



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRANİOSPİNAL RADYOTERAPİDE KONFORMAL VE YOĞUNLUK  
AYARLI ARK TEDAVİ TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK  
KARŞILAŞTIRILMASI**

ECE YILDIZ  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Enis ÖZYAR

İSTANBUL-2014



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRANİOSPİNAL RADYOTERAPİDE KONFORMAL VE YOĞUNLUK  
AYARLI ARK TEDAVİ TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK  
KARŞILAŞTIRILMASI**

ECE YILDIZ  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Enis ÖZYAR

İSTANBUL-2014

## **TEZ ONAYI**

Kurum :Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi :Yüksek Lisans (X) Doktora ( )

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Tez Sahibi : Ece Yıldız

Tez Başlığı: Kraniospinal Radyoterapide Konformal ve Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavi Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması

Sınav Yeri : Acıbadem Maslak Hastanesi

Sınav Tarihi : 25.03.2015

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)**

**Kurumu**

**İmza**

Prof. Dr. Enis Özyar

Acıbadem Üniversitesi

**Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)**

Doç. Dr. Banu ATALAR

Prof. Dr. Ercan KARAASLAN

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun ...../...../..... tarih ve ..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mert ÜLGEN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **BEYAN**

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

ECE YILDIZ

## **İTHAF**

Aileme ve eşime ithaf ediyorum

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle beni destekleyen değerli danışmanlarım Sn. Prof. Dr. Enis ÖZYAR a

Yüksek lisans eğitimim boyunca beni gerek bilgi birikimi gerek tecrübeleriyle aydınlatan Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı hocalarıma,

Tüm sabrı ve enerjisiyle bana destek olan Sn. Gökhan AYDIN a, ihtiyacım olduğunda yardımlarını esirgemeyen Sn. Bülent YAPICI ve Sn. Görkem GÜNGÖR'e

Tezimi bir an önce bitirmem için elinden geleni ardına koymayan değerli meslektaş ve arkadaşlarım Sinem GÜNGÖR, Boran GÜNGÖR, Sezgi TURAN, Özlem DORUK'a

Hem mesleki bilgisi hemde hayata karşı duruşuyla örnek aldığım hocam MNT Medikal Fizik Departmanı Müdürü Dr. Salih GÜRDALLI'ya

Onca yoğunluğuna rağmen yardım istediğimde bana hiçbir zaman hayır demeyen Züleyha AKGÜN, İlkay SERBEZ ve Zehra YILDIRIM'a

Her ne olursa olsun yanımda olmaktan vazgeçmeyen sevgili eşim Serhan TEK'e

Bana olan destek ve inancını bir an dahi yitirmeyen biricik aileme sonsuz teşekkürler.

## İÇİNDEKİLER

<b>TEZ ONAYI</b> .....	<b>3</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>4</b>
<b>İTHAF</b> .....	<b>5</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>6</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>7</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>10</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>11</b>
<b>SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>13</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>14</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>15</b>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>16</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>17</b>
2.1. Medulloblastoma Anatomi ve Epidemiyolojisi .....	17
2.2. Medulloblastoma Tedavisi .....	17
2.2.1. Cerrahi .....	17
2.2.2. Kemoterapi .....	18
2.2.3. Radyoterapi .....	18
2.3. Kraniospinal Işınlamalarda Kullanılan Teknikler.....	18
2.3.1. Hokey Sopası Tekniği.....	18
2.3.2. Aralık Bırakma Tekniği .....	19
2.3.3. Hareketli Birleşim Noktaları Tekniği .....	19
2.3.4. Yarı Blok Işın Tekniği .....	20
2.3.5. Asimetrik Kolimasyon Tekniği .....	21
2.3.6. Diverjans Uyum Tekniği .....	21
2.4. Lineer Hızlandırıcılar .....	22
2.5. Çok Yapraklı Kolimatör.....	23

2.6. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi .....	24
2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi .....	25
2.7.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi .....	25
2.7.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi .....	27
2.7.3. Yoğunluk Ayarlı Arc Terapi .....	27
2.8. Tedavi Planlama .....	27
2.8.1. İleri Planlama .....	28
2.8.2. Ters Planlama .....	28
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>29</b>
3.1. Araç ve Gereçler.....	29
3.1.1. Varian Truebeam Lineer Hızlandırıcı .....	29
3.1.2. Siemens Somatom Definition Flash BT .....	30
3.1.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi.....	31
3.2. Yöntem .....	32
3.2.1. Konformal Planlama .....	32
3.2.2. YAAT Planlama .....	34
3.2.3. Planların Değerlendirilmesi.....	35
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>36</b>
4.1. Vücuttaki Maksimum Dozlar.....	36
4.2. Homojenite İndeksi.....	37
4.3. Konformite İndeksi.....	39
4.4. Toplam MU .....	40
4.5. Lens Dozları.....	41
4.6. Oral Kavite Dozları.....	44
4.7. Akciğer Dozları.....	46
4.8. Spinal Kord Dozları.....	48
4.9. Kalp Dozları.....	51
4.10. Özefagus Dozları.....	55



4.11. Böbrek Dozları.....	55
4.12. Karaciğer Dozları.....	58
4.13. Vücuttaki Yüksek ve Düşük Doz Bölgeleri.....	59
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....</b>	<b>63</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>67</b>

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 3.1.</b> Kritik Organ Doz Limitleri.....	34
<b>Tablo 4.1.</b> Maksimum Doz Bulguları .....	36
<b>Tablo 4.2.</b> Homojenite İndeksi .....	37
<b>Tablo 4.3.</b> Konformite İndeksi.....	39
<b>Tablo 4.4.</b> Toplam Monitor Unit (MU) Bulguları.....	40
<b>Tablo 4.5.</b> Sol Lens Doz Maksimum Bulguları .....	41
<b>Tablo 4.6.</b> Sağ Lens Doz Maksimum Bulguları .....	43
<b>Tablo 4.7.</b> Oral Kavite Ortalama Doz Bulguları.....	44
<b>Tablo 4.8.</b> 5Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları .....	46
<b>Tablo 4.9.</b> 20Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları .....	47
<b>Tablo 4.10.</b> Spinal Kord Doz Maksimum Bulguları.....	48
<b>Tablo 4.11.</b> Spinal Kordun %1 inin Aldığı Doz Bulguları.....	50
<b>Tablo 4.12.</b> Kalp Ortalama Doz Bulguları .....	51
<b>Tablo 4.13.</b> Özefagus Ortalama Doz Bulguları .....	52
<b>Tablo 4.14.</b> Özefagus Maksimum Doz Bulguları .....	54
<b>Tablo 4.15.</b> Sol Böbrek Ortalama Doz Bulguları .....	55
<b>Tablo 4.16.</b> Sağ Böbrek Ortalama Doz Bulguları.....	56
<b>Tablo 4.17.</b> Karaciğer Ortalama Doz Bulguları.....	58
<b>Tablo 4.18.</b> Body nin 18Gy Alan Hacmi Bulgusu.....	59
<b>Tablo 4.19.</b> Body nin 24Gy Alan Hacmi Bulgusu.....	60
<b>Tablo 4.20.</b> Body nin 40Gy Alan Hacmi Bulgusu.....	61

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Kafatası .....	17
Şekil2.2. Hokey Sopası Tekniği .....	18
Şekil 2.3. Hokey Sopası Tekniği Koruma Blokları.....	19
Şekil2.4. Hareketli Birleşim Noktaları Tekniği .....	20
Şekil 2.5. Yarı Blok Işın Tekniği .....	20
Şekil 2.6. Diverjans Uyum Tekniği.....	21
Şekil 2.7. Lineer Hızlandırıcının Şematik Gösterimi .....	22
Şekil 2.8. ÇYK yapısı .....	23
Şekil 2.9. 3BRT.....	24
Şekil 2.10. YART doz dağılımı .....	26
Şekil 2.11. a) Close-in tekniği b) Leaf sweep tekniği .....	26
Şekil 3.1. Siemens Somatom Definition Flash BT .....	29
Şekil 3.2. Siemens Somatom Definition Flash BT Dedektör Yerleşimi .....	30
Şekil 3.3. Eclipse Tedavi Planlama .....	30
Şekil 3.4. Varian True Beam .....	31
Şekil 3.5. Konformal Planlama.....	33
Şekil 3.6. YAAT Planlama .....	34
Şekil 4.1. Maksimum Doz Bulguları .....	37
Şekil 4.2. Homojenite İndeksi Bulguları .....	38
Şekil 4.3. (a) YAAT (b) Konformal Doz Dağılımları.....	38
Şekil 4.4. (a) YAAT (b) Konformal Alan Kesişimindeki Doz Homojenitesi.....	39
Şekil 4.5. Konformite İndeksi Bulguları.....	40
Şekil 4.6. Total MU Bulguları.....	41
Şekil 4.7. Sol Lens Maksimum Doz Bulguları.....	42

<b>Şekil 4.8.</b> Sol Lens Doz-Hacim Grafiği.....	42
<b>Şekil 4.9.</b> Sağ Lens Bulguları .....	43
<b>Şekil 4.10.</b> Sağ Lens Doz-Hacim Grafiği .....	44
<b>Şekil 4.11.</b> Oral Kavite Ortalama Doz Bulguları .....	45
<b>Şekil 4.12.</b> Oral Kavite Doz-Hacim Grafiği.....	45
<b>Şekil 4.13.</b> 5Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları .....	46
<b>Şekil 4.14.</b> Akciğer Doz-Hacim Grafiği .....	47
<b>Şekil 4.15.</b> 20Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları .....	48
<b>Şekil 4.16.</b> Spinal Kord Maksimum Doz Bulguları.....	49
<b>Şekil 4.17.</b> Spinal Kord Doz-Hacim Grafiği.....	49
<b>Şekil 4.18.</b> Spinal Kordun %1 inin Aldığı Doz Bulguları.....	50
<b>Şekil 4.19.</b> Kalp Ortalama Doz Bulguları.....	51
<b>Şekil 4.20.</b> Kalp Doz-Hacim Grafiği.....	52
<b>Şekil 4.21.</b> Özefagus Ortalama Doz Bulguları.....	53
<b>Şekil 4.22.</b> Özefagus Doz-Hacim Grafiği .....	53
<b>Şekil 4.23.</b> Özefagus Maksimum Doz Bulguları.....	54
<b>Şekil 4.24.</b> Sol Böbrek Ortalama Doz Bulguları.....	55
<b>Şekil 4.25.</b> Sol Böbrek Doz-Hacim Grafiği .....	56
<b>Şekil 4.26.</b> Sağ Böbrek Ortalama Doz Bulguları .....	57
<b>Şekil 4.27.</b> Sağ Böbrek Doz-Hacim Grafiği .....	57
<b>Şekil 4.28.</b> Karaciğer Ortalama Doz Bulguları .....	58
<b>Şekil 4.29.</b> Karaciğer Doz-Hacim Grafiği .....	59
<b>Şekil 4.30.</b> Body nin 18Gy Alan Hacmi Doz Bulguları.....	60
<b>Şekil 4.31.</b> Body nin 24Gy Alan Hacmi Doz Bulguları.....	61
<b>Şekil 4.32.</b> Body nin 40Gy Alan Hacmi Doz Bulguları.....	62

## **SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ**

**PNET:** Primitif nöroektodermal

**DC:** Doğru akım

**MLC:** Çok Yapraklı Kolimatör

**3B:** Üç Boyutlu

**3BRT:** Üç Boyutlu Radyoterapi

**TCP:** Tümör Kontrol Olasılığı

**NTCP:** Normal Doku Komplikasyon Olasılığı

**CTV:** Klinik Hedef Volüm

**GTV:** Gross Hedef Volüm

**PTV:** Planlanan Hedef Volüm

**BT:** Bilgisayarlı Tomografi

**Gy:** Gray

**YART:** Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

**DICOM:** Digital Imaging and Communications in Medicine

**MRG:** Manyetik Rezonans Görüntüleme

**PET:** Positron Emission Tomography

**PBC:** Pencil Beam Convolution

**AAA:** Analitic Anisotropic Algorithm

**SSD:** Kaynak-Cilt Mesafesi

**YAAT:** Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

**CBCT:** Cone Beam Computed Tomografi

**KV:** Kilo volt

**IGRT:** Görüntü Klavuzluğunda Radyoterapi

**SBRT:** Stereotaktik beden radyoterapisi

**MU:** Monitor Unit

## ÖZET

Kraniospinal radyoterapi genellikle çocukluk çağı beyin tümörleri tedavisinde kullanılan kompleks bir tedavi yöntemidir. Farklı konformal radyoterapi teknikleri yanı sıra son yıllarda kullanıma giren yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) teknikleri de doz dağılım avantajları nedeni ile kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmada 6 çocuk medullablastoma hastasında yoğunluk ayarlı ark terapi (YAAT) ve konformal radyoterapi teknikleri kullanılarak iki teknik arasındaki dozimetrik farklar karşılaştırılmıştır. YAAT tekniğinde kranyum, üst spinal alan ve alt spinal alan olarak tasarlanan 3 ayrı alanın her birinde 2 ark kullanılmış ve alanlar arasında 1,5-2cm kesişme verilmiştir. Konformal teknikte ise yine kranyum, üst spinal alan, alt spinal alan olarak 3 ayrı alan kullanılmış, üst spinal alan ile alt spinal alanın kesişiminde fraksiyonlar arasında kaydırma yapılarak sıcak-soğuk nokta oluşumu azaltılmıştır. 2 tekniğin karşılaştırılmasında sağ-sol lens maksimum dozu, özefagus ortalama ve maksimum dozları, kalp ortalama dozu, spinal kord maksimum ve %1 lik hacmin aldığı doz, akciğerin 5Gy ve 20Gy alan hacimleri, toplam Monitor Unit(MU), konformalite indeksi, homojenite indeksi, vücuttaki maksimum doz, oral kavite ortalama dozu, sağ-sol böbrek ortalama dozları, karaciğer ortalama dozu, 18-24-40Gy alan vücut hacimlerinin bulguları göz önüne alınmıştır. Sağ-sol lens maksimum doz, toplam MU değerlerinde konformal teknik YAAT a göre üstün bulunmuştur ( $p=0.028$ ). Özefagus ortalama ve maksimum dozları, kalp ortalama dozu, spinal kord maksimum ve %1'lik hacmin aldığı doz, konformalite indeksi, homojenite indeksi, vücuttaki maksimum doz, karaciğer ortalama dozu, 18-24-40Gy alan vücut hacmi açısından bakıldığında YAAT tekniği konformale göre üstündür ( $p<0.05$ ). Akciğerin 5Gy alan hacmi konformal teknikte anlamlı olarak daha üstünken ( $p=0.028$ ), 20Gy alan hacmi YAAT tekniğinde daha üstün bulunmuştur ( $p=0.028$ ). Sağ-sol ortalama böbrek dozlarında 2 teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0.075$ ).

**Anahtar Kelimeler: Konformal Radyoterapi, Kraniospinal Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi,**

## SUMMARY

Craniospinal radiotherapy is a complex radiotherapy technique which mostly used in childhood brain tumors. Right along with different radiotherapy techniques, in recent years volumetric arc therapy (VMAT) is preferred because of the dose coverage advantages. In this study 6 infants medulloblastoma patients are planned with conformal and VMAT technique and these techniques are compared dosimetrically. In VMAT technique cranium, superior and inferior spinal fields are used and in each field 2 arcs were used. Between each field there is 1,5-2 cm junction. In conformal technique again cranium, superior and inferior spinal fields were used. For the minimization of possible hot and cold spots feathering technique was used. Technique is based on table shifting between fractions. For the comparison of the 2 techniques: left- right lenses maximum doses, esophagus mean and maximum doses, heart mean dose, spinal cord maximum dose and dose of %1 volume, lung volumes of 5Gy and 20 Gy, total Monitor Unit (MU), conformality index, homogeneity index, maximum dose of whole body, oral cavity mean dose, right-left kidney mean doses, liver mean dose, whole body volume receiving 18-24-40 Gy are considered. Right-left lens doses, total MU values are lower in conformal technique and this difference is statistically significant ( $p=0.028$ ). Esophagus mean and maximum doses, heart mean dose, spinal cord maximum dose and dose of %1 volume, conformality index, homogeneity index, maximum dose of whole body, liver mean dose, whole body volume receiving 18-24-40 Gy are lower in VMAT technique ( $p<0.05$ ). Lung volume of 5Gy is lower in conformal technique ( $p=0.028$ ), lung volume of 20Gy is lower in VMAT technique ( $p=0.028$ ). For right-left kidney mean doses the difference between 2 techniques is not statistically significant ( $p=0.075$ )

**Keywords: Conformal Radiotherapy, Craniospinal Radiotherapy, Intensity Modulated Radiotherapy**

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kraniospinal radyoterapi daha sık olarak çocukluk çağında görülen spinal bölgeye yayılmış olan ya da yayılma riski olan medullablastom, pinealoblastom, ependimom, PNET (primitif nöroektodermal) gibi beyin tümörlerin tedavisinde kullanılan karmaşık bir radyoterapi tedavi tekniğidir. Bu teknikte tüm beyin ve tüm spinal aksın tedavisi planlandığından oldukça geniş bir bölgenin tedavisi söz konusudur. Tedavi edilen bu farklı bölgelerin geometrik olarak biribiri ile ilişkisi son derece önemlidir. Tedavi alanlarının non kolpanar olması nedeni ile alan kesişimleri büyük önem taşır.

Kraniospinal tedaviler çocuklarda en çok görülen tümör olan medullablastoma da sıkça kullanılmaktadır. Cerrahi sonrası kullanılan en önemli adjuvan tedavidir ve kraniospinal bölgeye genellikle 36Gy olarak reçete edilir. Yapılan çalışmalarda bu dozu alan çocukların, %55-70 inin tehşisten 5 yıl sonra sağ ve progresyonsuz oldukları gözlemlenmiştir[1]. Bu nedenle radyoterapinin geç etkileri önemli ve dikkat edilmesi gereken bir parametredir.

Kraniospinal ışınlama tekniği aynı zamanda PTV nin uzunluğu, spinal kordun radyo duyarlılığı ve kritik organların fazlalığı dolayısıyla zor bir tekniktir. Standart linakların alan boyutundaki mekanik sınırlar kraniospinal ışınlamada tedavi alanlarının birden çok izomerkez kullanarak birbirleriyle hizalanmasını gerektirir. Kraniospinal ışınlamada en yaygın olan teknik; klasik alanların kullanıldığı, fraksiyonlar arasında masa kaydırması yapmaya dayanan tekniktir. Bu tekniğin kötü yanı hizalanan bu tedavi alanlarının doz gradientlerinin çok yüksek olması nedeniyle ufak set up hatalarının dahi sıcak veya soğuk alan yaratma riskidir. Bu fiziksel zorluğunun yanında YAAT tekniğinin avantajı ise hedef hacimde konvansiyonel tekniğe göre daha homojen bir doz dağılımını tedavi alanındaki foton akısının modülasyonu ile sağlamasıdır.

Bu çalışmada amaç YAAT ve konformal teknik arasındaki dozimetrik farkları gözlemlenmek, sıcak soğuk alan oluşumunu azaltmak, daha homojen bir doz dağılımı elde etmektir.

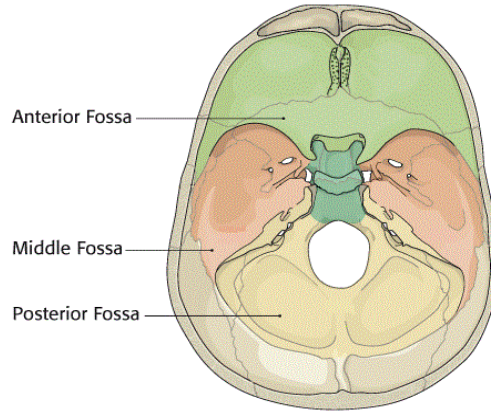


## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Medullablastoma Anatomi ve Epidemiyolojisi

Kafatası, 3 kranial fossa ya bölünmüştür: posterior, middle, anterior. Posterior fossa en derin ve büyük olandır. Posterior fossa beynin kritik 2 bölümünü kapsar: beyin sapı ve serebellum. Beynin bu kısımları otonomik sinir sistemini kontrol eder; koordinasyon ve hareket.

