



T.C.  
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FARKLI ANATOMİK BÖLGELERE AİT TEDAVİ PLANLARI  
İÇİN SEÇİLEN HESAPLAMA ÇÖZÜNÜRLÜK DEĞERLERİNİN  
OPTİMİZASYON VE HESAPLAMA ÜZERİNE ETKİLERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

YAPRAK ERÖZMEN  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Doç. Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL-2019

# İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.



## TEŞEKKÜR

Bilgi ve birikimini bizlere aktaran, tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu tüm katkılardan dolayı danışmanım Sayın Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR'e,

Yüksek lisans eğitimim süresince her türlü yardım ve desteğini bizlerden esirgemeyen, yüksek lisans eğitimi süresince tecrübeleriyle bizlere yardımcı olan, sorularımıza güler yüzle cevap veren, desteklerini esirgemeyen Medikal Fizik Uzmanı Esra SERİN, Erhan DIŞÇI, Mine DOYURAN ve Pelin PAÇACI'ya,

Bilgilerini bizlerle paylaşan ve eğitimimize katkıda bulunan Sayın Doç. Dr. Dilek ÜNAL, Sayın Uzman Dr. Mehmet Faik ÇETİNDAG ve Dr. Öğr. Üyesi Ömer YAZICI'ya,

Eğitim hayatım boyunca yaptıkları her türlü katkı için, Öğr. Gör. Sıddık ÇEBE'ye, Öğr. Gör. Mustafa ÇAĞLAR'a,

Yüksek lisans öğrencisi arkadaşım Gülhan ÇAVDAR'a, Ayşenur UĞUZ, Ebru DEMİR, Gül TAŞKIN, Volkan COŞKUN ve Gökhan POYRAZ'a

Desteğini ve yardımlarını esirgemeyen Enes KAYA ve Kübra KARAKOÇ başta olmak üzere Medipol Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına ve hayatım boyunca her türlü kararında bana destek olan aileme sonsuz teşekkür ederim.

Ve hayatım boyunca her türlü kararında bana destek olan ailem Sevim ÖZMERAL, Nilgün ÖZMERAL ve Yağmur ERÖZMEN'e sonsuz teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI FORMU .....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
BEYAN .....	ii
İTHAF .....	iii
TEŞEKKÜR .....	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
RESİMLER LİSTESİ.....	xii
<b>1. ÖZET .....</b>	<b>1</b>
<b>2. ABSTRACT.....</b>	<b>2</b>
<b>3. GİRİŞ VE AMAÇ .....</b>	<b>3</b>
<b>4. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>5</b>
4.1. Radyoterapinin Tanımı.....	5
4.1.1. SRS (Stereotaktik Radyocerrahi).....	6
4.1.2. SBRT (Stereotaktik Vücut Radyoterapisi) .....	7
4.2. Beyin – Vertebra – Akciğer – Stereotaktik Radyocerrahisi .....	10
4.2.1. Beyin Tümörleri .....	10
4.2.2. Vertebra Tümörleri .....	12
4.2.3. Akciğer SBRT Tümörleri .....	13
4.2.4. Radyoterapide Hareket Yönetimi .....	15
4.3. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) .....	17
<b>5. MATERYAL VE METOT .....</b>	<b>19</b>
5.1. Araç ve Gereçler .....	19
5.1.2. Varian Trubeam STX 2.0 .....	20
5.1.3. Eclipse TPS .....	22
5.1.4. Electronic Portal Image Detector .....	22
5.1.5. ArcCHECK .....	23
5.2. Yöntem.....	25
5.2.1. Beyin hastalarının seçilmesi .....	26
5.2.2. Beyin Hastalarının Verilerinin Elde Edilmesi .....	26
5.2.3. Vertebra hastalarının seçilmesi.....	27
5.2.4. Vertebra Hastalarının Verilerinin Elde Edilmesi.....	28
5.2.5. Akciğer hastalarının seçilmesi.....	29
5.2.6. Akciğer Hastalarının Verilerinin Elde Edilmesi.....	29
5.2.7. ECLIPSE® Planlama Sisteminde Planların Yapılması .....	30
5.2.8. QA İşlemi İçin Planların Yapılması .....	31
<b>6. BULGULAR.....</b>	<b>32</b>
6.1. Kritik Organ Dozlarının Karşılaştırılması .....	32

