleri Editör: Bilge H, Temel ve Klinik Radyoterapi 4.baskı, Hürriyet Matba, İzmir s: 346-347
- Williamson, T. J. (1979). *Technical Innovation and Note*. 5(August 1978).
- Zong-wen, S., Shuang-yan, Y., Feng-lei, D., Xiao-long, C., Qinglin, L., Meng-yuan, C., Yong-hong, H., Ting, J., Qiao-ying, H., Xiao-zhong, C., Yuan-yuan, C., & Ming, C. (2018). *Radiotherapy for Adult Medulloblastoma: Evaluation of Helical Tomotherapy, Volumetric Intensity Modulated Arc Therapy, and Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and the Results of Helical Tomotherapy Therapy*. 2018.

## 7. SİMGELER VE KISALTMALAR

CT: Bilgisayarlı tomografi  
CI: Konformite indeks  
CTV: Klinik hedef hacmi  
ÇYK: Çok yapraklı kolimatör  
DVH: Doz volüm histogramı  
GTV: Tanımlanabilir tümör hacmi  
cGy: Santigray  
Gy: Gray  
HI: Homojenite indeks  
MeV: Milyon elektron volt  
MR: Manyetik rezonans  
MU: Monitör unit  
MV: Milyon volt  
PTV: Planlanan tümör hacmi  
TPS: Tedavi planlama sistemi  
 $D_{max}$ : hacmin aldığı maksimum doz  
 $D_{mean}$ : hacmin aldığı mean dozu  
 $D_{%2}$ : hacmin aldığı %2'lik doz  
 $D_{%95}$ : hacmin aldığı %95'lik doz  
 $D_{%98}$ : hacmin aldığı %98'lik doz  
 $V_{%5}$ : %5'lik dozun aldığı hacim  
 $V_{%18}$ : %18'lik dozun aldığı hacim  
 $V_{%12}$ : %12'lik dozun aldığı hacim  
 $V_{%20}$ : %20'lik dozun aldığı hacim  
 $V_{%30}$ : %30'lik dozun aldığı hacim  
IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi  
VMAT: Volümetrik Ark Terapi  
3 K-BRT : Konformal radyoterapi

OAR: Kritik Organlar

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

## 8. EKLER

EK1



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

Sayı : 2011-KAEK-26/156  
Konu : Etik Kurul kararı

30/03/2020

Sayın Doç.Dr.Candan DEMİRÖZ ABAKAY  
Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkoloji AD Öğretim Üyesi

Kurulumuza başvururunu yaptığınız ve sorumlu araştırmacısı olduğunuz "*Medulloblastoma radyoterapisinde VMAT, IMRT ve konformal planların dozimetrik karşılaştırılması: Retrospektif çalışma*" başlıklı araştırmanız ile ilgili kurulumuzun 18 Mart 2020 tarih, 2020-5/18 nolu kararı ekte gönderilmektedir.

Gereği için bilgilerinize sunulur.

Prof.Dr.Mustafa HACI MUSTAFAOĞLU  
Kurul Başkanı

EK2

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU			
<b>ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI</b>		Medulloblastoma Radyoterapisinde VMAT, IMRT ve Konformal Planların Dozimetrik Karşılaştırılması: Retrospektif Çalışma	
<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>	<b>ETİK KURULUN ADI</b>	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 2011-KAEK-26	
	<b>AÇIK ADRESİ</b>	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası Kat:1 Görükle Kampüsü Nispetiye - Bursa	
	<b>TELEFON</b>	0 224 295 00 20	
	<b>FAKS</b>	0 224 295 00 29	
	<b>E-POSTA</b>	uukaek@uludag.edu.tr	
<b>GİRİŞİMSEL OLmayan ARAŞTIRMA BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI ADI SOYADI</b>	Doç.Dr.Candan Demiroz Abakay	
	<b>SORUMLU ARAŞTIRMANIN BULUNDUĞU MERKEZ</b>	Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD	
	<b>YARDIMCI ARAŞTIRMACININ UNVANI ADI SOYADI</b>	Uzm.Sağlık Fizikçisi Sema Gülcü Tunç, Sağlık Fiziy. Yük.Lis Öğrencisi Gözde Parlar	
	<b>YARDIMCI ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ</b>	Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD	
	<b>DESTEKLİYİCİ</b>	-	
	<b>ARAŞTIRMANIN TÜRÜ</b>	Retrospektif araştırma	
	<b>ARAŞTIRMANIN YAPILIS AMACI</b>	Yüksek lisans tez çalışması	
	<b>ARAŞTIRMANIN BAŞLAMA TARİHİ SÜRÜSÜ</b>	18.03.2020 / 3 ay	
	<b>GÖNÜLLÜ DOSYA SAYISI</b>	15	
	<b>ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER</b>	<input checked="" type="checkbox"/> TOK MERKEZ	<input type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ
<b>DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<b>Tarihi</b>	<b>Dili</b>
	GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMA İÇİN BAŞVURU FORMU	13.03.2020	Türkçe
<b>DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<input checked="" type="checkbox"/>	<b>Açıklama</b>
	ARAŞTIRMA BÜTÇE FORMU	<input checked="" type="checkbox"/>	Tarih: 13.03.2020
	ARAŞTIRICILAR İÇİN TAHHÜTNAME FORMU	<input checked="" type="checkbox"/>	Tarih: 13.03.2020
	PROSPEKTİF ÖZELLİKTE GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMA TAHHÜTNAME	<input type="checkbox"/>	
	TKU klavuzunun eküne göre doldurulan taahhütname	<input type="checkbox"/>	
	SONUÇ ÖZET RAPORU	<input type="checkbox"/>	
<b>DİĞER:</b>	<input checked="" type="checkbox"/>	Araştırma ilk başvuru ön yazısı (Etik Kurulumuzla iletişimi tarih: 13.03.2020), ilgili AD'lerin yazısı, hasta listesi, sorumlu araştırmacı özgeçmiş, araştırmacı tarafından imzalanmış Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi, literatür	



ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU						
AŞTIRMANIN AÇIK ADI		Medulloblastoma Radyoterapisinde VMAT, IMRT ve Konformal Planların Dozimetrik Karşılaştırılması: Retrospektif Çalışma				
Karar No: 2020-5/18		Tarih: 18 Mart 2020				
KARAR İLGİLERİ	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak değerlendirildi.					
	1-Araştırmanın yapılmasının uygun olduğuna, 2-Araştırmanın başlama tarihinin bildirilmesi ve araştırma tamamlandığında özet bir sonuç raporunun hazırlanarak kurulumuza iletilmesine, 3-Araştırma protokolünde ve başvuru formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınması gerektiğinin sorumlu araştırmacılara iletilmesine toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.					
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU						
LIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, Tıp Klinik Uygulamalar Kılavuzu				
ŞKANIN UNVANI/ADI SOYADI		Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU				
VELER						
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilgili	Katılım *	İmza
Dr. Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU Şkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	F <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Elif BAŞAĞAN MOĞOL Hikim Yardımcısı	Anesteziyoloji	U.Ü.T.F. Anesteziyoloji ve Reanimasyon AD	F <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. M. Serap YILMAZ Şef	Farmakoloji	U.Ü.T.F. Tıbbi Farmakoloji AD	F <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Alpınur TURKAN Şef	Halk Sağlığı	U.Ü.T.F. Halk Sağlığı AD	F <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Dr. Pınar VURAL Çift	Pediatri	U.Ü.T.F. Çocuk ve Ergen Rah. Sağlığı ve Hastalıkları AD	F <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Dr. Hilal ÖZKAN Çift	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	F <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Dr. Hasan ARI Çift	Kardiyoloji	Bursa Yüksek İhtisas EAH Kardiyoloji Kliniği	F <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer toplantıda
Dr. Dr. Kağan HUYSAK Çift	Biyo kimya	Bursa Yüksek İhtisas EAH Biyo kimya	F <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer toplantıda
Doktor Öğretim Üyesi Çiğdem Mine YILMAZ Çift	Hukuk	U.Ü. Hukuk Fakültesi	F <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doktor Öğretim Üyesi Engin SAGDİLEK Çift	Biyo fizik	U.Ü.T.F. Biyo fizik AD	F <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doktor Öğretim Üyesi Serzer ERER KAYA Çift	Tıp Tarihi ve Etik	U.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik AD	F <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Selma MİHAL Çift	Sağlık Mesleği mensubu olmayan üye	Serbest Meslek	F <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	F <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	F <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
* Toplantıda Bulunma						

## 9. TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sürecinde deneyim ve bilgilerini benden esirgemeyen tez danışmanım Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Doc.DR. Candan Abakay başta olmak üzere

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini hissettiğim Doc.DR Meral Kurt, ve Doc.DR. Sibel Kahraman Çetintaş Doc.DR. Süreyya Sarıhan'a

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

Öğrencilik dönemimde ve tez hazırlama aşamasında desteklerini her zaman hissettiğim bilgilerini benimle paylaşan arkadaşlarım Ayşegül Altındaş ve Esmâ Ertürk'e

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

Sonsuz teşekkür ederim.

## 10. ÖZGEÇMİŞ

4 OCAK 1989 yılında Eskişehir’de doğdum. İlk okul, ortaokul ve liseyi Eskişehir’de tamamladım. 2015 yılında Aksaray Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldum. 2016 yılında Eskişehir OSMANGAZİ Üniversitesi’nde Pedagojik Formasyon eğitimi aldım. 2 sene eğitim alanında çalıştım. 2018 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda yüksek lisans eğitimine başladım.