Medullablastoma posterior fossada 4. ventrikül veya serebellumda infratentorial bölgeden köken alan, merkezi sinir sisteminin primer malign embriyonal tümörlerindendir. En yaygın çocukluk çağı merkezi sinir sistemi tümörlerindendir; tüm çocukluk çağı merkezi sinir sistemi tümörlerinin %12-25 i ni oluştururlar. Yetişkin popülasyonunda %0.4- 1 gibi bir oranla nadir görülürler. Medullablastomanın medyan yaş aralığı 5-7 dir ve erkeklerde görülme oranı daha yüksektir[5].



Şekil 2.1. Kafatası

### 2.2. Medullablastoma Tedavisi

#### 2.2.1. Cerrahi

Cerrahinin 2 temel amacı vardır. Birincisi hirdosefali durumunda serebrospinal sıvının akışını sağlamak, ikincisi primer tümör hacmini çıkarmak[5]. Ancak medullablastoma da cerrahi tek başına yeterli bir tedavi değildir.

### **2.2.2. Kemoterapi**

Kemoterapi hastaların büyük bir kısmına adjuvan olarak verilir. Aynı zamanda çocuk hastalarda radyoterapiden kaçınmak veya geciktirmek amaçlı kullanıldığı gibi yüksek riskli hastalarda ise cerrahi öncesi uygulama bir diğer seçenektir[4].

### **2.2.3. Radyoterapi**

Radyoterapi medullablastomanın küratif tedavisinde önde gelen tedavi şekillerinden biridir. Radyoterapi tedavisi post-operatif olarak 4-6 haftadan fazla gecikmemeli ve 50 günden uzun sürmemelidir. Medullablastomada standart tedavi kraniospinal ışınlama ile hastanın 36 Gy ve sonrasında posterior fossaya boost olarak 18-20 Gy arasında, total olarak 54-56 Gy almasıdır[24].

## **2.3. Kraniospinal Işınlama Teknikleri**

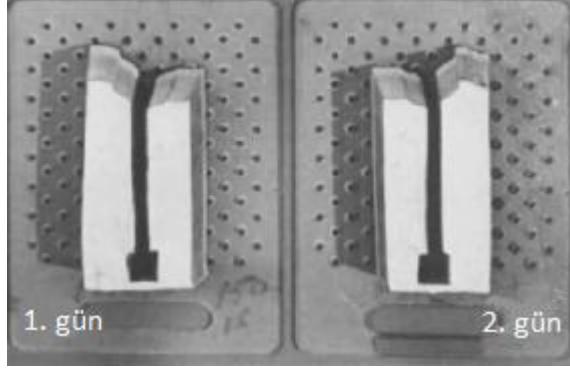
### **2.3.1. Hokey Sopası Tekniği**

1979 yılında Tokars tarafından bulunmuştur. Tüm hacim bir alanla ışınlanmaktadır. Bu yüzden sıcak veya soğuk alan oluşumu riski olmayan bir tekniktir. Tekniğe göre hasta prone pozisyonda kafası bir gün sağa bir gün sola dönük yatırılır[25].



Şekil 2.2. Hokey sopası tekniği

Tüm hacmin tek alandan ışınlanması için 2 metre ye yakın SSD (skin-source distance) kullanılır.



Şekil 2.3. Hokey Sopası Tekniği Koruma Blokları

Hokey sopası tekniğinin dezavantajları; kurşun blokların yapımının zorluğu, set up zorluğu ve beyin dozunda pozisyon değişimi kaynaklı doz heterojenitesidir.

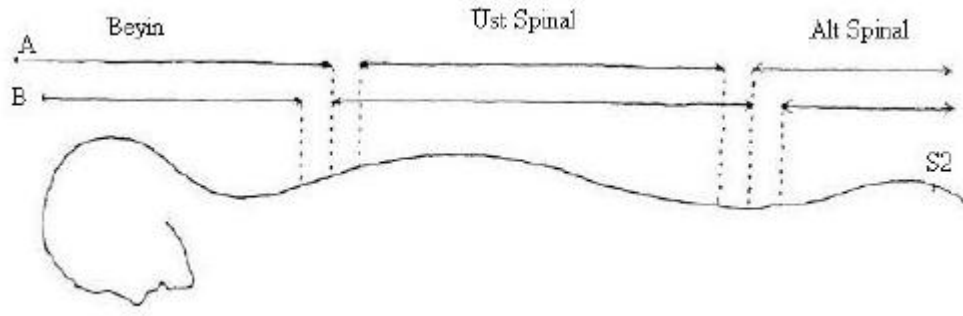
### 2.3.2. Aralık Bırakma Tekniği

Karşılıklı kranial alanlar ile spinal alan arasında aralık bırakarak uygulanır. Kobalt-60 tedavi üniteleri için dizayn edilmiştir. Aralık genellikle 1-1,5cm olarak ayarlanır. Tedavi süresince üst üste binmiş sıcak alanlar ve aralık bırakılmış soğuk alanlar kullanılır. Set up hataları bu teknik için çok kritiktir. Soğuk bölgelerde tümör kontrolünü azalttığı gibi sıcak bölgelerde de radyasyon miyelopatisine neden olabilir[30].

### 2.3.3. Hareketli Birleşim Noktaları Tekniği

Bu teknikte kranial alan, üst spinal alan ve alt spinal alanların birleşim noktaları haftalık veya günlük olarak ayarlanarak kaydırılır. Bu teknik Kobalt-60 veya x ışını ve elektron kombinasyonu kullanımını için dizayn edilmiştir.

Şekil 2.4. te görüldüğü gibi 1. hafta büyük beyin alanı, küçük üst spinal alan, büyük alt spinal alan kullanılıp, 2. haftada küçük beyin alanı, büyük üst spinal alanı, küçük alt spinal alanı kullanılması bu tekniğin pratik kullanımlarından biridir.

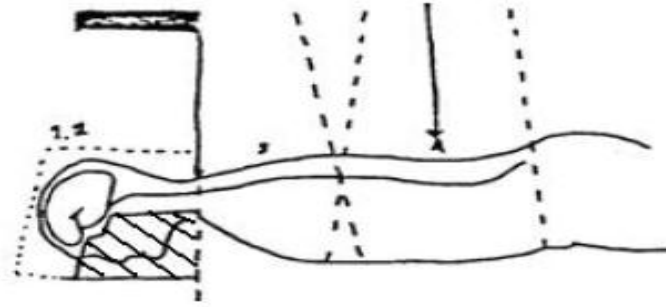


Şekil 2.4. Hareketli birleşim noktaları tekniği

Üst spinal ve alt spinal alanda elektron kullanılır ve alanlar arasında 1-1,5cm lik boşluklar bırakılır. Bunun nedeni de sağ kalımın uzun olacağı çocuk hastalarda kritik organ dozunu azaltmaktır[27].

#### 2.3.4. Yarı Blok Işın Tekniği

Kobalt-60 tedavi ünitelerinde kranial alan ve üst spinal alanda yarı kesicili blok kullanımına dayanan bir tekniktir.



Şekil 2.5. Yarı Blok Işın Tekniği

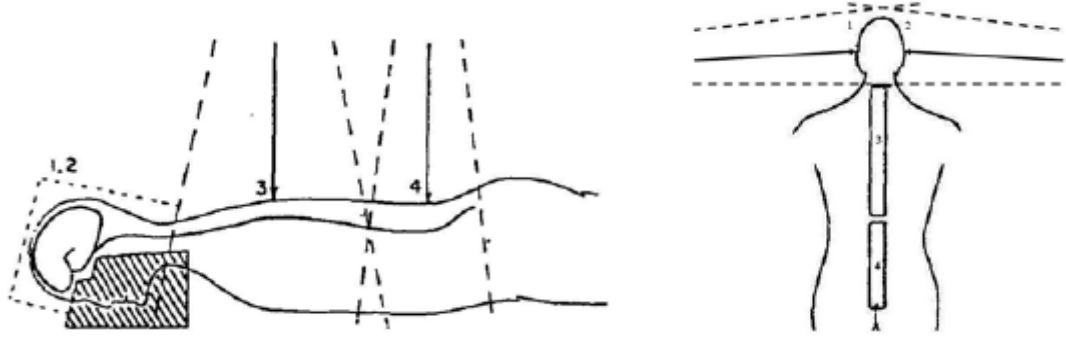
Kranial alanlarda her bir alanda hastaya özel koruyucu blok yarı kesicili olarak dökülür. Yarı kesici sayesinde ışın demetinin diverjans özelliğinden korunulmuş olur ve sıcak alan oluşumu engellenir[28].

### 2.3.5. Asimetrik Kolimasyon Tekniği

Linak tabanlı tedavi ünitelerinde karşılıklı kranial alanlar ve üst spinal alanda kolimasyonla demetin yarısının kapatılıp ışınlanmasına dayanır. Prensip olarak yarı blok ışın tekniği ile aynıdır[29].

### 2.3.6. Diverjans Uyum Tekniği

Karşılıklı kranium alanlarında masa ve kolimasyon açısı kullanarak alan alt kenarını üst spinal alanın diverjansı ile uyumlu hale getirme esasına dayanan bir tekniktir.



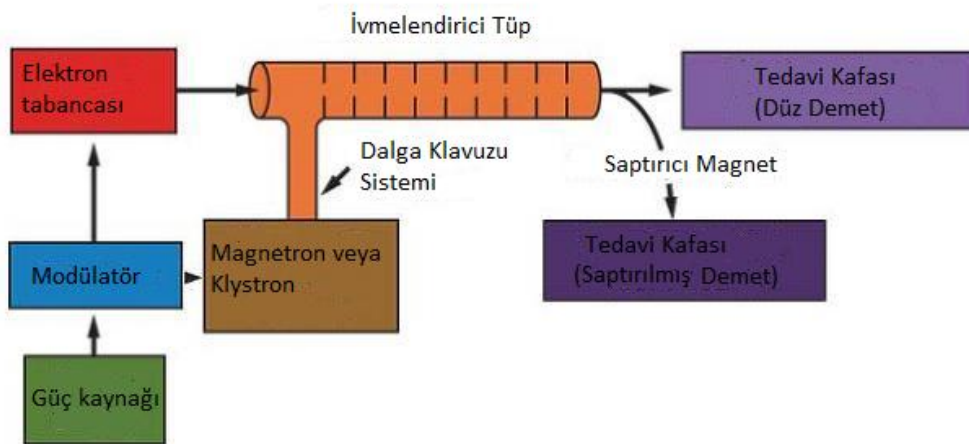
Şekil 2.6. Diverjans Uyum Tekniği

Bu teknikte spinal alan eğer hasta çocuksa tek bir alana sığabilir ancak eğer yetişkin bir hasta söz konusu ise tüm spinal alanı tek bir alanla ışınlamak mümkün olmayacaktır. Spinal alan 2 ye bölünmek zorunda kalınacaktır. Üst ve alt spinal alanın çakışması da diverjans özelliklerinden dolayı sıcak veya soğuk alan meydana getirecektir. Bu oluşumu engellemek için fraksiyonlar arasında alan kaydırması yapılır[30,22].

## 2.4. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar (linak) yüksek enerjili X-ışını ve elektron üreten bilgisayar kontrollü cihazlardır. X-ışın tüpünde olduğu gibi yüksek gerilim altında metal hedeften koparılan elektronlar, daha yüksek kinetik enerjiye sahip olabilmek için elektromanyetik alan içerisinde hızlanırlar. Yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisi için kullanılabilirken, bir hedefe çarptırılmaları sonucu elde edilen yüksek enerjili X-ışınları, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde de kullanılabilirlerdir.

Çalışma prensibi şu şekilde özetlenebilir: Modülatör olarak adlandırılan birim, bir doğru akım (DC) güç kaynağı tarafından beslenir ve yüksek voltaj sinyalleri oluşturur. Sinyaller eş zamanlı olarak elektron tabancasına da verilir. Magnetron veya klystron denilen dalga üreticileri tarafından oluşturulan mikrodalgalar, hızlandırıcı tüpüne gönderilir. Elektron tabancası ile üretilen elektronlar hızlandırıcı içerisine gönderilir. Elektronlar, hızlandırıcı yapı içine girdiğinde mikrodalgaların elektromanyetik alanlarıyla etkileşirler. Elektronlar, sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanırlar. Yüksek enerji kazanmış elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden çıktıklarında yaklaşık 3 mm çaplı bir kalem ışın şeklindedirler.

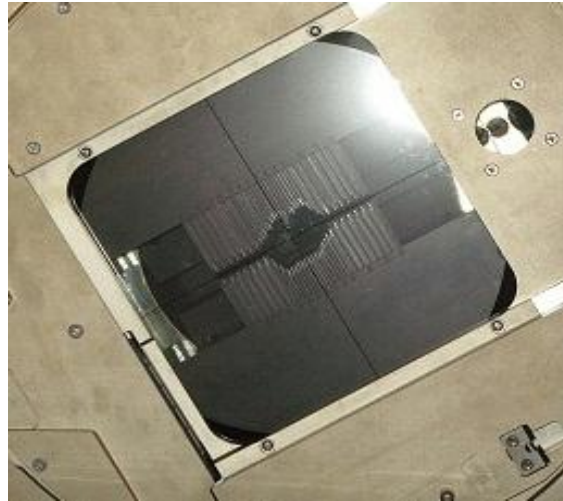


Şekil 2.7. Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi

Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında (genellikle  $90^\circ$  ve  $270^\circ$ ) uygun bir açı boyunca eğilirler. Elektron demetinin tam eğimi, saptırıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşimlerin bir araya gelmesi ışın taşıma sistemi tarafından gerçekleştirilir. İstenilen ışının oluşturulması ve dışarıya ulaştırılması aşamasında magnetron, klystron, tedavi başlığı, hedef düzleştirici filtre, ışın kolimasyonu ve denetimini sağlayan bölümler önem arz etmektedir. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan gantri lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını düşey bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır[7,31].

## 2.5. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK)

ÇYK, radyasyon tedavisinde alan şekillendirme ve riskli organ korunmasında kullanılan vazgeçilmez bir araçtır. Konvansiyonel tedavilerde kullanılan serrobend blokların yerini almıştır.



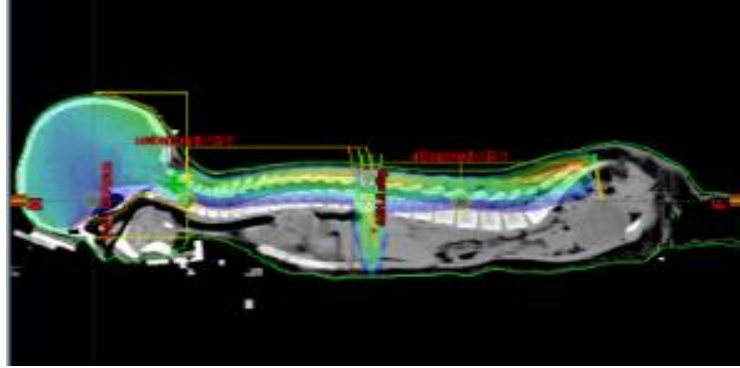
Şekil 2.8. ÇYK yapısı

ÇYK atom numarası yüksek bir malzeme olan tungstenden yapılmıştır. Karşılıklı iki kümeden oluşur, herbiri bağımsız olarak hareket edebilen bir yapıya sahiptir. Yaprakların hareketi manuel olarak ya da motorlarla sağlanır. Farklı üreticiler tarafından geliştirilmiş birçok ÇYK çeşiti vardır. Günümüzde 120 ve 160 yapraktan oluşan standart ve yüksek çözünürlüklü ÇYK çeşitleri vardır. Bu yaprakların geometrileri üreticiye göre değişim göstermektedir.

## 2.6. 3 Boyutlu Radyoterapi (3BRT)

3 BRT; 3 Boyutlu (3B) anatomik bilgi kullanan, hedef hacmi mümkün olduğunca yakın bir şekilde sararken, tümöre istenilen dozu verip normal doku dozunu minimize etmeyi amaçlayan bir tedavi şeklidir. Konformal doz dağılımı konsepti tümör kontrol olasılığını (TCP) maximize ederken normal doku komplikasyon olasılığını (NTCP) minimize etmeyi içerir. Bu yüzden 3 BRT tekniği istenilen klinik sonuca ulaşmak için hem fiziksel hemde biyolojik gerekçeleri kapsar [9].

3 BRT optimal doz dağılımıyla tanımlansa da bu amaca ulaşmayı zorlaştıran birçok engel vardır. En temel engel tümör uzanımıdır. Görüntüleme modern gelişmelere rağmen CTV (klinik hedef volümü) gözle görülmez. CTV, 3B lu görüntülere göre çizilmiş ama hastalığın mikroskopik yayılımını içermiyorsa, 3 BRT konformal tedavi amacını yitirir. Eğer hastalıklı dokunun herhangi bir kısmı kaçırılır veya yetersiz doz alırsa, tedavi anlamını kaybeder. TCP ye göre CTV lokalizasyonundaki doğruluk, 3 BRT de daha geniş alanlar ve daha basit demet ayarlamalarıyla yapılan tedavilere göre daha önemlidir.



Şekil 2.9. 3 BRT

CTV lokalizasyon ve değerlendirmesindeki zorluklara ek olarak, 3 BRT planlaması öncesi göz önüne alınması gereken potansiyel hatalar vardır. Hasta hareketi, organ hareketi, görüntüleme sırasında konulan işaretleyiciler, simülasyon sistematik veya random hatalara yol açabilir. Planlanan hedef hacim (PTV) bütün bu hatalar göz önünde bulundurularak çizilmelidir. Konformal alanların tasarımında demet profili, yarı gölge, derinliğe bağlı lateral saçılmalar, radyal mesafe ve doku yoğunluğu göz önünde bulundurulmalı, PTV ve alan kenarı arasına yeterli miktarda emniyet sınırı bırakılmalıdır.



Alanlar optimal bir şekilde düzenlenmiş olsa bile tümörün biyolojik cevabı ve normal dokular 3 BRT nin amacı göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Diğer bir deyişle, tedavi planı sadece doz dağılımı olarak değerlendirilmemeli, hastalığın ve ışınlanan normal dokuların doz cevap karakteristikleri göz önünde bulundurulmalıdır.

## **2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)**

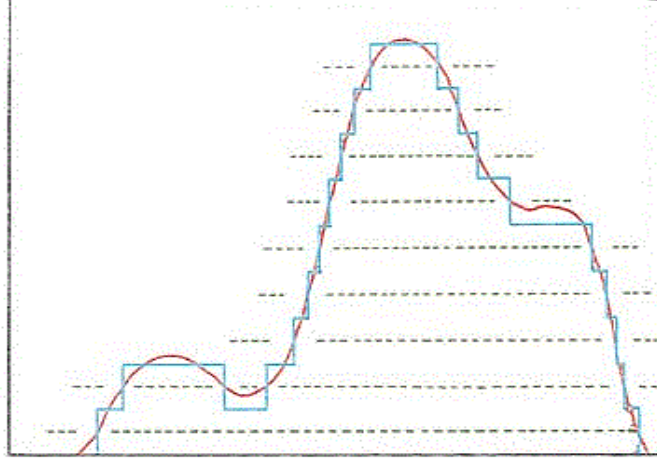
Yoğunluk ayarlı radyoterapi konsepti tedavi planlama optimizasyon algoritmalarının optimal radyasyon davranışının nonuniform olduğunu öngörmesinden doğmuştur. Bir çok yönden uygulanan yoğunluk ayarlı demetler, tümörde 3BRT e benzer doz homojenitesi oluşturabilir ancak daha üstün bir konformalite meydana getirir. Özellikle konkav veya diğer kompleks şekilli hedef hacimlerde bu konformalite üstünlüğü normal dokuların korunmasını kolaylaştırmıştır. Ek olarak YART, tedavi hacmi içerisinde başka tanımlı hacim olması durumunda nonuniform absorbe doz oluşumunu daha kolay gerçekleştirir. Uniform veya devamlı değişen yoğunluk dağılımları kullanmak yerine, YART her tedavi demetinde demet akısını değiştirerek daha optimal bir doz dağılımına ulaşmayı hedefler. Bunu demeti daha küçük segmentlere bölerek ve bu segmentleri seçilen doz dağılımını oluşturması için modifiye ederek yapar. Demet modülasyonu çok yapraklı kolimatörlerle (ÇYK) veya hareket eden bir masa ile eş zamanlı kullanılan binary kolimatörlerle yapılır.