6.1.1. 15 Beyin Hastasının Kritik Organ dozlarının karşılaştırılması.....	32
6.1.2. 15 Vertebra Hastasının Kritik Organ dozlarının karşılaştırılması .....	33
6.1.3. 15 Akciğer Hastasının Kritik Organ dozlarının karşılaştırılması.....	34
6.2. Dmax Dozlarının Karşılaştırılması.....	35
6.2.1. Beyin Planlarının Dmax Dozları .....	35
6.2.2. Vertebra Planlarının Dmax Dozları .....	35
6.2.3. Akciğer Planlarının Dmax Dozları .....	36
6.3. GI Ve CI Değerlerinin Karşılaştırılması .....	36
6.3.1. Yapılan Beyin planlarının GI VE CI Değerlerinin Karşılaştırılması .....	36
6.3.2. Yapılan Vertebra Planlarının GI ve CI Değerlerinin Karşılaştırılması.....	37
6.3.3. Yapılan Akciğer Planlarının GI ve CI Değerlerinin Karşılaştırılması.....	37
6.4. EDID kullanılarak yaptığımız planların değerlendirilmesi .....	38
6.4.1. Beyin Hastalarının Karşılaştırmaları .....	38
6.4.2. Vertebra Hastalarının Karşılaştırmaları.....	40
6.4.3. Akciğer Hastalarının Karşılaştırmaları.....	42
6.4.4. EPID ile ışınlanan QA sonuçlarının Portal Dozimetri ile değerlendirilmesi .....	44
6.5. ARCCHECK kullanılarak yapılan planların değerlendirme sonuçları aşağıdaki tablolarla verilmiştir. ....	45
6.5.1. BEYİN HASTALARININ KARŞILAŞTIRMALARI.....	45
6.5.2. Vertebra Hastalarının Karşılaştırmaları.....	47
6.5.3. Akciğer Hastalarının Karşılaştırmaları .....	49
6.5.4. ArcCHECK ile ışınlanan QA planlarının SNC Patient programında değerlendirilmesi 51	
6.6. Ayrı Ayrı 3 Anatomik Bölge Planlarının Arccheck ve EPID İle Yapılan İşinlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm Sonuçlarının Birbiriyle Karşılaştırılması .....	52
6.6.1. Beyin Planlarının ArcCHECK ve EPID ile Yapılan İşinlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm Sonuçlarının Birbirleriyle Arasında Karşılaştırılması.....	52
6.6.2. Vertebra Planlarının ArcCHECK ve EPID ile Yapılan İşinlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm Sonuçlarının Birbiriyle Karşılaştırılması .....	54
6.6.3. Akciğer Planlarının Arccheck ve Portal İle Yapılan İşinlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm Gamma İndeks Sonuçlarının Birbirleriyle Karşılaştırılması.....	56
6.6.4. Hesap Çözünürlüğünün Anatomik Bölgelere Göre değerlendirilmesi .....	58
6.6.5. Homojen ve Heterojen Yapıların Beraber EPID ve ArcCHECK İşinlama Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	60
6.7. SPSS İstatistik Programı ile Elde Edilen Sonuçlar.....	62
<b>7. TARTIŞMA.....</b>	<b>68</b>
<b>8. SONUÇ .....</b>	<b>76</b>
<b>10. KAYNAKLAR .....</b>	<b>77</b>
<b>10. ETİK KURUL ONAYI.....</b>	<b>82</b>
<b>11. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>83</b>

## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

- AAA : Analytical Anisotropic Algorithm  
AXB : Acuros XB  
ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör  
MLC: Multi Leaf Collimator  
YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi  
VMAT: Volume Modulated Arc Therapy  
RT: Radyoterapi  
SRT: Stereotaktik Radyoterapi  
SRS: Stereotaktik Radyocerrahi  
SBRT: Stereotaktik Vücut Radyoterapisi  
EPID: Electronic Portal Image Dosimetry  
QA: Quality Assurance  
MU: Monitor Unit  
SSD: Source Skin Distance  
Dmax: Maksimum Doz  
PTV:Planning Target Volume  
GTV: Gross Tumor Volume  
CTV:Clinical Target Volume  
CT: Computed Tomography  
TPS:Tedavi Planlama Sistemi  
OAR: Organ At Risk  
TPS: Treatment Planning System  
RTOG: Radiation Therapy Oncology Group  
GI:Gradient İndeks  
CI: Konformite İndeks  
4DCT: Four Dimensional Computed Tomography  
DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

## TABLULAR LİSTESİ

Tablo 1 : 5.2.1. Beyin Hastaları İçin Task Grupu 101 Kriterleri .....	27
Tablo 2: 5.2.3. Vertebral Hastaları için RTOG 0631 Kriterleri .....	28
Tablo 3 : 5.2.5. Vertebral Hastaları için RTOG 0631 Kriterleri .....	29
Tablo 4:6.1.1. Beyin hastasının 3*800 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirilmesi .....	32
Tablo 5: 6.1.2. Vertebral hastalarının 1*1800 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirilmesi .....	33
Tablo 6: 6.1.3. Akciğer hastalarının 8*750 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirilmesi .....	34
Tablo 7: 6.2.1. beyin planlarının Dmax dozları .....	35
Tablo 8 : 6.2.2. vertebral planlarının Dmax dozları .....	35
Tablo 9 : 6.2.3. Akciğer planlarının Dmax dozları .....	36
Tablo 10 : 6.3.1. beyin planlarının GI ve CI değerlerinin karşılaştırılması .....	36
Tablo 11 : 6.3.2. Vertebral planlarının GI ve CI değerlerinin karşılaştırılması .....	37
Tablo 12 : 6.3.3. Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin karşılaştırılması .....	37
Tablo 13: Beyin planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	62
Tablo 14: Beyin planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.25 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	62
Tablo 15: Tablo 9.3. Beyin planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	63
Tablo 16: Tablo 9.4. Beyin planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.3 arasındaki istatistiksel sonuçları .....	63
Tablo 17: Beyin planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.25-0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	63
Tablo 18: Beyin planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	63
Tablo 19: Vertebral planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	64

Tablo 20: Vertebra planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.25 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	64
Tablo 21:Vertebra planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.1 grid size değeri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	64
Tablo 22: Vertebra planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	65
Tablo 23:Vertebra planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.25 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	65
Tablo 24: Vertebra planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	65
Tablo 25: Akciğer planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	65
Tablo 26: Akciğer planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.2. 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	66
Tablo 27:Akciğer planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	66
Tablo 28: Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	66
Tablo 29:Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.25 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları .....	66
Tablo 30: Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	67



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1 : 4.3. VMAT Her bir gantry açısında diverjan ışın izleri, yaprak pozisyonları ve segment ağırlığının şematik gösterimi .....	18
Şekil 2 : Beyin Hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %2/2mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	38
Şekil 3 : Beyin hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %3/3mm geçme kriteri değerlendirilmesi.....	39
Şekil 4: Vertebra Hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %2/2mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	40
Şekil 5 : Vertebra hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\pm$ %2/2mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	41
Şekil 6 : Akciğer hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %2/2mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	42
Şekil 7 : Akciğer hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\pm$ %3/3mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	43
Şekil 8 : Beyin hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %2/2mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	45
Şekil 9 : Beyin Hastalarının ArcCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %3/3mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	46
Şekil 10 : Vertebra hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %2/2mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	47
Şekil 11 : Vertebra hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %3/3mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	48
Şekil 12 : Akciğer hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %2/2mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	49
Şekil 13 :Akciğer hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\square$ %3/3mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi.....	50
Şekil 14: Beyin hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış QA sonuçlarının $\pm$ %2/2 mm ile $\pm$ %3/3mm geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerlerinin karşılaştırmaları.....	52