### **2.7.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi**

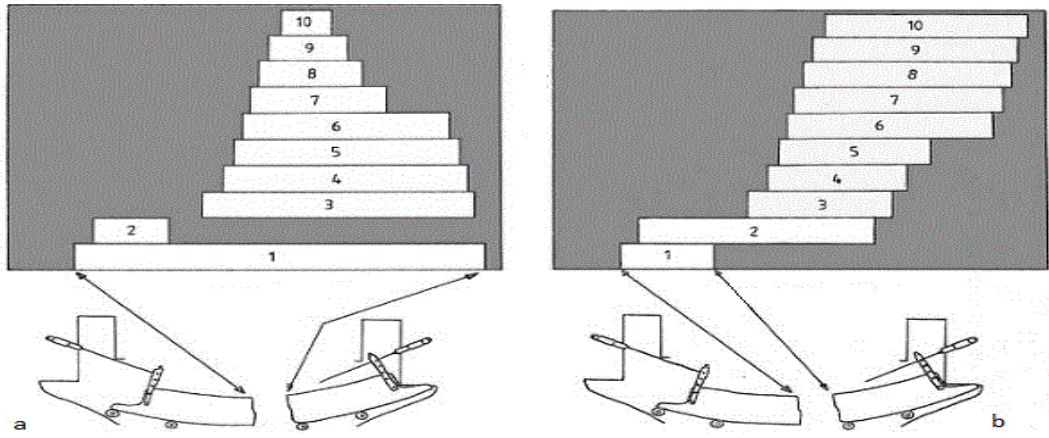
Tedavi çoklu alanlarla yapılır, her alan segmentlere bölünmüştür ve bu segmentler de uniform demet akısı olan demetlerle ışınlanır. Segmentler ÇYK ler ile oluşturulur, operatörün yardımı olmaksızın sıra ile tek tek ışınlanır. Lineer hızlandırıcı (Linak) ÇYK ler hareket edip yeni segmenti oluşturuncaya kadar ışınlama yapmaz. Her segmentten gelen katkıyla tedavi planlama sisteminde oluşturulan doz dağılımına yaklaşılr. Bu YART metodu “dur ve ışınla” olarak adlandırılır.

Şekil2.10 te elde edilmek istenen doz dağılımı gösterilmektedir. Bu dağılımın oluşturulmasında kapanma(close-in) ve yaprak süpürme(lif sweep) adı verilen başlıca iki yöntem kullanılır. Kapanma tekniğinde (Şekil2.11a) lifler birbirine göre zıt yönde hareket ederek ilk segmenti oluşturur. Diğer segmentlerde yine aynı şekilde

yaprak topluluklarının zıt hareketleri sonucunda oluşurlar. Yaprak süpürme tekniği (Şekil2.11b) daha karmaşık bir tekniktir. Bu teknikte yaprak toplulukları önce birbirine zıt olarak hareket ederken daha sonra aynı yönde hareket etmeye başlarlar. Yapraklar aynı yönde hareket ettiğinden tedavi süresi daha kısadır[7].



Şekil 2.10. YART doz dağılımı



Şekil 2.11. a) Kapanma tekniği b) Yaprak süpürme tekniği

### **2.7.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi**

Kayan pencereler tekniğinde, YART tedavi planı tamamen dinamik ÇYK hareketlerinden oluşur. Plan birçok sabit gantri açısından oluşur, fakat açılarda herhangi bir alt segment bulunmaz. Dur ve ışınla tekniğinin aksine, alan her açıda tek bir segmentten oluşur ve doz haritası ÇYK yapraklarının süregelen hareketleriyle oluşturulur. ÇYK yapraklarının hızı değişkendir ve hareket esnasında X-ışını uygulaması devam eder. Lifler motorla hareket eder ve 2cm/sn'den daha büyük bir hıza sahiptirler. Lif hareketi bilgisayar kontrollü olup pozisyonları doğrulanmaktadır. Sabit bir doz hızı ile plan uygulanır.

Dinamik YART'nin başlıca avantajları hızlı tedavi uygulaması, karmaşık dağılımları daha rahat oluşturabilmesi ve daha yumuşak geçişli doz yoğunlukları oluşturabilmesidir.

### **2.7.3. Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi**

YAAT tedavi alanının ÇYK'ler ile dinamik olarak şekillendirildiği bir tedavi tekniğidir. Bu yöntemde her bir alan segmentlere bölünür ve ÇYK'lerin her bir segment pozisyonunu alırken gantri döner. Çok sayıda üst üste çakışan arklar, yaprakların düzenli açılarla (örneğin 5 derece) yeni pozisyonlara hareket ettirilmesi ile sağlanır. Her ark her gantri açısındaki bir segmenti oluşturmak için programlanır. Bir sonraki segmenti oluşturmak için yeni bir ark başlatılır ve tüm planlanan arklar ve onların segmentleri oluşturulana kadar devam eder.

## **2.8. Tedavi Planlama**

Tedavi planlama sistemi iki ya da üç boyutta planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür.

### **2.8.1. İleri Planlama**

Bu tedavi planlamasında planlayıcı, önce demet parametrelerini (demet yönü, sayısı, genişliği), ÇYK ayarlarını (yaprak pozisyonunu), her bir demetin ağırlığını, kullanılacak kama filtre oranlarını, koruma bloğu ve bolus gibi malzemeleri tanımlar. Daha sonra, 3B ya da noktasal doz hesabı yapılır. Doz dağılımı, kritik organ dozlarına bakılıp planın kabul edilip edilmeyeceğine karar verilir. İstenilen doz dağılımını elde etmek için, planlayıcı, planın parametrelerini değiştirerek planı modifiye edebilmektedir.

### **2.8.2. Ters Planlama**

Ters planlama, hedef organ hacmine istenilen dozu sağlarken riskli organ hacmine izin verilen tolerans limitleri doğrultusunda otomatik hesap yapan planlama şeklidir. YART optimizasyon algoritması tanımlanan kriterlere göre optimum çözümü üretir ve segmentlere bölünmüş demetlerin ağırlıkları elde edilir. İstenen doz haritasını oluşturmak için ÇYK hareketleri dinamik YART veya statik YART tekniğinden birine göre bilgisayar tarafından hesaplanır. Bunun üzerinden doz dağılımı elde edilir. İstenen kriterlerin sağlanmaması durumunda bu işlem tekrarlanabilir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma, Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Acıbadem Maslak Hastanesi'nde bulunan aşağıdaki cihazlar kullanılmıştır:

1. Siemens Somatom Definition Flash BT
2. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
3. Varian Truebeam Lineer Hızlandırıcı

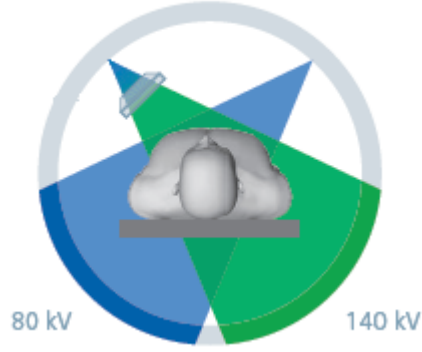
##### 3.1.1. Siemens Somatom Definition Flash BT

Bu çalışmada hasta görüntülerini almak için Siemens Somatom Definition Flash BT kullanılmıştır. Cihaz 3. kuşak rotate-rotate prensibi ile çalışmaktadır. Flash hızı ile daha az doz ile görüntü almaktadır. Aralarında 90 derecelik açıyla 2 x-ışını kaynağı yerleştirilmiştir. Bu iki kaynağın voltajları 80-140 kV seçilebilir.



Şekil 3.1. Siemens Somatom Definition Flash BT

Kaynakların voltajları birbirinden farklı olarak ayarlanıp farklı atenüasyon katsayıları ile optimum kontrast verir. Gantri açıklığı 78 cm ve tarama mesafesi 200 cm'dir.

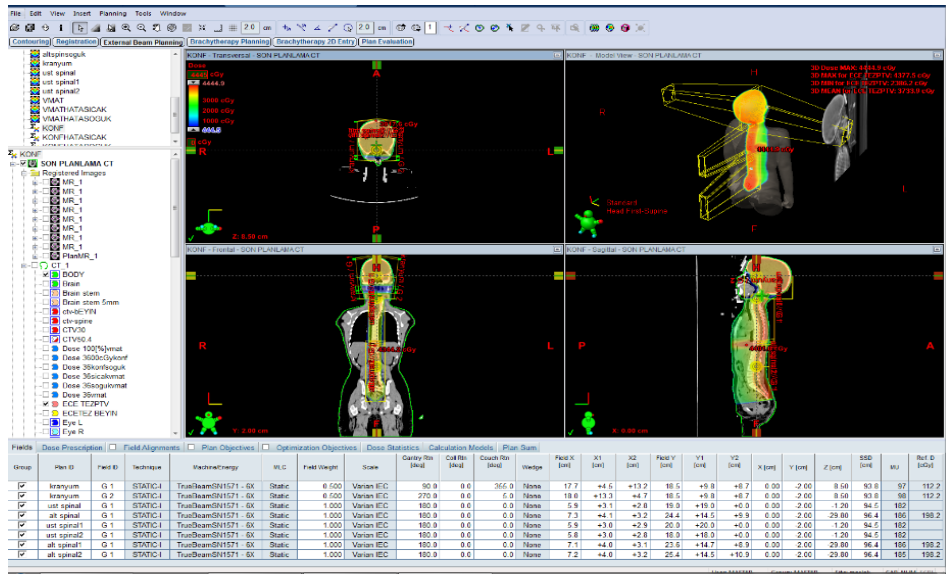


Şekil 3.2. Siemens Somatom Definition Flash BT dedektör yerleşimi

### 3.1.2. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Bu çalışmada Eclipse™ 11 tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Network sistemi olarak ARIA sistemini kullanmakta ve DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) uyumlu formatı sayesinde Bilgisayarlı Tomografi (BT) nin yanında Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), ve Positron Emission Tomography (PET) gibi görüntülerle de hastayı 3B'lu olarak modelleyebilmektedir.

Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlamaktadır.



Şekil 3.3. Eclipse Tedavi Planlama

Planlama sistemi 3B konformal radyoterapi ve 3B yüksek doz hızlı brakiterapi de ileri planlamanın yanı sıra YART ve YAAT a uygun olarak ters planlama da yapabilmektedir. Ayrıca fotonlar için sistem Analitic Anisotropic Algorithm (AAA) algoritmalarını, elektronlar için Gaussian Pencil Beam algoritmasını kullanarak doz dağılımlarını hesaplayabilmektedir[10].

YART planlamalarında ışınlama alanlarını kullanıcının belirlemesine olanak sağladığı gibi optimum açıları hedef yerleşimine göre tedavi planlama sistemi kendisi de belirleyebilmektedir. Optimizasyon sonrasında kullanıcının tercihine göre statik veya dinamik tedavi hesaplamaları yapan TPS, grafikleri ve tasarımıyla kullanıcıya birçok kolaylık sağlamaktadır.

### **3.1.3. Varian Truebeam Lineer Hızlandırıcı**

Bu çalışmada Truebeam lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Cihaz 6MV, 10 MV düzleştirilmiş ve düzleştirilmemiş (FFF) ışınlara sahiptir. Doz hızı aralığı 6MVFFF için 400-1400 MU/dk, 10 MVFFF için 400-2400 MU/dk; 6MV, 10MV için doz hızı aralığı 100-600 MU/dk 'dır. Alan boyutları SSD=100 cm'de minimum 0,6x0,6 cm<sup>2</sup>, maksimum 40x40 cm<sup>2</sup> 'dir. Cihaz 120 yapraklı millenium MLC 'ye sahiptir. Maksimum alan boyutu olan 40cm nin merkezine denk gelen 20 cm lik merkezinde 0,5cm genişliğinde 40 yaprak, dış tarafa denk gelen 20 cm ise 1 er cm lik 20 yapraktan oluşur.



Şekil 3.4. Varian True Beam

Truebeam lineer hızlandırıcı ile hastanın tedavi doğruluğunu arttırmak için hastalardan Cone Beam Computed Tomografi (CBCT), Kilo volt (KV), MV sistemi ile görüntüler alınarak organ hareketleri ve pozisyon belirsizlikleri belirlenir. Bu cihaz ile yapılabilen tedavi yöntemlerinin bazıları; 3 BRT, YART, Görüntü Klavuzluğunda Radyoterapi (IGRT), YAAT, Adaptif Radyoterapi, Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT)'dir.

### **3.2. Yöntem**

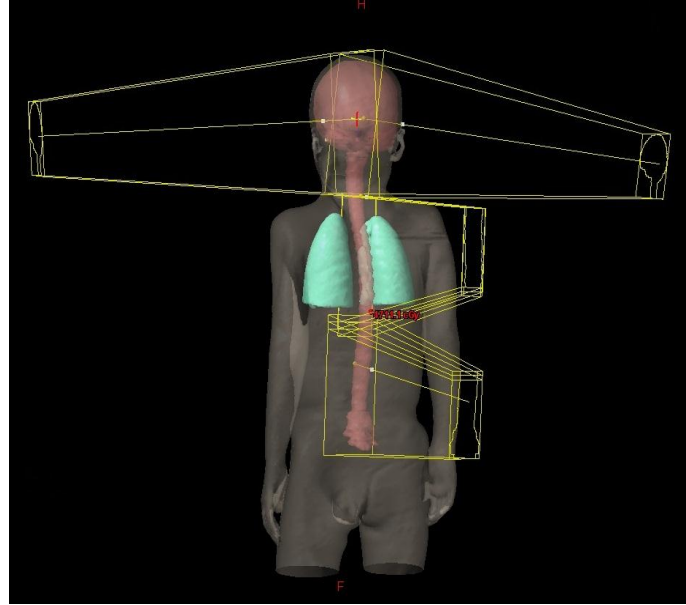
Bu çalışmada medullablastoma nedeni ile tedavi görmüş 6 ardışık hasta seçilmiştir. Bu hastalardan 3'ü sırtüstü pozisyonda; sırtüstü yastık ve kısa termoplastik maske ile, diğer 3 hasta ise yüzüstü olarak; yüzüstü yastık ve kısa termoplastik maske ile immobilize edilip BT leri çekilmiştir. 1 kız, 5 erkekten oluşan grubun yaş ortalaması 6,33 (Yaş Aralığı 4-9) tür. BT kesit kalınlıkları 2 mm dir. BT den alınan görüntüler planlama sistemi Eclipse'e aktarılmıştır. Ardından Eclipse'te hedef hacimler ve kritik organlar radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir. CTV, beyin ve spinal kanal olarak çizilmiş, PTV oluşturulurken de beyine emniyet sınırı verilmezken, spinal kanala her yönden 0.3 cm lik bir emniyet sınırı verilmiştir. Kritik organ olarak lensler, kiazma, optik sinirler, oral kavite, kalp, özefagus, akciğer, karaciğer, böbrekler çizilmiştir. 36 Gy lik total doz 20 fraksiyon olarak hastalara reçete edilmiştir. Hastaların ek doz verilen posterior fossa bölgesi bu çalışmayı direk olarak etkilemediği için dikkate alınmamıştır.

#### **3.2.1. Konformal Planlama**

Konformal plan 3 izomerkezli olarak tasarlanmıştır. İzomerkezler uygulama kolaylığı olması açısından sadece boyuna kayma olacak şekilde ayarlanmıştır. Kranyumdan karşılıklı 2 lateral alan, spinal kordun üst kısmı hasta yüzüstü yatıyorsa asimetrik posterior alan, sırtüstü yatıyorsa asimetrik anterior alan, spinal kordun alt kısmı yine hastanın yatış pozisyonuna göre 2. bir posterior veya anterior alanla planlanmıştır. Kranyumda lateral alanların kullanımı oral kavitenin korunması avantajını sağlamıştır. Kranyum alanının alt sınırı bu sebeple omuz seviyesini geçmeyecek ancak oral kaviteyi tümüyle kapsayacak şekilde hizalanmıştır. Alanın alt sınırının üst



spinal alanla arada sıcak veya soğuk nokta oluşturmaması amacıyla masa açısı kullanılmıştır. Bu teknik ile tedavi alanlarındaki diverjans elimine edilmiştir. Bu alt sınırla da üst spinal alanının hizalanmasında asimetrik alan kullanımına gidilmiştir. Yani üst spinal alanın üst yarısı kapatılmış ve diverjans özelliği ortadan kaldırılmıştır. Söz konusu hareket, alan boyutunu 20 cm ile sınırlı bir hale getirmiştir. Hem bu sınırlama hemde üst spinal alan ile alt spinal alanın kesişim noktası göz önünde bulundurulup bu seviyenin kalp ve özefagus seviyesinin altına denk gelmesi sağlanmıştır.



Şekil 3.5. Konformal Planlama

Alt spinal alan ile üst spinal alanın muhtemel sıcak ve soğuk noktalarının azaltılması için fraksiyonlar arası kaydırma yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemle göre: üst spinal alan 19cm açılıp alt spinal alan ile hizalandı. 20 gün süren tedavinin ilk 7 gününde bu şekilde tedavi edilen hastanın devam eden 7 gün süresince üst spinal alanın alt sınırı 1 cm büyütülmüş (toplamda 20cm) alt spinal alanın üst seviyesi 1 cm küçültülmüş ve son 6 günde ise üst spinal alanının alt sınırı 1cm küçültülmüş(18cm) alt spinal alanın üst sınırı 1 cm büyütülmüştür. Bu sayede muhtemel set up hataları sonrasında oluşabilecek komplikasyonların minimize edilmesi amaçlanmıştır. Yapılan tüm planlarda hedef hacmin %95'inin reçete edilen dozun %100 ünü alması sağlanmıştır.