Şekil 15 :Beyin hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının $\pm 2/2$ mm ile $\pm 3/3$ mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi .....	53
Şekil 16 : Beyin planlarının EPID ve ArcCHECK ile alınan sonuçlarının $\pm 2/2$ mm ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	53
Şekil 17 : Beyin planlarının EPID ve ArcCHECK ile alınan sonuçların $3/3$ mm ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	54
Şekil 18 : 6.3.2.1 Vertebra planlarının ArcCHECK ışınlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm gamma indeks sonuçlarının karşılaştırılması .....	54
Şekil 19 : Vertebra planlarının portal ışınlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm gamma indeks sonuçlarının karşılaştırılması .....	55
Şekil 20 :. Vertebra planlarının portal ve ArcCHECK ile alınan sonuçlarının $\pm 2/2$ mm gamma indeks ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	55
Şekil 21 : Vertebra planlarının portal ve arccheck ile alınan sonuçlarının $3/3$ mm ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	56
Şekil 22 : Akciğer planlarının ArcCheck ışınlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	56
Şekil 23 : Akciğer planlarının Portal ışınlamalarının $\pm 2/2$ mm ve $\pm 3/3$ mm değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	57
Şekil 24 : Akciğer planlarının portal ve arccheck ile alınan sonuçlarının $\pm 2/2$ mm ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	57
Şekil 25 : Akciğer planlarının portal ve arccheck ile alınan sonuçlarının $\pm 3/3$ mm ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması .....	58
Şekil 26 : Beyin plamlarında ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm 2/2$ mm, $\pm 3/3$ mm) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm 2/2$ mm, $\pm 3/3$ mm) değerlendirilmesi.....	58
Şekil 27 : Vertebra planlarında ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ile ( $\pm 2/2$ mm, $\pm 3/3$ mm) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm 2/2$ mm, $\pm 3/3$ mm) değerlendirilmesi.....	59
Şekil 28 : Akciğer planlarının ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm 2/2$ mm, $\pm 3/3$ mm) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm 2/2$ mm, $\pm 3/3$ mm) değerlendirilmesi.....	59

Şekil 29 : Beyin,Vertebra ve Akciğer planlarının EPID ışınlama sonuçları ile	
□□%2/2 mm lik karşılaştırma sonuçları .....	60
Şekil 30 : Beyin,vertebra ve akciğer planlarının EPID dozimetre ile $\pm\%3/3$ mm	
gamma indeks karşılaştırma sonuçları .....	60
Şekil 31 : Beyin, Vertebra ve akciğer planlarının ArcCHECK ile $\pm\%2/2$ mm gamma	
indeks karşılaştırma sonuçları .....	61
Şekil 32 : Beyin, Vertebra ve akciğer planlarının ArcCHECK ile $\pm\%3/3$ mm gamma	
indeks karşılaştırma sonuçları .....	61



## **RESİMLER LİSTESİ**

Resim 1 : 5.1.1.1 CT PHILIPS Brilliance Cihazı .....	20
Resim 2 : 5.1.2.1. Varian Truebeam STx cihazı .....	21
Resim 3 : 5.1.4.1 EPID .....	23
Resim 4 : 5.1.5.1 ArcCHECK-Sun Nuclear.....	24



## 1. ÖZET

### FARKLI ANATOMİK BÖLGELERE AİT TEDAVİ PLANLARI İÇİN SEÇİLEN HESAPLAMA ÇÖZÜNÜRLÜK DEĞERLERİNİN OPTİMİZASYON VE HESAPLAMA ÜZERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Günümüzde gelişen teknoloji ile az fraksiyonda yüksek dozların verildiği tedavilerin kliniklerde daha fazla kullanılır hale gelmesiyle birlikte radyoterapide doz hesaplama doğruluğu giderek daha da önemli bir hale gelmiştir.

Bu çalışma da vücudun, homojen ve heterojen yapılar içeren farklı anatomik bölgelerindeki hedef hacimler için farklı hesap çözünürlükleri ile oluşturulan tedavi planlarının kritik organ dozlarındaki etkisi incelenmiş ve kalite kontrol planlarının geçme yüzdesine etkisi karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda Truebeam cihazında farklı hesaplama çözünürlükleri (Grid Size) kullanılarak oluşturulan tedavi planlarındaki kritik organ dozlarının etkisi ve hasta bazlı kalite kontrol planlarının geçme yüzdeleri incelenmiştir. Farklı anatomik yapılar için oluşturulan tedavi planları uluslararası kabul görmüş protokollere (TG-101, RTOG) göre değerlendirilmiştir. Tedavi planlarında VMAT tedavi tekniği ve 4 farklı hesaplama çözünürlüğü kullanılmıştır. Bu hesap çözünürlükleri 0.3, 0.25, 0.25-0.1 ve 0,1 olarak belirlenip, planları oluşturulmuştur. Bu tedavi planlarına ait doğrulama planları oluşturulup farklı dozimetrik aletler kullanılarak ışınlanmış ve bu sonuçlar gamma indeks analizi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Farklı grid size değerleriyle hesaplatılan planlar ArcCHECK ve EPID sistemiyle kontrol edildiğinde ışınlanan ile planlanan arasındaki en yüksek uyumlu sonuç 0.1 grid size ile hesaplatılan planlarda görülmüştür.