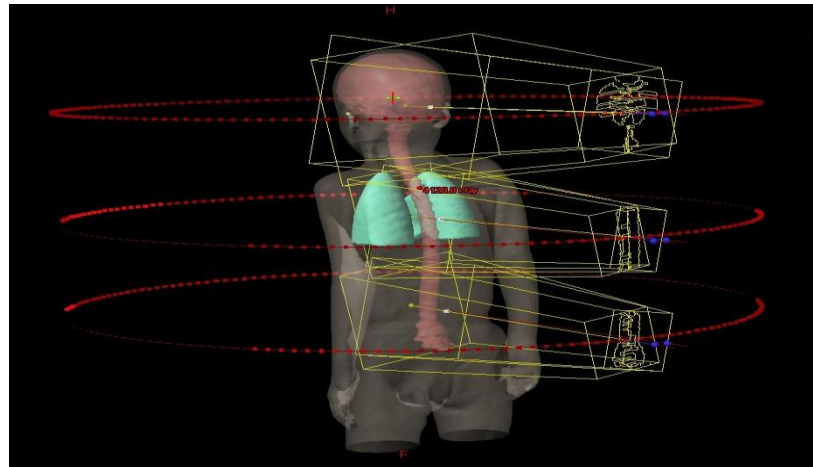
### 3.2.2. YAAT Planlama

YAAT planlarında da konformal alandakine benzer 3 izomerkez kullanılmıştır. İzomerkezler uygulama kolaylığı olması açısından tedavi sırasında sadece boyuna kayma olacak şekilde ayarlanmıştır. Seçilen izomerkezler konformal plandakilerle aynı değildir. Her izomerkezde 2 tam ark vardır. Her bir arkta hastanın kollarına denk gelen açılardan doz girişi olmaması sağlanmıştır. Her bir izomerkezde birbirine ters yönde tasarlanan 2 arkta ÇYK hareketlerinden kaynaklanan sızıntı etkisini azaltmak amacıyla 10 ve 350 derecelik kolimatör açıları kullanılmıştır. Optimizasyon yapılırken göz önünde bulundurulmuş kritik organ dozları tablo 3.1.de verilmiştir.

Lensler	$D_{max} < 8 \text{ Gy}$
Oral kavite	$D_{mean} < 40 \text{ Gy}$
Özefagus	$D_{mean} < 34 \text{ Gy}$
Kalp	$D_{max} < 40 \text{ Gy}$
Akciğer	$V_5 < \%60, V_{20} < \%20$
Böbrekler	$D_{mean} < 17,5 \text{ Gy}$
Spinal Kord	$D_{max} < 45 \text{ Gy}$
Karaciğer	$D_{mean} < 28 \text{ Gy}$

Tablo 3.1. Kritik Organ Doz Limitleri

YAAT planlarında kolimatör takip özelliği kullanılmıştır. Bu özellik gantri dönerken değişen alanın, ÇYK tarafından takip edilirken bir taraftan da yapraklarla uyumlu olarak kolimatörlerle takip edilmesidir.



Şekil 3.6. YAAT Planlama

Kritik organ dozları verilen doz limitlerinin (tablo3.1.) altında olacak, PTV ise reçete edilen dozu alacak şekilde optimize edilmiştir. Hedef hacim dışında oluşacak istenmeyen ısınmalar için; tüm vücut hacminden hedef hacmin 0,5cm emniyet sınırı verilmiş hali çıkarılmış ve optimizasyona dahil edilmiştir. Tüm planlar hedef hacmin %95 inin reçete edilen dozun %100 ünü alacak şekilde normalize edilmiştir.

### **3.2.3. Planların Değerlendirilmesi**

İki tedavi modalitesinin arasındaki farkı araştırırken seri organlar için maksimum doz değerleri, paralel organlar için ise ortalama doz değerleri göz önünde bulundurulmuştur. Bu duruma istisna olarak özefagusun hem ortalama hemde maksimum dozu karşılaştırılmıştır. Bunun nedeni ise konformal planlamadaki üst ve alt spinal alanın kesişmesinin özefagus seviyesinde olup olmadığını görmektir.

Konformalite indeks'i de bu değerlendirmede göz önünde bulundurulan parametrelerden biridir. Konformalite indeksinin optimum değeri 1dir. Bu değerin 1 den büyük olması PTV nin yanında sağlıklı dokularında ışımlandığını, 1 den küçük olması ise PTV nin tam olarak kapsanmadığını ifade eder. Konformalite indeksi şöyle ifade edilir:

$$CI= V\%100 / V_{ptv}$$

Homojenite indeksinin de 1 olması ideal durumu ifade eder. Homojenite indeksi şöyle tanımlanır:

$$HI= D_{maksimum} / 100$$

## 4. BULGULAR

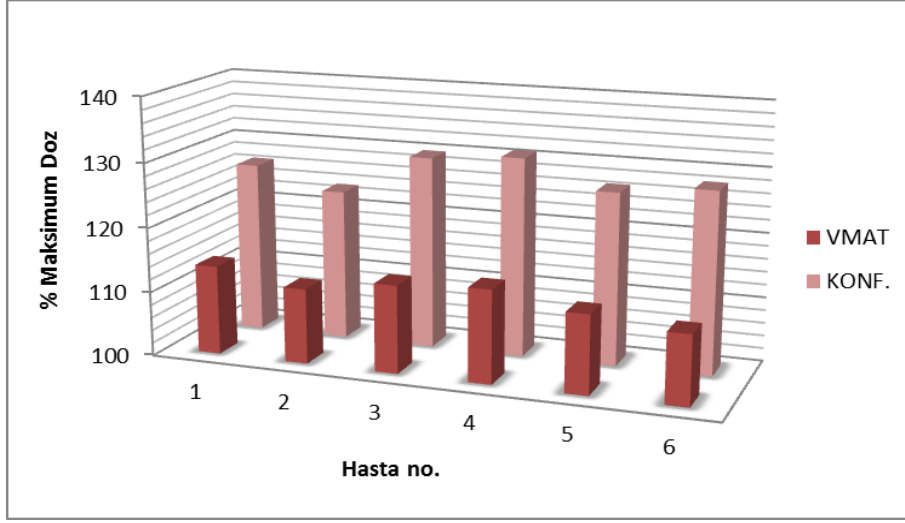
Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS 21.0 İstatistik paket programı kullanılmıştır. İki tedavi uygulaması arasındaki farkı incelemek için Wilcoxon testinden yararlanılmıştır. Sonuçlar % 95 güven aralığında,  $p < 0,05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

### 4.1. Vücuttaki Maksimum Doz

Konformal ve YAAT planlarında hastada oluşan maksimum doz değerleri Tablo4.1. de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Maksimum Doz Bulguları

Hasta no	Dmax %			P
	YAAT	KONF.	Fark %	
1	113,8	126,6	12,8	0.028
2	111,6	123,4	11,8	
3	113,6	129,8	16,2	
4	114,4	130,8	16,4	
5	112,2	126,7	14,5	
6	110,8	128,1	17,3	
	Ort. 112,7	Ort. 127,5		

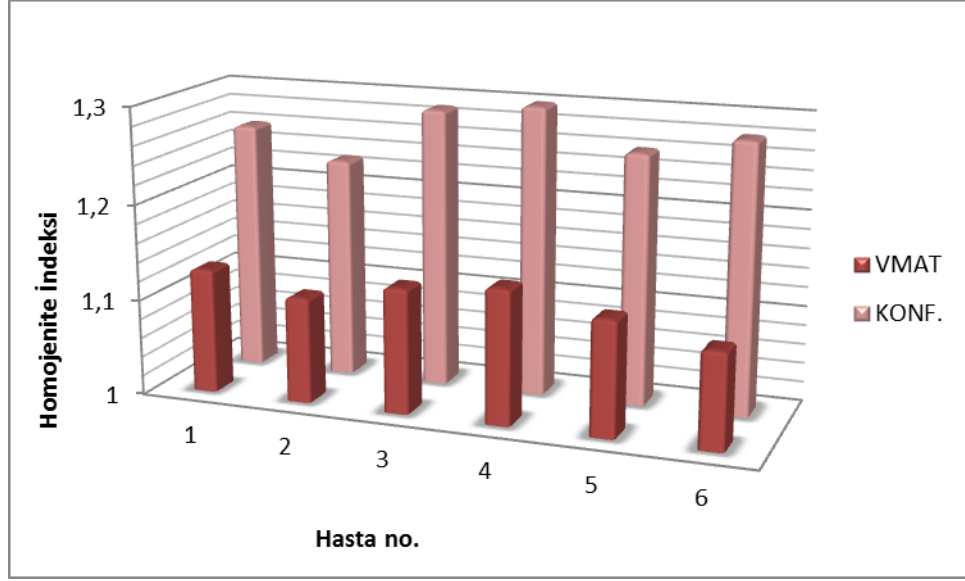


Şekil 4.1. Maksimum Doz Bulguları

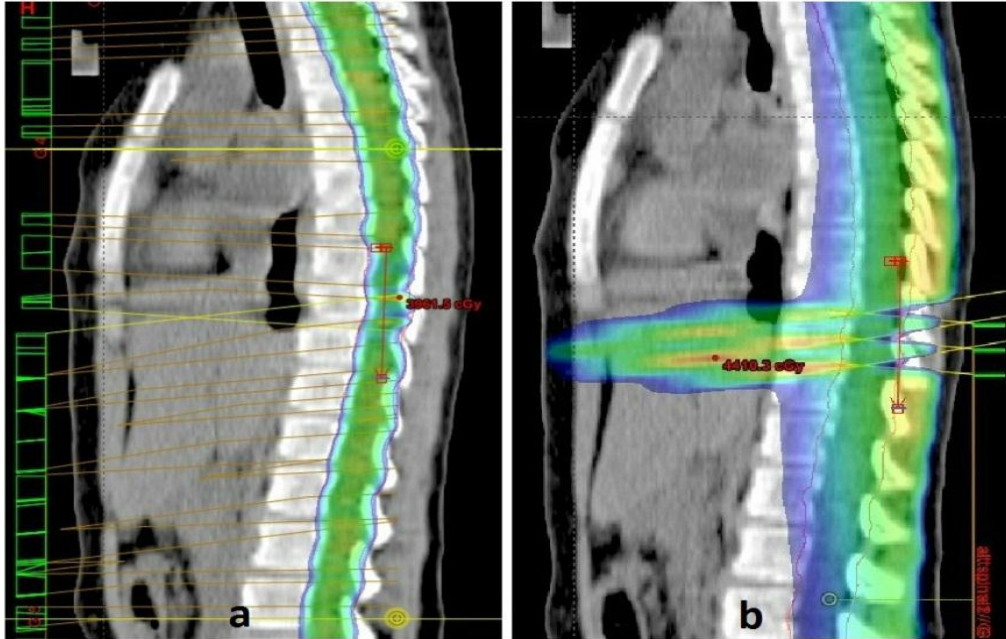
## 4.2. Homojenite İndeksi

Tablo 4.2. Homojenite İndeksi

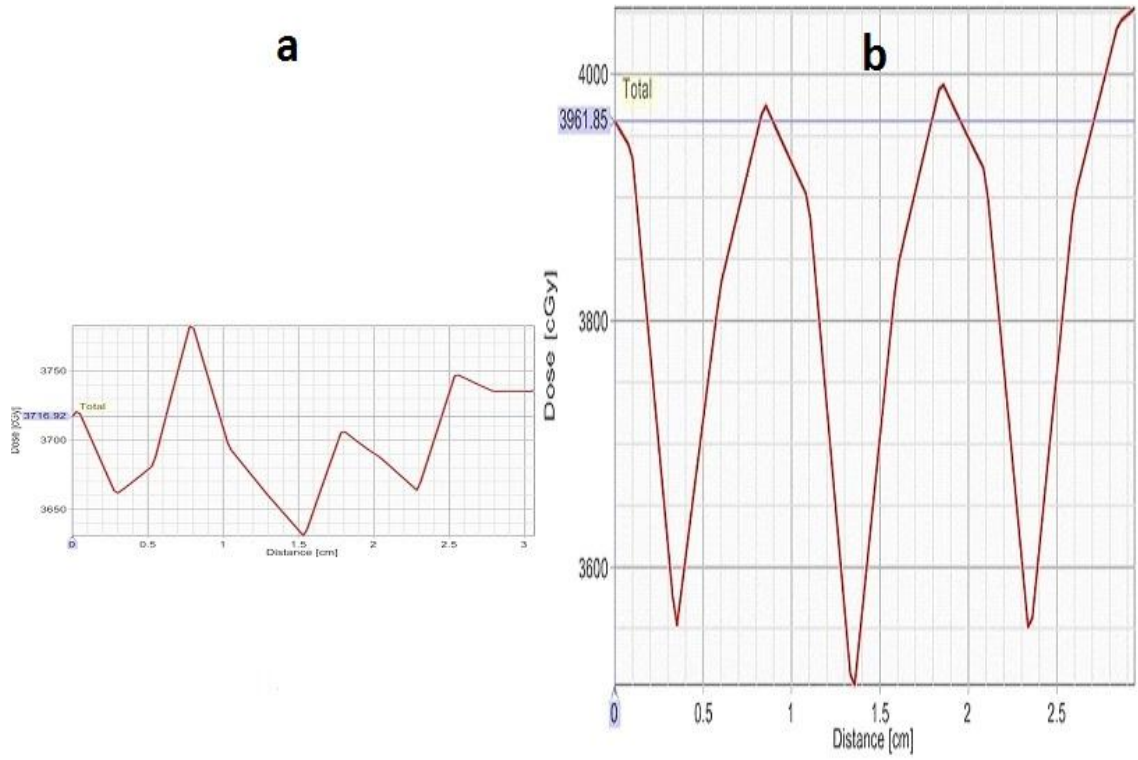
Hasta no	HI		P
	YAAT	KONF.	
1	1,13	1,26	0,027
2	1,11	1,23	
3	1,13	1,29	
4	1,14	1,3	
5	1,12	1,26	
6	1,1	1,28	
	Ort. 1,12	Ort. 1,27	



Şekil 4.2. Homojenite İndeksi Bulguları



Şekil 4.3. (a) YAAT (b) Konformal Doz Dağılımları

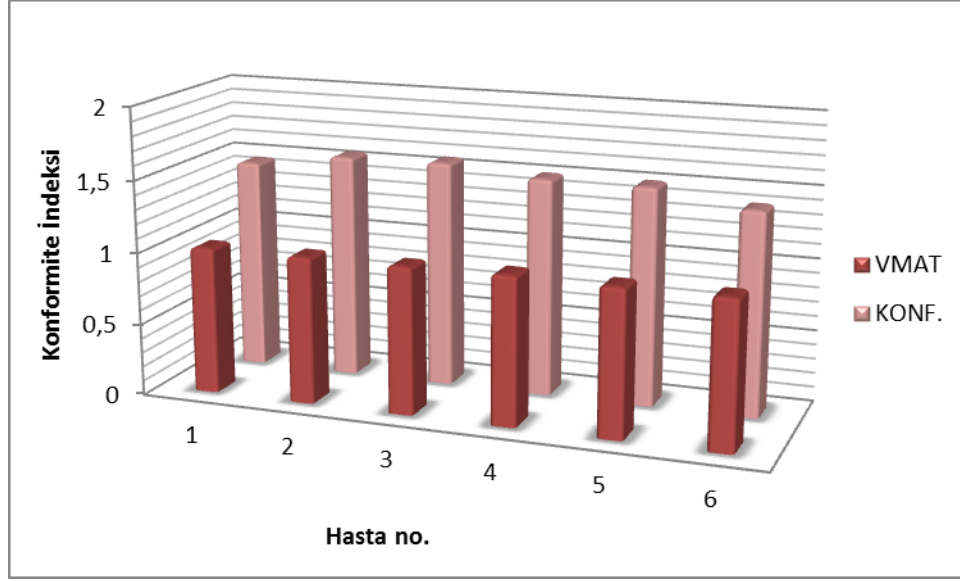


Şekil 4.4. (a) YAAT (b) Konformal alan kesişimindeki doz homojenitesi

### 4.3. Konformite İndeksi

Tablo 4.3. Konformite İndeksi

Hasta no	CI		
	YAAT	KONF.	P
1	1,02	1,47	
2	1,02	1,56	
3	1,02	1,57	
4	1,03	1,51	0,028
5	1,02	1,51	
6	1,02	1,41	
	Ort. 1,02	Ort. 1,50	



Şekil 4.5. Konformite İndeksi Bulguları

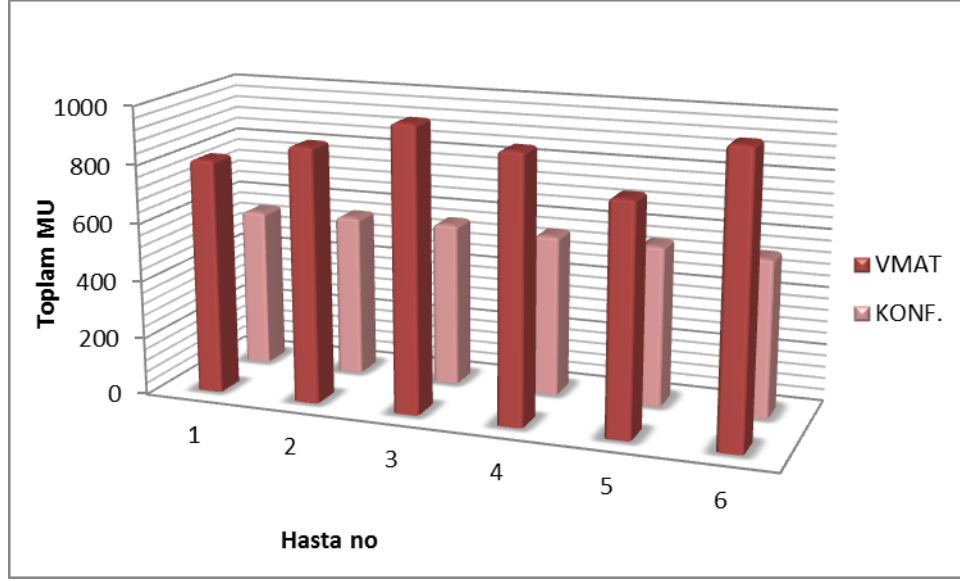
#### 4.4. Toplam MU (Monitor Unit)

Konformal ve YAAT teknikle planlanan 6 farklı hastanın planlarında hesaplanan toplam monitor unit bulguları Tablo4.4 te verilmiştir

Tablo 4.4. Toplam MU Bulguları

Hasta no	Total MU				p
	YAAT	KONF.	Fark MU	Fark %	
1	813	554	259	37,9	0,028
2	883	563	320	44,3	
3	983	567	416	53,7	
4	918	557	361	48,9	
5	792	554	238	35,4	
6	986	544	442	57,8	
	Ort. 895,8	Ort. 556,5			