Bütün çalışmanın sonucu olarak heterojen bölgelerdeki SRS/SBRT planları için hesaplama grid size değerinin 0,1 olarak seçilmesinin en doğru hesap sonucunu verdiği gösterilmiştir.

**Anahtar sözcükler:** Akciğer, Beyin, Eclipse, SBRT, SRS, Vertebra

## **2. ABSTRACT**

Nowadays, with the developing technology, treatments with higher doses in less fraction are used widely in clinics and the accuracy of dose calculation in radiotherapy has become more important.

The aim of this study was to compare the critical organ doses and patient-based quality controls of treatment plans passing rates using different calculation grid size for homogeneous and heterogeneous anatomical regions of the body.

In our study, critical organ doses and patient-based quality controls were examined in treatment plans created using different calculation Grid Size. Treatment plans for different anatomical structures were evaluated according to accepted protocols (TG-101, RTOG, etc.). VMAT treatment technique and 4 different computational resolutions were used in treatment plans. The resolutions of this calculator were determined as 0.3, 0.25, 0.25-0.1 and 0.1 and plans were made.

Verification plans of these treatment plans were made and irradiated using different EPID and ArcCheck these results were evaluated and compared using gamma index analysis and ArcCheck.

When the plans calculated with different grid size values are controlled by ArcCHECK and EPID system, the highest matching result between the irradiated value and the planned value is seen in the plans calculated with 0.1 grid size.

As a result of this study, it has been shown that the calculation grid size gives the most accurate calculation result for SRS / SBRT plans in heterogeneous regions.

**Key words:** Brain, Vertebra, Lung, Eclipse, SRS, SBRT

### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi (RT), iyonlaştırıcı radyasyon kullanarak kanser hücrelerinin yok edilmesi ve sağlam dokuların korunması prensibine dayanır. Radyoterapinin ilk yıllarından bugüne kadar gelişen teknolojiyle birlikte görüntüleme ve radyoterapi cihazları gelişmiş tedavi planlama sistemlerinde daha iyi algoritmalar sayesinde daha başarılı kanser tedavileri uygulanmaya başlanmıştır. Bu gelişmelerin sayesinde hedef hacme maksimum doz verilerek etrafındaki dokularda oluşabilecek negatif etkileri en aza çekmesine yardımcı olmaktadır. Özellikle son yıllarda çok fazla uygulanan SRS ve SBRT tekniklerinde hedef hacme yüksek doz verdiğimiz tedavilerde 1mm'lik bir hassasiyetle çalışmamız gerekmektedir. SRS- SBRT yapmak için öncelikle cihazımızda bilmemiz gereken bazı hususlar bulunmaktadır. Bunlar;

Cihaz yazılım ve donanım olarak SRS/SBRT yapmaya uygun olup olmadığına,  
Dakikadaki doz hızının ve MLC'lerin SRS ve SBRT tedavileri için uygun olup olmadığına

Küçük alanlar için ölçüm yapıp planlamaya yüklendikten sonra stereotaktik tedavi vermeye başlanmalı, şeklinde sıralanmıştır.

Hasta planlaması simülasyonla başlamaktadır.

SRS/SBRT tedavilerinde hasta immobilizasyonu çok önemlidir.

Özellikle SRS için simülasyon çok önemlidir.

Çekilecek olan CT nin çözünürlüğü çok önemlidir.

Çalışmada kullandığımız hastalar kliniğimizde 0,25 calculation grid size değeri ile tedaviye girmiştir. Ben grid size değerini değiştirdiğimde farklı sonuçlar elde edebilir miyim diye merak edip bu çalışmayı dizayn ettim.

Bu çalışmada:

Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) doz hesaplama algoritması ile 0,25 hesap çözünürlüğü kullanılarak hesaplanmış ve tedavileri tamamlanmış olan 15'er beyin, akciğer ve vertebra hastalarının, farklı hesap çözünürlükleri kullanılarak, yeniden tedavi planları hesaplatılmıştır.