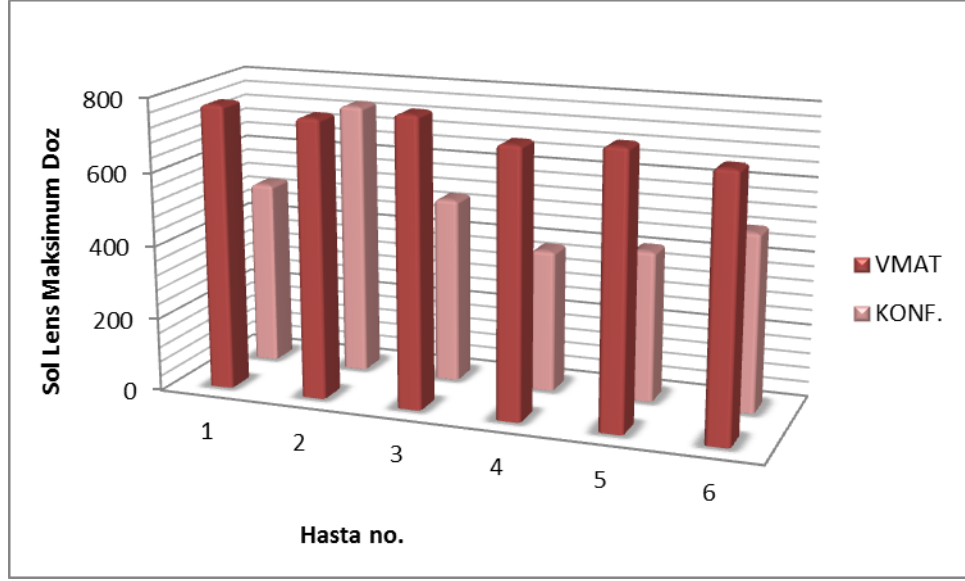


Şekil 4.6. Toplam MU Bulguları

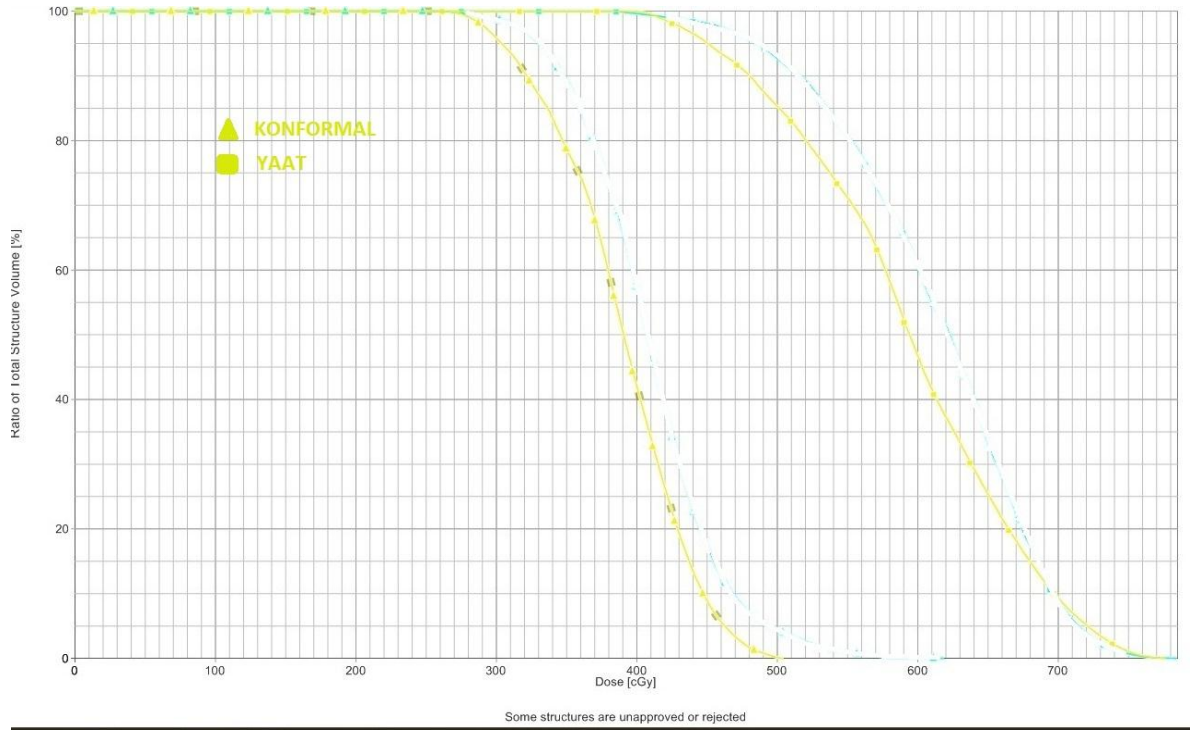
#### 4.5. Lens Dozları

Tablo 4.5. Sol Lens Maksimum Doz Bulguları

Sol Lens Maksimum (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	p
1	776,8	505,3	271,5	42,4	0,028
2	759	743	16	2,1	
3	785,6	505,2	280,4	43,4	
4	727,2	386,9	340,3	61,1	
5	741,1	411	330,1	57,3	
6	705,9	484,7	221,2	37,2	
Ort. 749,2		Ort. 506,0			



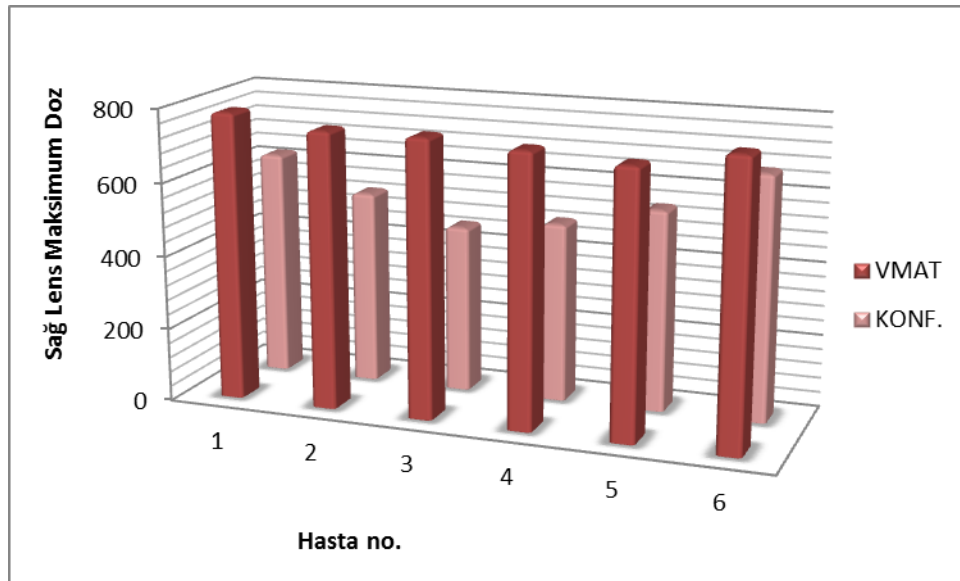
Şekil 4.7. Sol Lens Maksimum Doz Bulguları



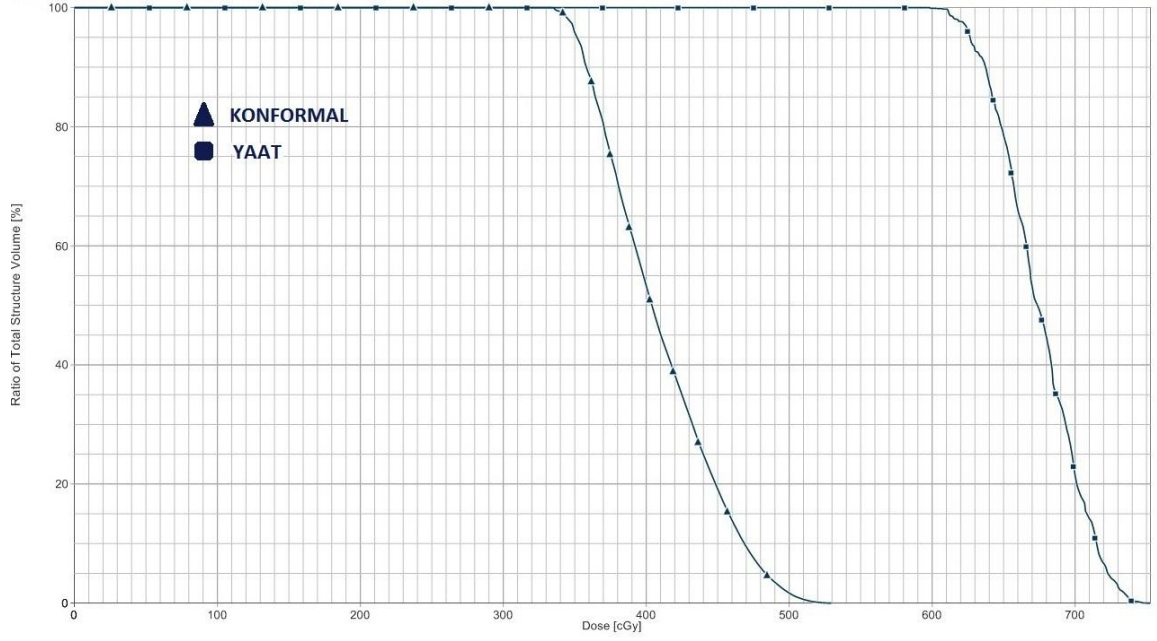
Şekil 4.8. Sol Lens Doz-Hacim Grafiği

Tablo 4.6. Sağ Lens Doz Maksimum Bulguları

Sağ Lens Maksimum (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	p
1	784,9	619,6	165,3	23,5	0,028
2	753	530	223	34,8	
3	754,4	457,1	297,3	49,1	
4	739,4	488,6	250,8	40,8	
5	720,5	548,9	171,6	27,0	
6	767,6	665,7	101,9	14,2	
Ort. 753,3		Ort. 551,6			



Şekil 4.9. Sağ Lens Bulguları

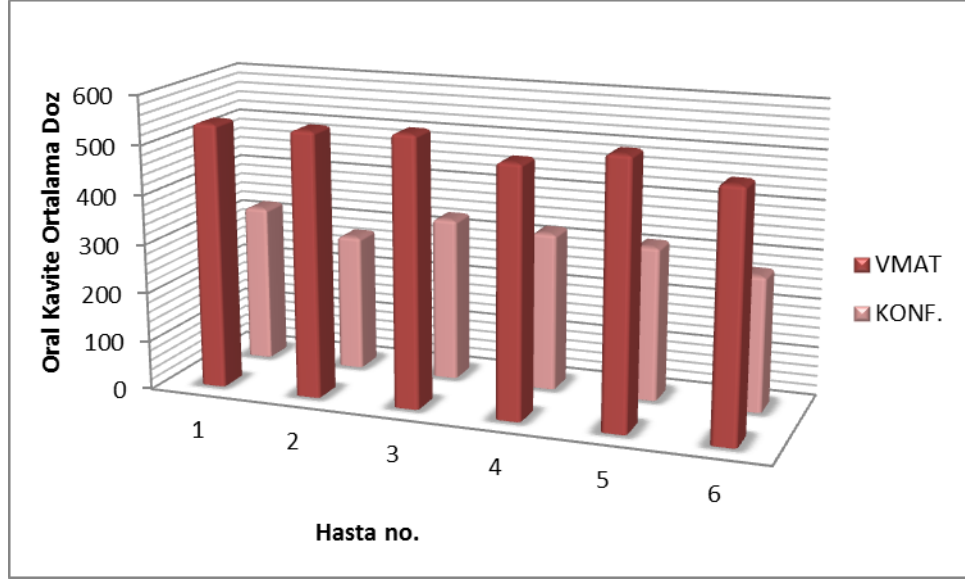


Şekil 4.10. Sağ Lens Doz-Hacim Grafiği

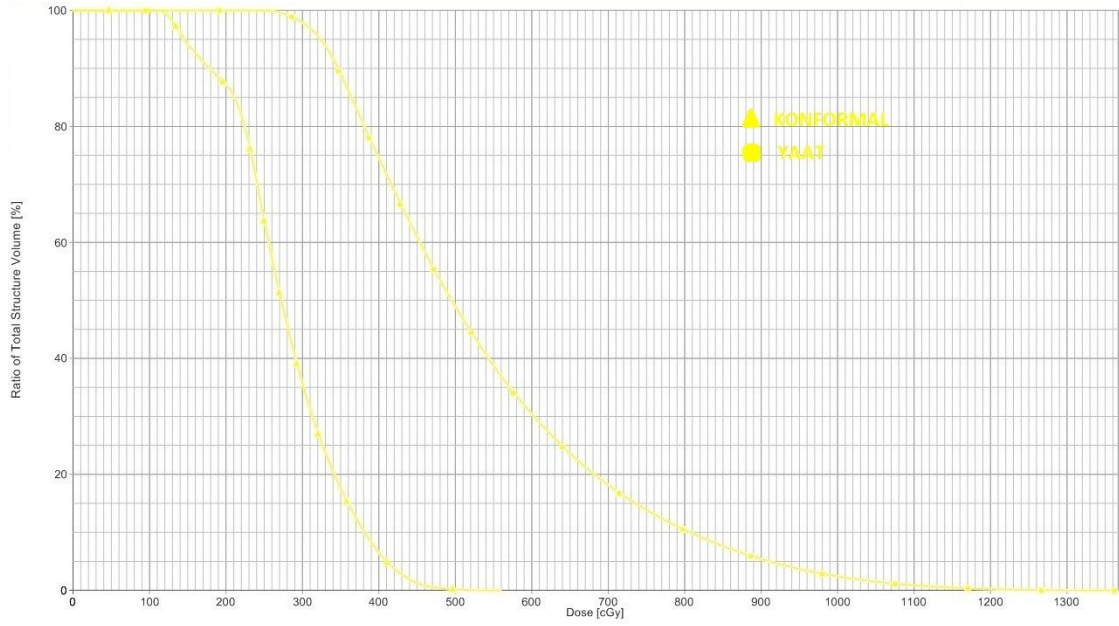
#### 4.6. Oral Kavite Dozları

Tablo 4.7. Oral Kavite Ortalama Doz Bulguları

Oral Kavite Ortalama (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	p
1	539,6	322,9	216,7	50,2	0,028
2	539,5	278,8	260,7	63,7	
3	547,5	333	214,5	48,7	
4	507,1	321,8	185,3	44,7	
5	537,9	312,8	225,1	52,9	
6	497,2	274,5	222,7	57,7	
Ort. 528,1		Ort. 307,3			



Şekil 4.11. Oral Kavite Ortalama Doz Bulguları



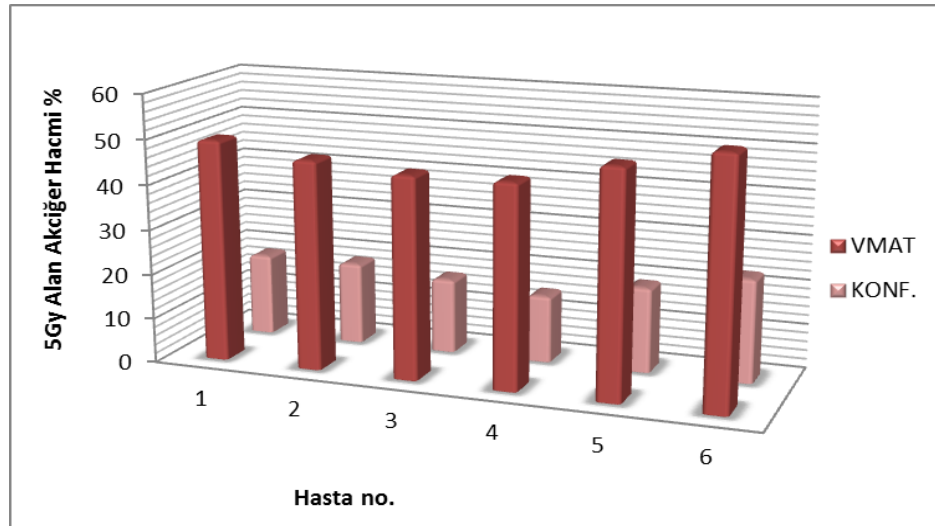
Şekil 4.12. Oral Kavite Doz-Hacim Grafiği

#### 4.7. Akciğer Dozları

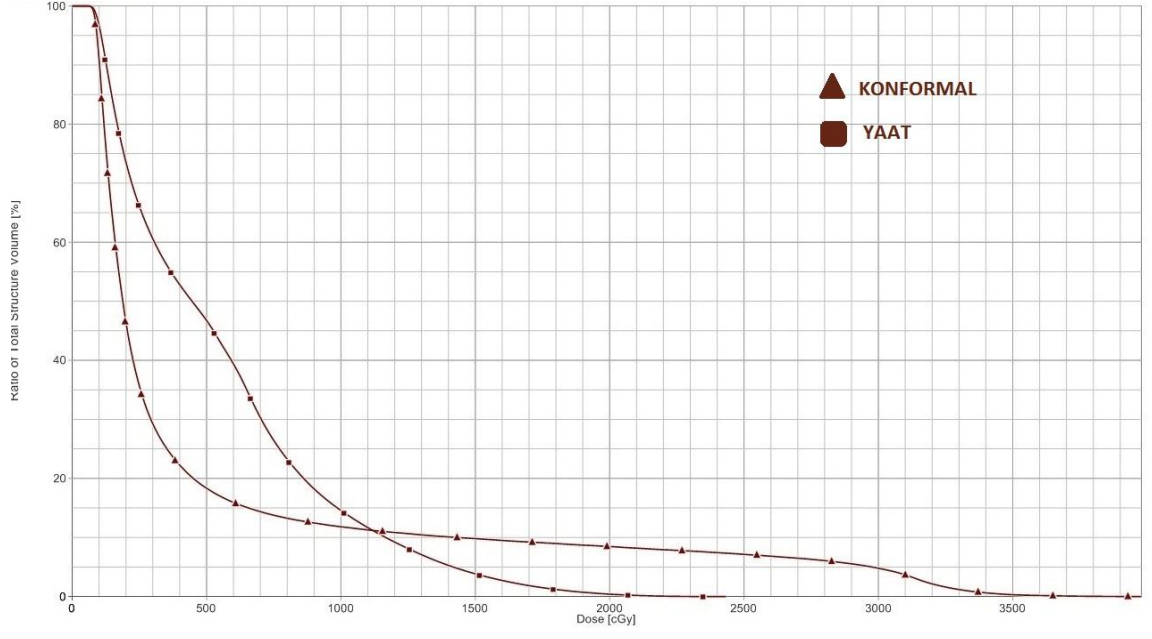
Çalışmaya dahil edilen hastaların akciğer dozlarının değerlendirilmesinde 5Gy ve 20Gy alan akciğer hacimlerinin yüzde olarak değerleri göz önüne alınmıştır ve bu değerler tablo 4.8 ve tablo 4.9. da gösterilmiştir

Tablo 4.8. 5Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları

Hasta no	Akciğer V5			p
	YAAT	KONF.	Fark %	
1	49,5	18,4	31,15	0,028
2	46,6	18,35	28,25	
3	45	16,7	28,3	
4	45,2	15	30,2	
5	50,14	19,02	31,12	
6	54,49	23,08	31,41	
	Ort. 48,4	Ort. 18,4		



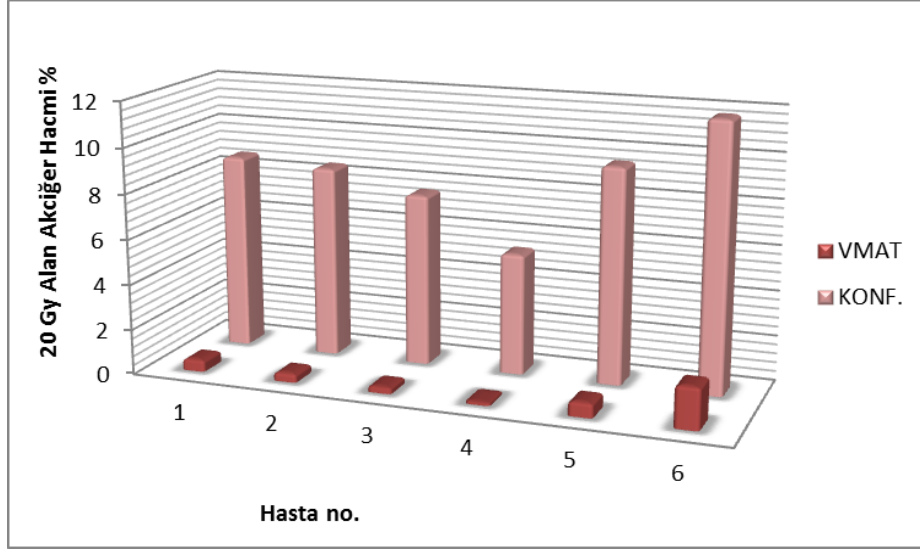
Şekil 4.13. 5Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları



Şekil 4.14. Akciğer Doz-Hacim Grafiği

Tablo 4.9. 20Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları

Akciğer V20				
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark %	p
1	0,52	8,67	8,15	0,028
2	0,39	8,47	8,08	
3	0,28	7,6	7,32	
4	0,15	5,35	5,2	
5	0,64	9,5	8,86	
6	1,83	11,78	9,95	
	Ort. 0,6	Ort. 8,5		