Eclipse™ TPS (Tedavi Planlama Sistemi) 'de Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) doz hesaplama algoritması kullanılarak tedavi planları yeniden yapılan hasta planlarında referans olarak hesaplama çözünürlüğü 0,25 olan planlar oluşturulmuştur. 0,25 Referans hesaplama çözünürlüğüyle oluşturulan planlarda 3 ayrı anatomik bölgede de kritik organ doz değerleri sınırlar içerisinde tutturulmuştur. Hesap çözünürlükleri 0,3 ve 0,1 olarak değiştirilip tekrar optimizasyona sokup hesaplamaları yapılmıştır. Hesap çözünürlüğünü 0,1 yaparak yeniden optimizasyona sokulmadan sadece hesaplaması yapılmıştır. Yapılan bu planlarda 6FFF foton enerjisi kullanırken aynı zamanda VMAT planlama tekniği ile her anatomik bölge için 2 full ark olarak planlar hesaplanmıştır. Yapılan planlardaki değiştirilen hesap çözünürlük değerleri, hedef yapılarda elde edilmiş doz dağılımları ve kritik organların aldıkları doz değerleri, doz volume histogramı (DVH) yardımıyla incelenmiştir.

Hasta bazlı kalite kontrol planları EPID ve Arc Check kullanılarak planlarının geçme yüzdelerinin değerlendirilmesi yapılmıştır.



## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Radyoterapinin Tanımı

Radyoterapi, tespit edilmiş olan tümör hacmine, tümör dokusunun çevresinde bulunan normal dokularda olabildiğince az hasar oluşturacak şekilde, öncesinde hesaplanmış iyonizan radyasyonun uygulanması ile iyi bir yaşam kalitesi sağlamak ve kişinin hayatta kalma süresinin arttırılması hedeflenmektedir. Radyoterapinin teknik buluşları gelişen teknoloji ile her gün biraz daha artmaktadır, (1). Radyoterapi cihazlarının teknolojik gelişmeleri ile üç boyutlu konformal radyoterapi tedavi tekniğinin yanında artık daha çok tercih edilen yoğunluk ayarlı radyoterapi, hacimsel yoğunluk ayarlı radyoterapi ve stereotaktik radyoterapi gibi tedavi teknikleri sayesinde radyoterapinin amacına bir adım daha yaklaşmıştır, (2).

Gelişmiş görüntüleme teknikleri sayesinde yerini kesin olarak bildiğimiz hedef hacimler için SRS ve SBRT tedavileri uygulanmaktadır. Linak ve CyberKnife cihazlarında yaygın şekilde uygulanan bu tedavinin en doğru şekilde yapılması büyük önem taşır. Yapılan tedavinin her adımında büyük bir özenle hataları en aza indirmek en büyük amaçtır. Hastanın doğru bir şekilde sabitlenmesi tedavi sırasında oluşacak hataların en aza indirmesini olanak sağlar. Tedavi planlaması yapılırken doğru tedavi planlama yöntemini kullanmak en önemli kriterlerden biridir, (3).

Tedavi planlama sistemleri (TPS) tarafından elde edilen, ÇYK'nin hareketine, gantry, collimator dönüşüne, doz hızına bağlı birçok parametre kullanılarak yapılan doz hesaplamalarının takip edilmesi, karşılaştırılması ve doğruluğunun belirlenmesi gerekmektedir. Hastaya hesaplanan dozun kalite kontrolünün yapılmasının yanısıra dozimetrik olarak da tedavi performansının değerlendirilmesinin birden fazla yöntemi vardır.

Giderek yaygınlaşan stereotaktik radyoterapi tedavi teknikleri ile küçülen hedef volüme yönelik tedaviler artmakla birlikte, küçük alan boyutlarının kullanıldığı tedavi planlarının doz ölçümleri ve kontrolleri ortaya çıkan belirsizlikleri ise doz kalite kontrolünün yapılmasının ne kadar önem arz ettiğini göstermektedir, (1).

#### 4.1.1. SRS (Stereotaktik Radyocerrahi)

Stereotaktik radyocerrahi (SRS), invazif cerrahi gereksinimlerini ortadan kaldıran sınırlı foton ışınlarının üç boyutlu düzenlemeleri ile beyin lezyonlarını ışınlamak için kullanılan, özel bir radyoterapi tekniğidir, (4). SRS'de, yüksek radyasyon dozu (10-24 Gy), geleneksel fraksiyonel radyoterapi veya fraksiyonel stereotaktik radyoterapinin (SRT) aksine, tek bir fraksiyon şeklinde verilmektedir. Konvansiyonel radyoterapide istenmeyen hedef içi doz heterojenliği, SRS, SRT, SBRT tekniklerinde normal doku içermeyen hedefler için uygundur, (5). İntrakraniyal lezyonun SRS'si, tek bir tedavi ile lezyonu ışınlamak için stereotaktik cihaz ve güçlü radyasyon ışınlarını kullanmaktadır. Bu tedavi teknikleriyle, lezyona hacminin dışında dik doz gradyanları ile yoğun bir doz verilir. Tedavi hacminin kenarından hızlı doz düşmesi normal beyin dokularının yüksek oranda korunmasını sağlamaktadır, (5).

SRT de fraksiyon sayısı ve verilen sınırlı marjlar nedeniyle sistematik veya randomize hataları sınırlamak fazlasıyla önem taşımaktadır. Marjlar; pozisyonlama, hareket ve meydana gelebilecek anatomik farklılıklar için verilir, aynı zamanda risk taşıyan organlar için de gereklidir. Marj sınırlarını belirlemek SRT için artan bir önem taşımaktadır. Tümör aynı zamanda risk taşıyan organların marjlarının doğru oluşturulması ile planlanma süreçlerinde planlanan hedef hacim (PTV) için uygun bir doz ve normal dokular için de güvenle uygulanabilecek bir doz arasında uzlaşma sağlanır. PTV yi tanımlamak için marj sınırlarını belirleyen etki faktörleri;

- Organ hareketi, organ deformasyonu, hasta hareketi gibi hasta ile ilgili faktörler;
- Gantride eğilme, robot pozisyonu doğruluğu, masa hareketi belirsizlikleri gibi cihazın mekanik özellikleri
- Fraksiyon sayısı, doz gradyenti gibi tedavi planlama konuları;
- Belirsizlikleri biçimlendiren insan faktörleri;
- Görüntü bozulması ve görüntü kayıt belirsizlikleri gibi görüntüleme ve bilişim konuları, (6).

#### 4.1.2. SBRT (Stereotaktik Vücut Radyoterapisi)

Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT)'nin gelişimi 1990'lı yılların başlarında Karolinska Enstitüsü (Stokholm, İsviçre) araştırmacıları Ingmar Lax ve Henric Blomgren tarafından SRS tekniklerinden ve prosedürlerinden elde edilmiştir, Tipton KN, Sullivan N, Bruening W, et al (7).

American College of Radiology (ACR) ve American Society for Radiation Oncology (ASTRO) SBRT'yi “tek veya az sayıda, ekstrakraniyal bölgede, bir hedefe çok yüksek oranda radyasyon iletmek için uygulanan ışın radyasyon tedavisi yöntemi olarak tanımlamaktadır. SBRT çok iyi senkronize edilmiş çoklu radyasyon demetleri ile üç boyutlu hedef konumlamayı birleştirir. Çoklu radyasyon demetleri ile dikkatli bir şekilde belirlenmiş bu bölgeye yüksek doğrulukta yüksek dozda radyasyon uygulanır, Tipton KN, Sullivan N, Bruening W, et al (7).

Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) yüksek doz ve az sayıda (1-5) fraksiyonlar kullanılarak ekstrakraniyal lezyonların görüntü eşliğinde uygun ve doğru bir şekilde ışınlanması ifade eder. Uygun hasta grubunda SBRT oldukça önemli bir tedavi yöntemidir. Özellikle yüksek doz düşük fraksiyon ile yapılan tedavilerin sonuçları ile ilgili birçok çalışma bu tip tedavi uygulamalarının önemini ortaya koymuştur. Erken evre akciğer kanserinde SBRT tedavileri konvansiyonel radyoterapi tedavileri ile kıyaslandığında 3 yılda %90'lık tümör kontrol oranıyla çok iyi sonuçlar göstermektedir, (8,9).

Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT)'nin gelişimi 1990'lı yılların başlarında Karolinska Enstitüsü (Stokholm, İsviçre) araştırmacıları Ingmar Lax ve Henric Blomgren tarafından SRS (Stereotaktik Radiosurgery) tekniği ve uygulama süreçlerinden elde edilmiştir. ACR (American College of Radiology) ve ASTRO (American Society for Radiation Oncology) SBRT'yi “vücudun ekstrakraniyal bölgesindeki bir hedefe bir veya az sayıda fraksiyonda yüksek dozlu radyasyonun çok doğru bir şekilde uygulandığı radyoterapi metodudur.” olarak tanımlamıştır. SBRT çok iyi kolime edilmiş çoklu radyasyon demetleri ile üç boyutlu hedef konumlamayı birleştirir. Çoklu radyasyon demetleri ile dikkatli bir şekilde tanımlanmış bu konuma yüksek doğrulukta yüksek dozda radyasyon uygulanır, (7).