Şekil 4.15. 20Gy Alan Akciğer Hacmi Bulguları

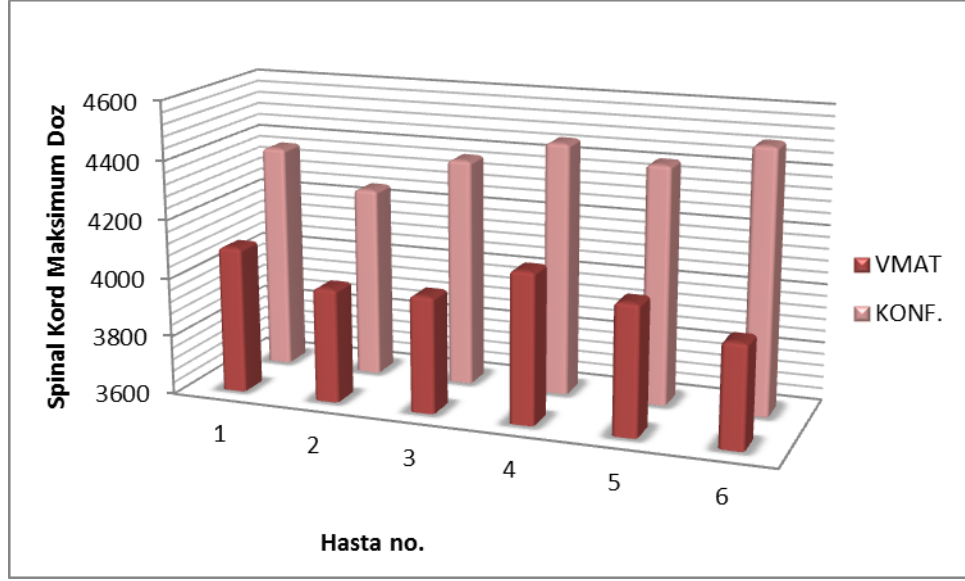
#### 4.8. Spinal Kord Dozları

Spinal kordun değerlendirilmesinde, spinal kordun üzerinde oluşan maksimum dozunun yanında, spinal kordun %1 lik hacminin aldığı doz da hesaba katılmıştır. Spinal kordun maksimum doz bulguları tablo 4.10. ve spinal kordun %1lik hacminin aldığı dozlar tablo 4.11. de verilmiştir

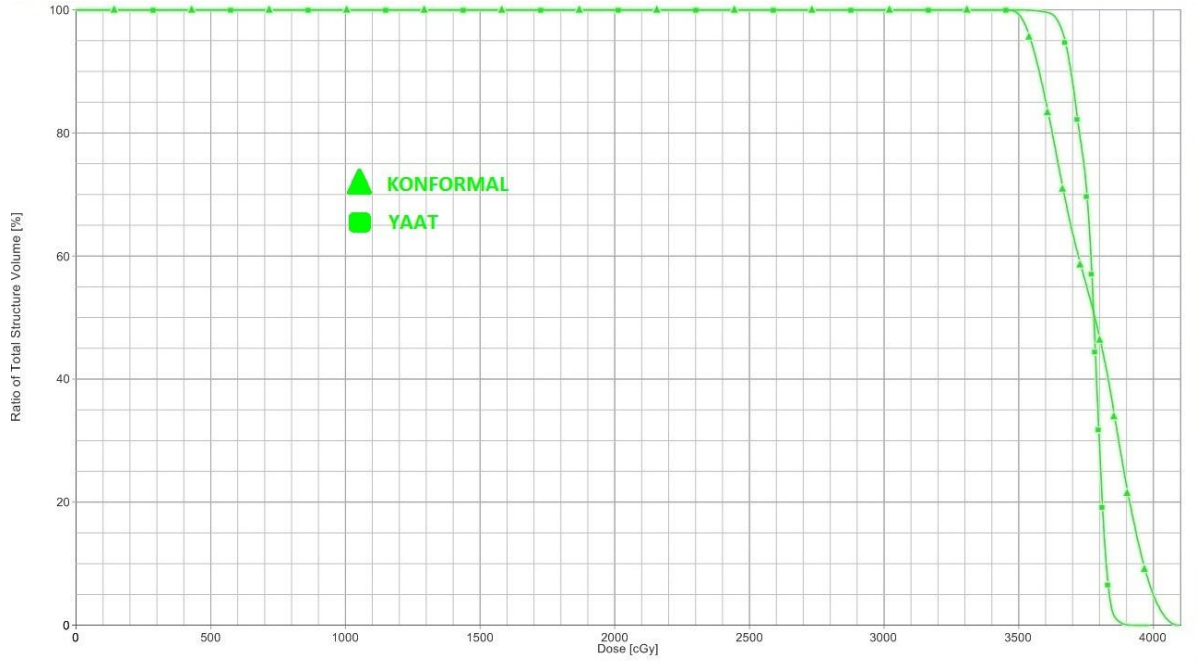
Tablo 4.10. Spinal Kord Maksimum Doz Bulguları

Hasta no	Spinal Kord Maksimum (cGy)				p
	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	
1	4098,6	4370,7	272,1	6,4	0,028
2	3988,8	4250,1	261,3	6,3	
3	3996,3	4376,8	380,5	9,1	
4	4112,3	4458	345,7	8,1	
5	4041,5	4410,6	369,1	8,7	
6	3950	4496	546	12,9	
Ort. 4031,3		Ort. 4393,7			





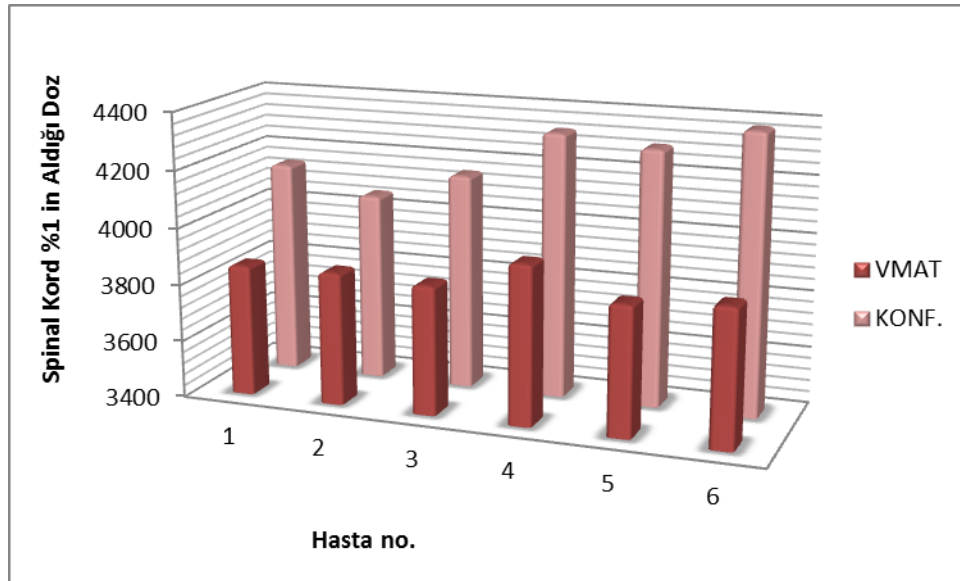
Şekil 4.16. Spinal Kord Maksimum Doz Bulguları



Şekil 4.17. Spinal Kord Doz-Hacim Grafiği

Tablo 4.11. Spinal Kordun %1 inin Aldığı Doz Bulguları

Spinal Kord D%1 (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	p
1	3860	4147,9	287,9	7,2	0,028
2	3865,5	4060	194,5	4,9	
3	3852,6	4157	304,4	7,6	
4	3958	4328,1	370,1	8,9	
5	3855,1	4296	440,9	10,8	
6	3882,4	4378,9	496,5	12,0	
Ort. 3878,9		Ort. 4228,0			

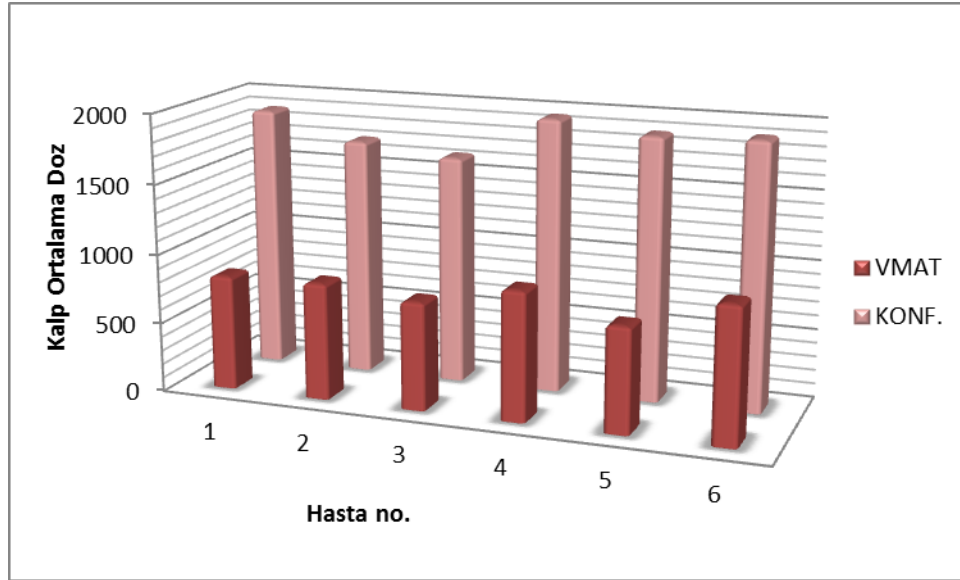


Şekil 4.18. Spinal Kordun %1 inin Aldığı Doz Bulguları

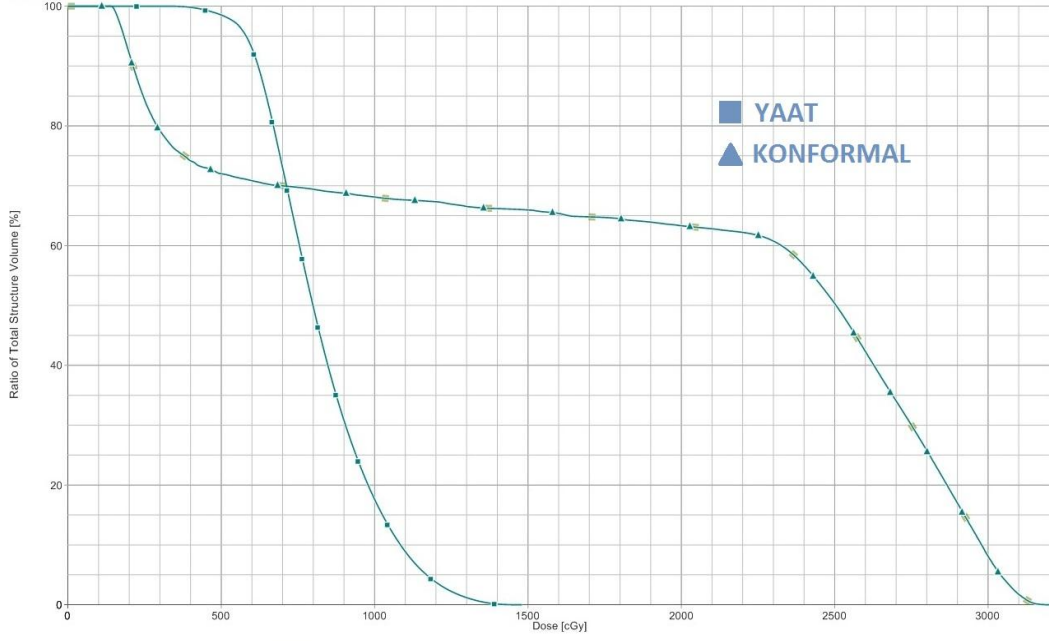
## 4.9. Kalp Dozları

Tablo 4.12. Kalp Ortalama Doz Bulguları

Kalp Ortalama Doz (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	P
1	826,5	1892,5	1066	78,4	0,028
2	840	1711	871	68,3	
3	777,2	1640,1	862,9	71,4	
4	928,4	1963,9	1035,5	71,6	
5	755,6	1889,6	1134	85,7	
6	976	1910,1	934,1	64,7	
	Ort. 850,6	Ort. 1834,5			



Şekil 4.19. Kalp Ortalama Doz Bulguları



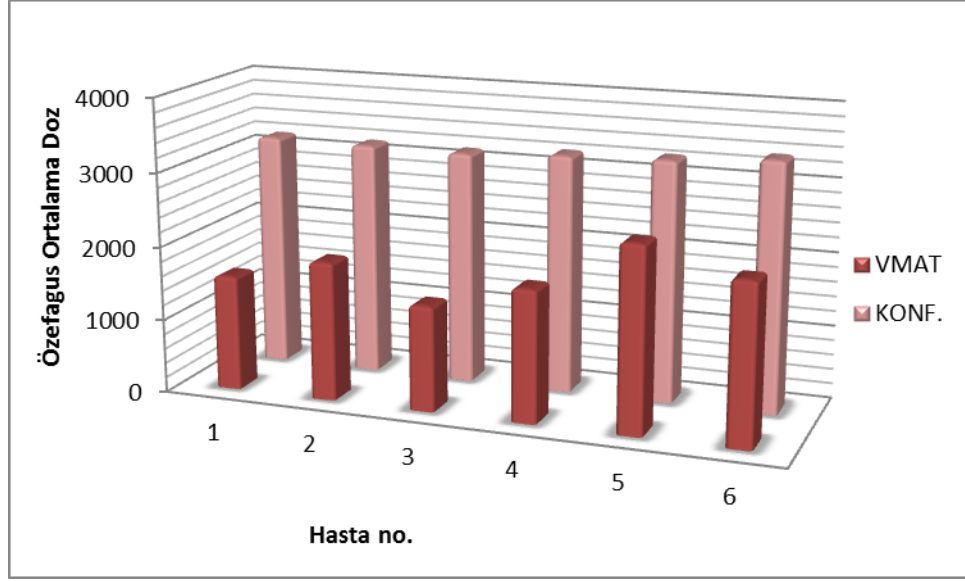
Şekil 4.20. Kalp Doz-Hacim Grafiği

#### 4.10. Özefagus Dozları

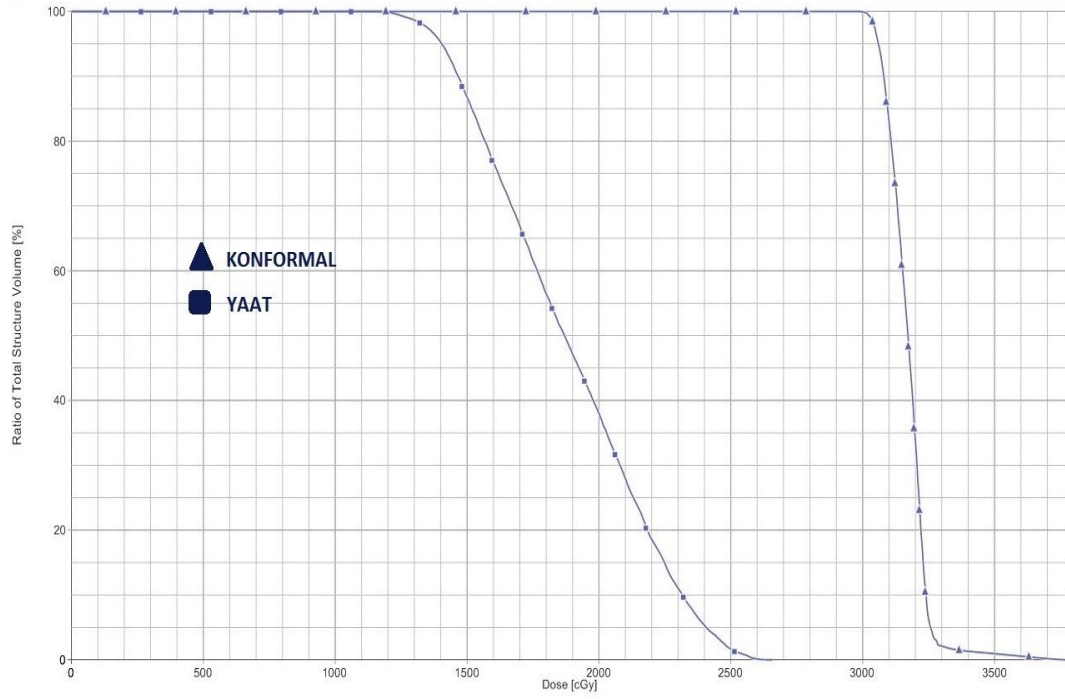
Bu çalışmada özefagus için ortalama dozun yanında maksimum doz da göz önüne alınmıştır. Özefagusun ortalama dozları Tablo 4.13. te, özefagusun maksimum dozları tablo 4.14 te verilmiştir.

Tablo 4.13. Özefagus Ortalama Doz Bulguları

Hasta no	Özefagus Ortalama (cGy)				p
	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	
1	1565	3187,6	1622,6	68,3	0,028
2	1880,9	3170	1289,1	51,0	
3	1429,1	3155,8	1726,7	75,3	
4	1789,6	3227	1437,4	57,3	
5	2506,7	3267,3	760,6	26,3	
6	2173,6	3367,7	1194,1	43,1	
	Ort. 1890,8	Ort. 3229,2			



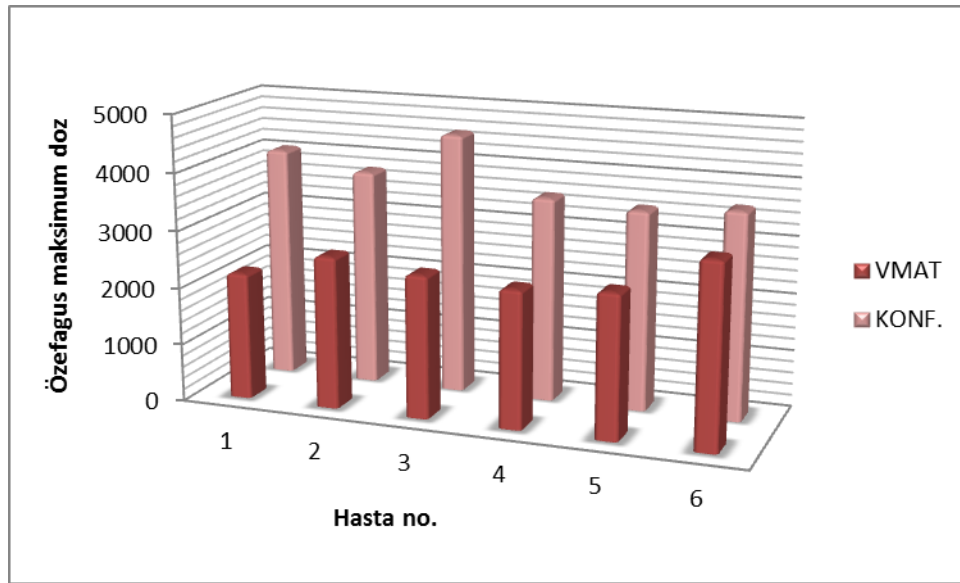
Şekil 4.21. Özefagus Ortalama Doz Bulguları



Şekil 4.22. Özefagus Doz-Hacim Grafiği

Tablo 4.14. Özefagus Maksimum Doz Bulguları

Hasta no	Özefagus maksimum (cGy)				p
	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	
1	2221,1	4061,1	1840	58,6	0,028
2	2660,8	3782,8	1122	34,8	
3	2490,6	4547	2056,4	58,4	
4	2399,4	3570,7	1171,3	39,2	
5	2506,7	3479,2	972,5	32,5	
6	3195	3606,6	411,6	12,1	
Ort. 2578,9		Ort. 3841,2			

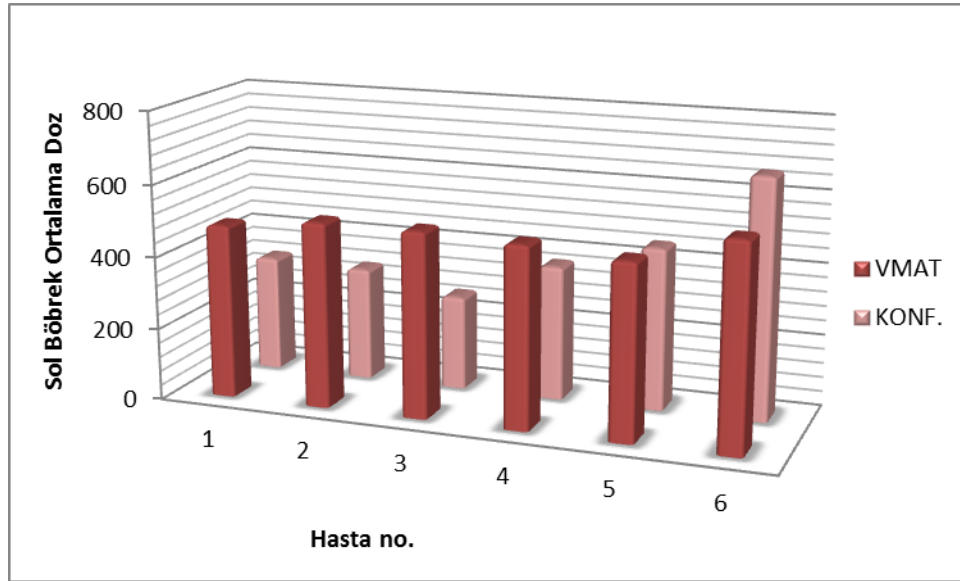


Şekil 4.23. Özefagus Maksimum Doz Bulguları

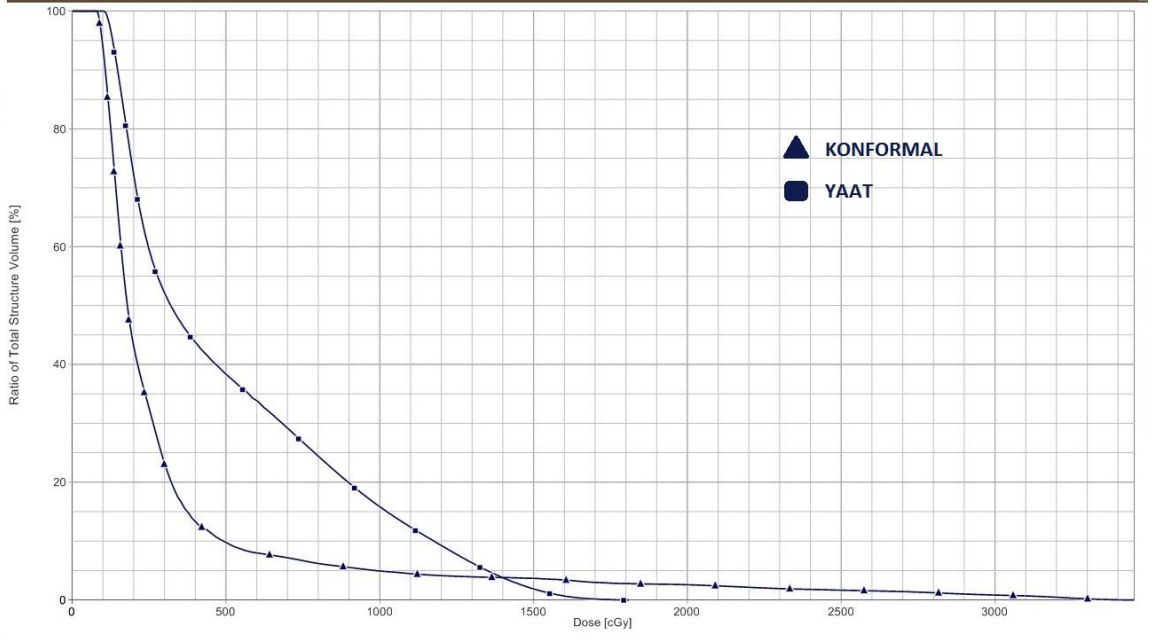
#### 4.11. Böbrek Dozları

Tablo 4.15. Sol Böbrek Ortalama Doz Bulguları

Sol Böbrek Ortalama (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	p
1	483,1	323,4	159,7	39,6	0,075
2	513,7	315,7	198	47,7	
3	513,7	261,8	251,9	65,0	
4	502,5	373,8	128,7	29,4	
5	484	450,2	33,8	7,2	
6	564,6	665,1	100,5	16,3	
Ort. 510,2		Ort. 398,3			



Şekil 4.24. Sol Böbrek Ortalama Doz Bulguları

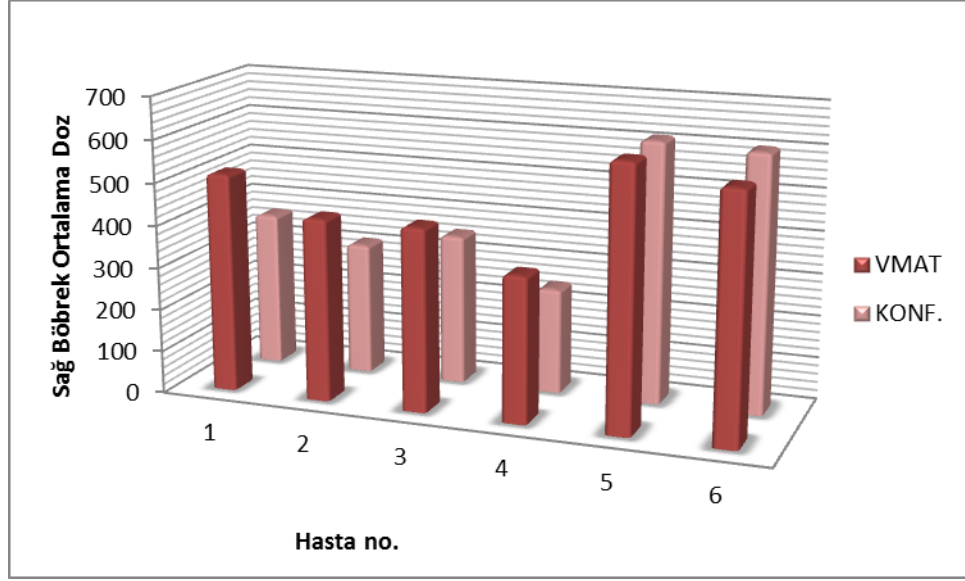


Şekil 4.25. Sol Böbrek Doz-Hacim Grafiği

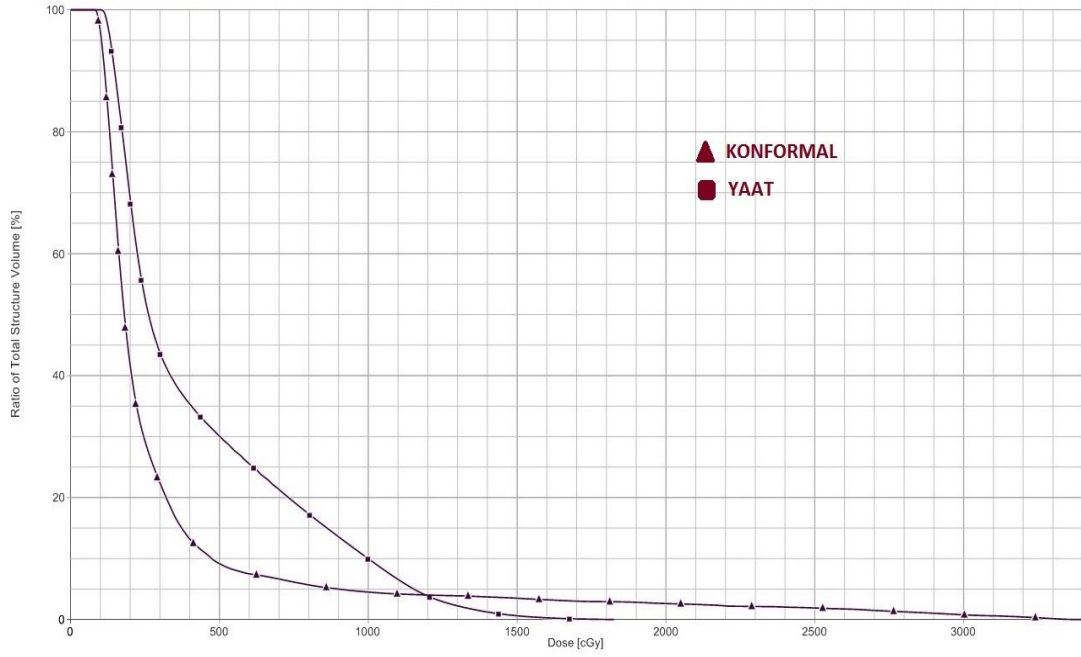
Tablo 4.16. Sağ Böbrek Ortalama Doz Bulguları

Sağ Böbrek Ortalama (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	p
1	516,1	365,5	150,6	34,2	0,075
2	430,7	312,3	118,4	31,9	
3	430,7	354,1	76,6	19,5	
4	342,7	248,5	94,2	31,9	
5	616	614,1	1,9	0,3	
6	576	605	29	4,9	
Ort. 485,3		Ort. 416,5			





Şekil 4.26. Sağ Böbrek Ortalama Doz Bulguları

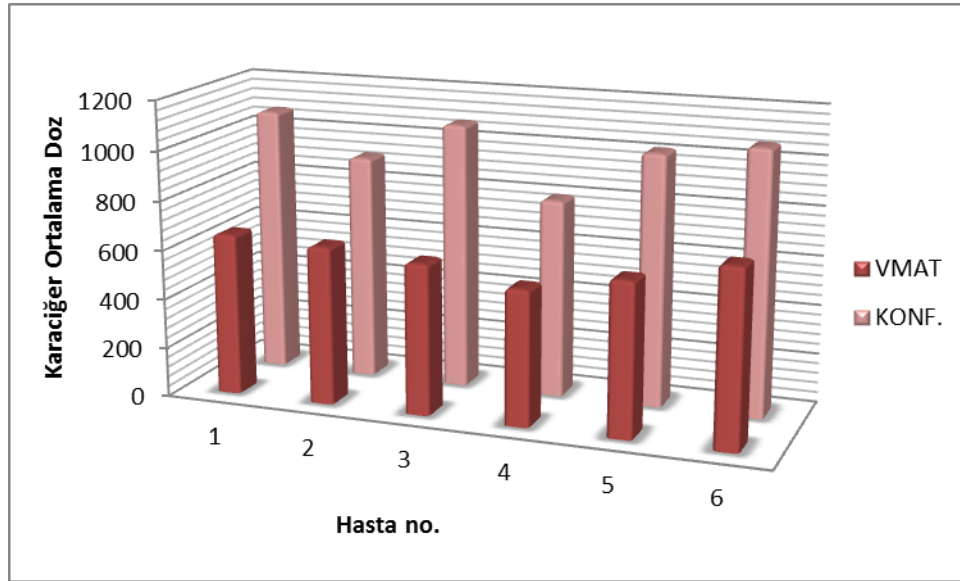


Şekil 4.27. Sağ Böbrek Doz-Hacim Grafiği

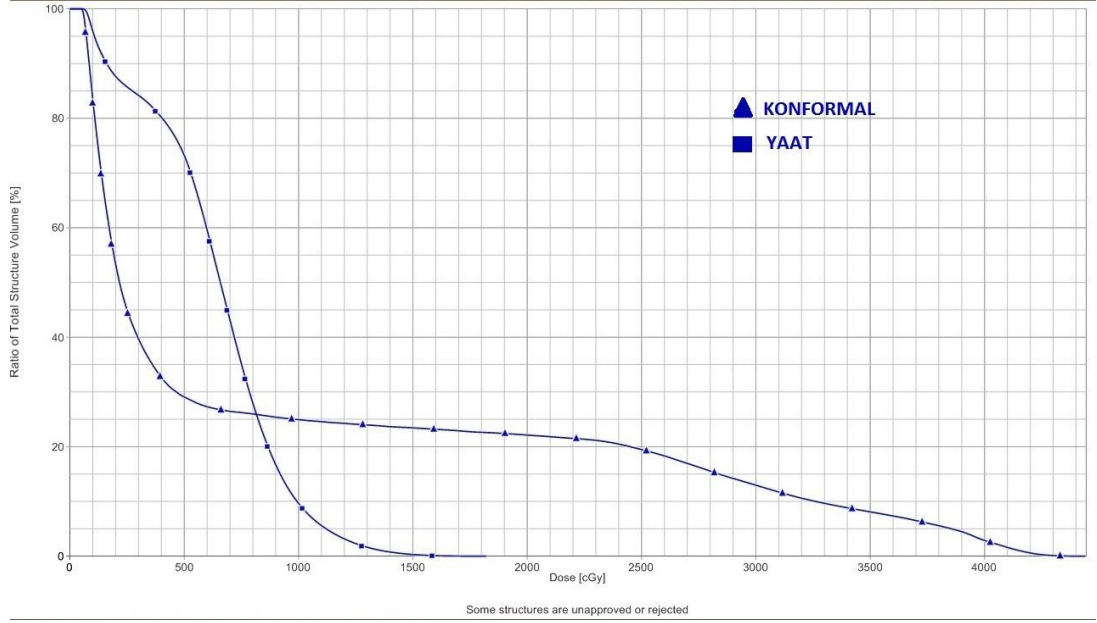
## 4.12. Karaciğer Dozları

Tablo 4.17. Karaciğer Ortalama Doz Bulguları

Karaciger Ortalama (cGy)					
Hasta no	YAAT	KONF.	Fark(cGy)	Fark %	p
1	655,7	1077,9	422,2	48,7	0,028
2	640	913,5	273,5	35,2	
3	609,9	1075,6	465,7	55,3	
4	547,7	800,9	253,2	37,6	
5	621,4	1018,3	396,9	48,4	
6	713,6	1068,1	354,5	39,8	
Ort. 631,3		Ort. 992,3			



Şekil 4.28. Karaciğer Ortalama Doz Bulguları



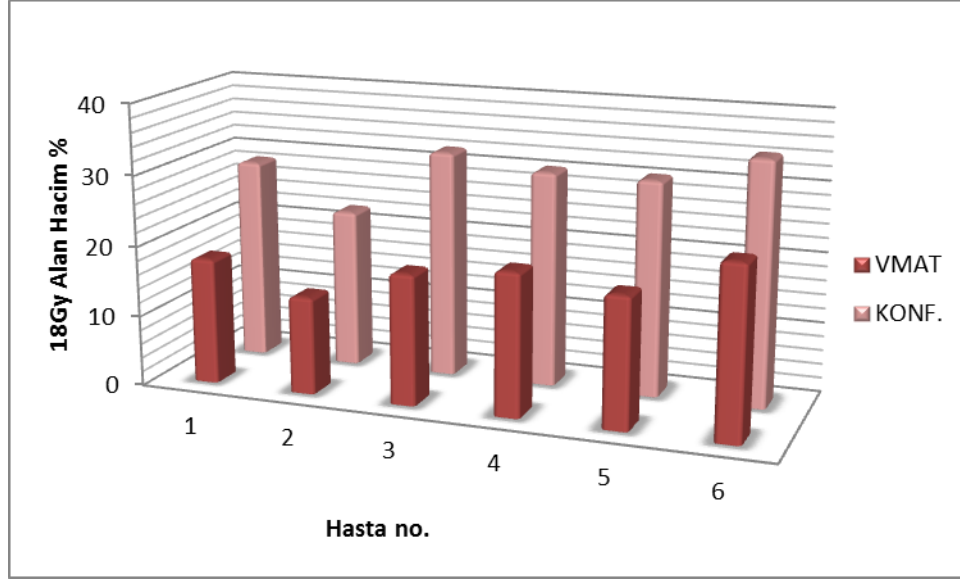
Şekil 4.29. Karaciğer Doz-Hacim Grafiği

#### 4.13. Vücuttaki Yüksek ve Düşük Doz Bölgeleri

Farklı teknikler kullanılarak oluşturulan planlarda düşük doz bölgesi olan 18Gy ve 20Gy alan tüm vücut hacmi ve 40Gy alan tüm vücut hacimleri incelenmiştir.

Tablo 4.18. 18Gy Doz Alan Vücut Hacmi Bulgusu

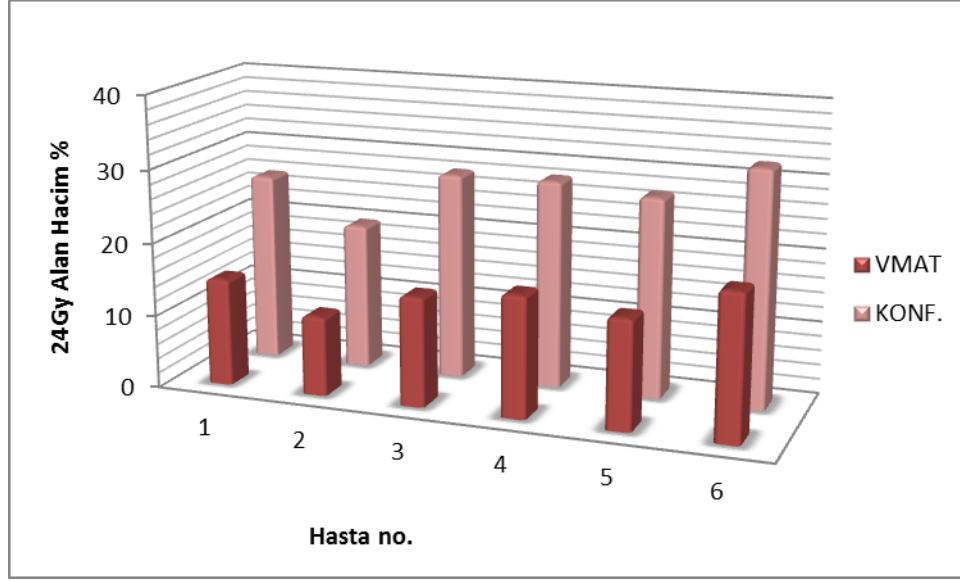
Hasta no	Body V18			
	YAAT	KONF.	Fark %	p
1	17,9	28,7	10,8	0,028
2	13,8	22,5	8,7	
3	18,5	32,2	13,7	
4	20,2	30,46	10,26	
5	18,49	30,45	11,96	
6	24,25	34,5	10,25	
	Ort. 18,8	Ort. 29,8		



Şekil 4.30. 18Gy Doz Alan Vücut Hacmi Doz Bulguları

Tablo 4.19. 24Gy doz alan vücut hacmi bulgusu

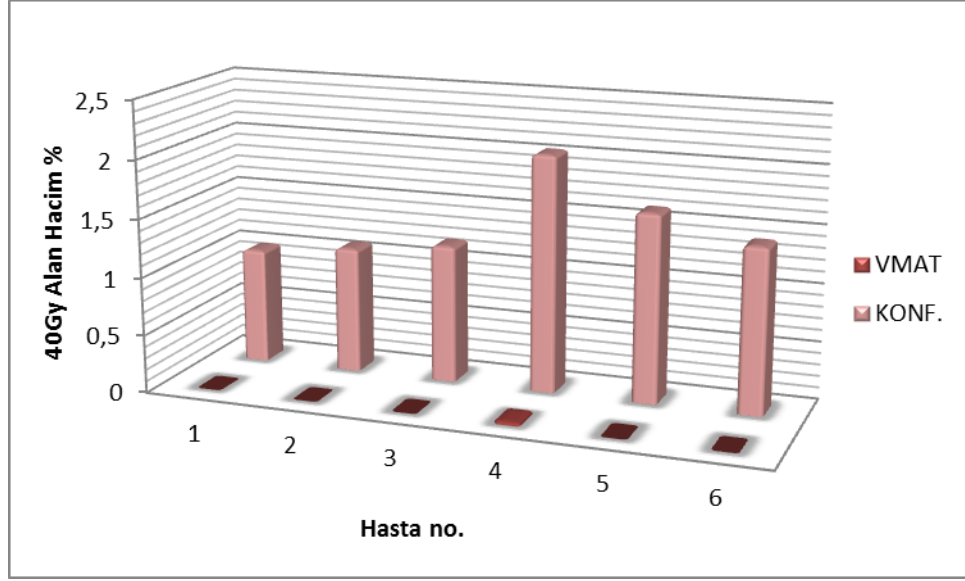
Hasta no	Body V24			p
	YAAT	KONF.	Fark %	
1	14,7	25,9	11,2	0,028
2	10,9	20	9,1	
3	15	28,2	13,2	
4	16,6	28,4	11,8	
5	15	27,3	12,3	
6	19,86	32,25	12,39	
	Ort. 15,3	Ort. 27,0		



Şekil 4.31. 24Gy Doz Alan Vücut Hacmi Doz Bulguları

Tablo 4.20. 40Gy doz alan vücut hacmi bulgusu

Hasta no	Body V40			p
	YAAT	KONF.	Fark %	
1	0	1	1	0,028
2	0	1,09	1,09	
3	0	1,19	1,19	
4	0,03	2,04	2,01	
5	0	1,62	1,62	
6	0	1,42	1,42	
	Ort. 0,005	Ort. 1,39		



Şekil 4.32. 40Gy Doz Alan Vücut Hacmi Doz Bulguları

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada incelenen 6 çocuk hastanın maksimum doz değerleri göz önüne alındığında YAAT tekniğinin konformal tekniğe üstünlüğü görülür. Bunun nedeni konformal teknikte kullanılan alt ve üst spinal alandaki ışın geometrisinin diverjansıdır. Bu 2 alanın kesişimi yüzeye daha yakın olan PTV yi kapsayıp istenen doza ulaşması amacıyla ayarlanır ancak derinlikle beraber kesişimin olduğu hacim artar (Şekil 4.3). Böylece planın maksimum doz değeri bu bahsedilen özellikten ötürü PTV dışında oluşur. Bunun yanında PTV hacminde doz heterojenitesi de diverjans özelliğinden dolayı artar. Studenski ve arkadaşlarının çalışmasına göre [18] 3B konformal radyoterapi almış 10 hasta YART ve YAAT ile de planlanmış ve aradaki fark araştırılmıştır. Çalışmaya göre tüm hastalara 36Gy reçete edilirken, 3B konformal teknikle yapılan planda maksimum doz 47,34Gy iken YART tekniğinde 41,61Gy ve YAAT ta ise 41,25Gy olarak bulunmuştur.

Homojenite İndeksi YAAT tekniğinde konformal tekniğe göre üstündür. Homojenite indeksinin ideale daha yakın bir değer olan 1 e yaklaşması YAAT da görülürken, konformal teknikte 1,23 ile 1,30 arasında değişen değerlerle idealden uzaklaşmaktadır.

Konformalite indeksine baktığımızda YAAT, konformal tekniğe göre üstündür. YAAT planlarında 1.02 çıkan konformalite indeksi değerleri bize PTV nin istenen dozu aldığını ve PTVnin yakınlarında bulunan sağlıklı dokunun korunduğunu gösterir. Ancak konformal planın 1.41- 1.57 arası değişen değerleri bize verilmek istenen dozu PTV nin yanında sağlıklı doku hacminde aldığını anlatır.

Toplam MU değerleri cinsinden bakıldığında konformal tekniğin düşük MU değerleri bu tekniğin üstünlüğünü gösterir. MU değerinin fazla olması hastanın tedavisinin daha uzun sürmesi demektir. Tedavi gören grup çocuklar olduğunda ve büyük bir kısmının anestezi altında tedaviye girdiği de düşünülürse tedavinin kısa sürmesinin avantajı büyüktür. Bunun yanında MU değerlerinin artması kafa sızıntısı ve kolimatör saçılmaları kaynaklı olarak dozu artırır ve bu da ikincil kanser oluşum riskini yükseltir.

Lenslerin maksimum doz değerleri konformal teknikte YAAT'a göre daha üstündür.

Konformal tekniğin karşılıklı lateral 2 alan kullanması bu sonucun temel nedenidir. Bu lateral alanlar sayesinde lensler ÇYK lar ile korunup alan dışı bırakılma şansına sahiptir. YAAT tekniğinde ise doz modülasyonu için 360 derecenin hemen hemen hepsinin kullanılması düşük doz bölgesini artırır böylece lens dozları doz limitleri dahilinde olsa bile matematiksel olarak konformal tekniğin yukarısında kalır. Sağkalım oranının yüksek olduğu bu hasta grubunda ileride muhtemel katarakt oluşumu riski düşünüldüğünde konformal teknik kullanımı tercih sebebidir.

Konformal teknikte ortalama oral kavite dozu YAAT tekniğine göre üstündür. Diğer yandan her 2 teknikteki dozlar belirlenen limitlerden oldukça düşük değerlerdir. Konformal tekniğin üstünlüğün nedeni karşılıklı kullanılan lateral alanlarda ÇYK'lar ile oral kavitenin tamamen korunmasıdır.

20Gy alan akciğer hacmi YAAT tekniğinde konformal tekniğe göre üstündür. Ancak bu değerlerin 2'si de belirlenen doz limitlerinin oldukça altında değerlerdir. 5Gy alan akciğer hacmi konformal teknikte YAAT tekniğine göre üstündür. Lee ve arkadaşlarına göre[21] YAAT tekniğinde ortalama doz konformale göre yüksektir ancak 20 alan akciğer hacminin medyan değeri konformal teknikte %4,3 iken YAAT tekniğinde %1,9 dur.

Spinal kord'daki maksimum doz ve %1'lik hacminin aldığı dozlar değerlendirildiğinde YAAT'ın üstünlüğü görülür. 2 teknik içinde elde edilen değerler spinal kordun limit değeri olan 45 Gy in altındadır ve bu kriterin öngördüğü şekilde myelopati oluşma riski fraksiyon dozu 1.8-2 Gy arasında olduğu takdirde %0.2 nin altındadır [33]. Çalışmada seçilen grubun çocuk olmasından ötürü spinal kord dozu büyümekte olan kemiklerin de ışınlanması açısından özellikle önemlidir. Büyümekte olan kemik radyasyona maruz kaldığında uzun kemiklerde kısalma ve yassı kemiklerde gelişme geriliğine sebebiyet verir[32]. Xu ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmaya göre 18Gy ve 23-36Gy kraniospinal radyoterapi uygulanmış 2 grup hasta karşılaştırılmıştır. Düşük doz uygulananlarda erişkin boyu ebeveyn ortalamasına benzerken, yüksek doz uygulamalarda ebeveynden kısa olduğu gözlemlenmiştir.[35] Ayrıca spinal kanaldaki doz dağılımının homojen olması da büyüyen kemiklerin eşit miktarda doz almış olmasını sağlar ve bu özellik kemiklerin dengeli gelişimi için önemlidir[34]. Başka bir yan etki ise kranial radyoterapi indüklü büyüme hormonu



eksikliğine bağlı boy kısalığı ve vertebralarda kısalık oluşumudur[24]. Bütün bunlar göz önüne alındığında hem spinal korddaki maksimum doz hemde spinal kordun %1'lik hacminin aldığı dozların YAAT ta daha düşük olması muhtemel yan etkileri azaltmak adına YAAT kullanımının doğruluğunu işaret eder.

Ortalama kalp dozları YAAT tekniğinde konformal tekniğe göre üstündür. Her 2 değer de limitlerin oldukça altında kalmış olsa dahi sağkalımın uzun olduğu bu hasta grubunda uzun vadede olası koroner kalp rahatsızlıklarının gelişiminin önlenmesi için mümkün olan en düşük dozu alması istenir. Konformal teknikte kalp dozunun daha yüksek olmasının birkaç nedeni vardır. Bunlar; alt ve üst spinal alanın kesişiminde diverjans dolayısıyla derinlikle beraber kesişimin artması ve bu kesişimin kalp seviyesine de denk gelmesidir. 2. neden ise PTV'nin boyunun uzun olması ve kıvrımlı yapısıdır. PTV'nin kıvrımlı yapısı hacim boyunca derinlik farkı yaratır ve en derindeki PTV uzantısının dahi istenilen dozu alması için normalizasyonu artırma ihtiyacı doğurur. Bu yaklaşım da sağlıklı doku dozlarını artırır.

Özefagus ortalama dozu YAAT tekniğinde konformal tekniğe göre üstündür. Özefagus ortalama dozu 34Gy den küçük olmalıdır ve bu şart altında özefajit oluşum riski %5-20 arası değişir. Özefagusun maksimum değerlerine baktığımızda YAAT tekniğinin üstünlüğü görülür. Bunun nedeni de konformal teknikte üst ve alt spinal alanlar arasındaki kesişimde derinlikle beraber sıcak noktaların oluşumunun artmasıdır ve bu kesişimin özefagus seviyesine yakın noktalarda oluşmasıdır.

Sağ-sol ortalama böbrek dozları ilk 5 hastada konformal teknikte YAAT tekniğine göre üstünken 6. hastadaki datalara göre YAAT tekniği üstündür. Data yetersizliğinden dolayı ortalama böbrek dozları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak her 2 teknikte de elde edilen dozlar belirlenen limitlerin oldukça altındadır. Hastaların çoğunluğundan elde edilen dataya göre YAAT tekniğinin düşük doz bölgesinin konformal tekniğe göre daha fazla olmasının etkisi görülmektedir.

Karaciğer ortalama doz değerlerinde YAAT tekniğinin üstünlüğü görülmektedir. Bunun nedeni yine alt ve üst spinal alanındaki kesişimin oluşturduğu sıcak noktaların karaciğer seviyesine kadar ulaşarak ortalama dozu arttırmasıdır.

18-24-40 Gy alan hacimlere bakıldığında YAAT tekniğinin konformal teknik üzerindeki üstünlüğü görülür. 18 ve 24Gy'lik doz değerleri %50-66 civarlarında çok düşük olmayan doz seviyeleri olduğundan YAAT tekniğinin üstünlüğü gözlemlenir. 40Gy alan hacim için ise bu doz değerinin yaklaşık %111lik bir doza denk gelmesinden dolayı, daha homojen bir doz dağılımına sahip olan YAAT tekniğinde daha düşük hacim değerlerine işaret eder.

Sonuç olarak YAAT tekniğinin kullanımı doz homojenitesi, maksimum dozlardaki belirgin düşüş, kritik organ dozlarının düşüşü, alan çakışmasının olmaması yönlerinden değerlendirildiğinde oldukça avantajlıdır ve konformal tekniğe tercih edilebilir. Ancak toplam MU sayısının yüksek olması ve düşük doz bölgesindeki artışın sekonder kanser riskini yükseltiyor olması avantajlarının yanında dezavantajlarının da olduğunu gösterir.

## 6. KAYNAKLAR

1. Packer RJ, Sutton LN, Elterman R, et al. Outcome for children with medulloblastoma treated with radiation and cisplatin, CCNU, and vincristine chemotherapy. *J Neurosurg* 1994,81,690–8.
2. Jan Seppälä, Jarmo Kulmala, Paula Lindholm, Heikki Minn. A Method to Improve Target Dose Homogeneity of Craniospinal Irradiation Using Dynamic Split Field IMRT. *Radiotherapy and Oncology*. 2010, 96, 209-215
3. Katalin Hideghéty, Adrienn Cserhádi, Zoltán Nagy, Zoltán Varga, Emese Fodor, Virág Vincze, Erika Szántó, Anikó Maráz, László Thurzó. A Prospective Study of Supine Versus Prone Positioning and Whole-Body Thermoplastic Mask Fixation for Craniospinal radiotherapy in adult patients. *Radiotherapy and Oncology*. 2012, 102, 214-218
4. Maura Massimino, Felice Giangaspero, Maria Luisa Garrè, Lorenza Gandola, Geraldina Poggi, Veronica Biassoni, Gemma Gatta, Stefan Rutkowski. Childhood Medulloblastoma. *Critical Reviews in Oncology/Hematology*. 2011, 79, 65-83
5. F. Bartlet, R. Kortmann, F. Saran. Medulloblastoma. *Clinical Oncology*. 2013, 25, 36-45
6. David A. Palma, Wilko F.A.R. Verbakel, Karl Otto, Suresh Senan. New Developments in Arc Radiation Therapy: A review. *Cancer Treatment Reviews*. 2010, 36, 393–399
7. Khan, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Third Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2003
8. International Commission on Radiation Units and Measurements Report No.83. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Intensity Modulated Radiation Therapy*, 2010
9. Khan, F.M . *Treatment Planning in Radiation Oncology*. Second Edition. Lippincott Williams and Wilkins, 2007

10. Varian Medical Systems. Eclipse Treatment Planning System, 2008.
11. Eugene Huang, Douglas R. Strother, Quillin G. Davis, J. Kam Chiu, Hsin H. Lu, L. Steven Carpenter, Wei-Yuan Mai, Murali M. , Michael South, Walter H. Grant, E. Brian Butler, Shaiao Y. Woo. Intensity-Modulated Radiation Therapy for Pediatric Medulloblastoma: Early Report on the Reduction of Ototoxicity. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 2002. Vol. 52, No. 3, 599–605,
12. Nongnuch Sirachainan, Issarang Nuchprayoon, Pattra Thanarattanakorn, Samart Pakakasama, Apasri Lusawat, Anannit Visudibhan, Mantana Dhanachai, Noppadol Larbcharoensub, Jiraporn Amornfa, Kanchana Shotelersuk, Kamornwan Katanyuwong, Saipin Tangkaratt, Suradej Hongeng. Outcome of Medulloblastoma in Children Treated With Reduced-dose Radiation Therapy Plus Adjuvant Chemotherapy. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2011, 18, 515–519
13. Anna Skowronska-Gardas, Marzanna Chojnacka, Marzena Morawska-Kaczynska, Danuta Perek, Marta Perek-Polnik. Patterns of Failure in Children With Medulloblastoma Treated With 3D Conformal Radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 2007, 84, 26–33
14. Roger E. Taylor. Current Developments in Radiotherapy For Pediatric Brain Tumours. *European Journal Of Paediatric Neurology*. 2006, 10, 167 – 175
15. Frank Saran. New Technology For Radiotherapy in Paediatric Oncology. *European Journal of Cancer*. 2004, 40, 2091–2105
16. Chris Beltran, Jonathan Gray, Thomas E. Merchant. Intensity-Modulated Arc Therapy For Pediatric Posterior Fossa Tumors. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 2012, Vol. 82, No. 2, pp. e299–e304.
17. Fred Cao, Ramani Ramaseshan, Robert Corns, Sheryl Harrop, Nimet Nuraney, Peter Steiner, Stephanie Aldridge, Y Mitchell Liu, Hannah Carolan, Alex Agranovich, and Anand Karvat. Three-Isocenter Jagged-Junction IMRT Approach

for Craniospinal Irradiation Without Beam Edge Matching for Field Junctions. Radiation Oncology International Journal of Biology Physics, 2012.

18. Matthew T. Studenski, Xinglei Shen, Yan Yu, Ying Xiao, Wenyin Shi, Tithi Biswas, Maria Werner-Wasik and Amy S. Harrison. Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation—A comparison with traditional techniques. Medical Dosimetry, 2013, 38, 48-54

19. Atmaram Pai Panandiker, Holly Ning, Anna Likhacheva, Karen Ullman, Barbara Arora, John Ondos, Shervin Karimpour, Roger Packer, Robert Miller and Deborah Citrin. Craniospinal Irradiation With Spinal Imrt To Improve Target Homogeneity. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2007, Vol. 68, No. 5, pp. 1402–1409

20. Sue S. Yom, Erik K. Frija, Anita Mahajan, Eric Chang, Kelli Klein, Almon Shiu, Jared Ohrt and Shiao Woo. Field in Field Technique With Intrafractionally Modulated Junction Shifts For Craniospinal Irradiation. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2007, Vol. 69, No. 4, pp. 1193–1198.

21. Young K. Lee, Corrinne J. Brooks, James L. Bedford, Alan P. Warrington, Frank H. Saran. Development and Evaluation of Multiple Isocentric Volumetric Modulated Arc Therapy Technique For Craniospinal Axis Radiotherapy Planning. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2012, Vol. 82, No. 2, pp. 1006–1012.

22. Ahmet Kürşat Özkan. Kraniospinal Işınlama Tekniklerinin Yüzüstü Pozisyonlarda Karşılaştırılması. 2005

23. Johannes M., Rob J. W. Louwe, Peter G. M. Van Kollenburg, Martina C. Kunze-Busch, Corrie E. M. Gidding, Erik J. Van Lindert, Johannes H. A. M. Kaanders and Geert O. R. J. Janssens. Optimal Normal Tissue Sparing In Craniospinal Axis Irradiation Using Imrt With Daily Intrafractionally Modulated Junction(s). Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2011, Vol. 81, No. 5, pp. 1405–1414

24. Adem Şengül. Beyin Tümörü Tanısıyla Kraniospinal Radyoterapi Uygulanmış Çocuklarda Sağlık Durumu Değerlendirmesi. 2010.

25. Bentel, G. C., Nelson, C. E., Noell, K. T., "Treatment Planning and Dose Calculation in Radiation Oncology", IV. Baskı, Pergamon Press, 4-5, 277-96, 1989.
26. Holupka, E.J., Humm, J.L., Nancy, J.T., Goran, K.S., "Effect of set-of-error on the dose across the junction of matching cranial-spinal fields in the treatment of medulloblastoma", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 27: 345- 352, 1993.
27. Cheng, C. W., Das, I. J. ve Chen, D. J., "Dosimetry in the Moving Gap Region in Craniospinal Irradiation", *Br. J. Radiology*, 67: 1017-1022, 1994.
28. Siddon R. L., Tonnesen G. L., Svensson G. K., "Three field technique for breast treatment using a rotatable half-beam block", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 7: 1473-1477, 1981.
29. Sohn, J.W., Schell, M.C., Dass, K.K., Suh, J.H., Tefft, M.. "Uniform irradiation of the craniospinal axis with a penumbra modifier and an asymmetric collimator", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 29(1):187-90, 1994.
30. Tatcher, M. ve Glicksman A. S., "Field matching considerations in craniospinal irradiation", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 17: 865-869 , 1989.
31. IAEA Podgorsak E.B. Technical Editor. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna, 2005.
32. Halperin EC, Perez CA, Brady LW. *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*, 5th Edition. Fifth Edition ed: Lippincott Williams & Wilkins; 2008;347
33. Lilia Gocheva. Radiation tolerance of the spinal cord: doctrine, dogmas, data. *Archive of Oncology* 2000;8(3):131-4
34. St. Clair WH, Adams JA, Bues M, et al. Advantage of protons compared to conventional X-ray or IMRT in the treatment of a pediatric patient with medulloblastoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;58:727–734.
35. Xu W, Janss A, Packer RJ, Phillips P, Goldwein J, Moshang T, Jr. Endocrine outcome in children with medulloblastoma treated with 18 Gy of craniospinal radiation therapy. *Neuro Oncol* 2004;6:113-8

# ÖZGEÇMİŞ

## Kişisel Bilgiler

Adı	Ece	Soyadı	Yıldız
Doğum Yeri	Ankara	Doğum Tarihi	10.04.1986
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	30542493718
E-mail	ece.yildiz@mntsaglik.com.tr	Tel	0536 925 37 99

## Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Abant İzzet Baysal Üniversitesi	2010
Lise	Mobil Yabancı Dil Ağırlıklı Lise	2004

## İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. Medikal Fizik Uzmanı	MNT Sağlık Hizmetleri AŞ.	2013-
2.		-
3.		-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu #								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
80								

# Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

# KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test; TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

## Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifikaları/Ödülleri/Diğer