SBRT tekniğinde de SRS, SRT tekniğinde olduğu gibi hedef alanı dışında dik doz düşüşü elde etmek için ve risk altındaki kritik organları da daha iyi korumak amaçlanır. Bu amaç doğrultusunda planlanan tedavilerde hedef yapı içi heterojenite artmaktadır. Konvansiyonel radyoterapide istenmeyen hedef yapı içi doz heterojenliği, SRS, SRT, SBRT tekniklerinde normal doku dışında kalan hedefler için uygundur, (5). Dozun heterojen dağılımı, genellikle hedef volüm içerisinde sıcak noktalar, hedef dışında kalan sağlam dokularda görülmediği müddet klinik olarak istenmektedir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve stereotaktik radyocerrahi gibi radyoterapi tekniklerinin artan kullanımı, küçük alanların kullanımını da orantılı olarak yaygınlaştırmıştır, (10).

SRS/SBRT tedavileri sırasında karşımıza, tedavi süresinin uzamasına bağlı olarak hasta konforunun azalması, değişken solunum ve artan hasta hareketi gibi sorunlar çıkarmaktadır. Bu da CTV doz kapsamını ve normal doku korumasını tehlikeli hale getirmektedir. SRS/SBRT tedavilerinde daha iyi tümör lokalizasyonu, hasta sabitlemesini, planlama ve görüntü rehberliğinde görüntü takibini yapmak gerektirmektedir, (11).

SRT doz dağılımlarında, risk altında olan organların korunması amacıyla sağlanan dik doz düşüşlerinden dolayı; SBRT uygulamaları, tüm tedavi sürecinin doğruluğunda yüksek düzeyde bir güvenlik gerektirir. Bu tür tedavilerde güvenliği ve etkinliği artırmak için özel teknikler kullanılması gerekir. Bu tekniklerin başında, tedavi süresinin uzamasına bağlı oluşan problemlerin azalması için düzleştirici filtresiz (FFF) ışınların kullanımı, konvansiyonel düzleştirici filtreli ışınlarla kıyasla tedavi süresini 2 ile 4 kat oranında azaltabileceğinden dolayı daha çok tercih edilmektedir, (5).

Son yıllarda, düzleştirici filtresiz x ışını fotonlarının kullanımına ilgi artmıştır, (12). Düzleştirici filtreli ışın profilinde, çoğunluğu saçılan radyasyona dönüşen ışın yoğunluğu büyük oranda kaldırılır. Bu yüzden düzleştirici filtre ikincil radyasyon kaynağı gibi (hem fotonlarda hem de elektronlarda) davranır. İzosentrda ekstra fokal radyasyon, foton akıcılığına %11-16 oranında katkıda bulunur ve bu katkının %70 kadarı düzleştirici filtreden gelmektedir. Filtre düz ışın üretiminde bazı negatif etkilere sebep olmaktadır;

- Azaltılmış primer ışın yoğunluğu, düşük doz oranına sebep olmaktadır.
- Alan boyunca diferansiyel absorpsiyonu (ışın spektrumundaki değişiklikler), doz hesaplamasında ve ışın modellemesinde problemlere sebep olmaktadır.
- Ekstrafokal saçılan radyasyonun önemli bir kaynağının oluşturulması
- Primer ışımada elektron kontaminasyonu
- Tedavi kafasından sızıntı radyasyonun artması, kafa koruma ihtiyacının artırır, (13).

Düzleştirici filtre cihaz kafasında x ışınlarının geçiş yollarından kaldırıldığında, foton üretimi çok daha verimli olmaktadır ve özellikle fraksiyon başına yüksek doz verilen stereotaktik radyoterapi (srs), stereotaktik vücut radyoterapi (sbrt) gibi tekniklerde doz hızının büyük oranda artırılması tedavi hedefleri için daha faydalı olmaktadır (12). FFF demetlerinin kullanımı ile tedavi alanı dışında tümör ile çevre organlardaki risk (OAR) geçişlerinde hızlı doz azalımı sağlamaktadır, (11). Buna ek olarak, FFF x ışınlarının, periferal dozda ve kafa saçılmasında azalma gibi dozimetrik avantajlar sağladığı düşünülmektedir. FFF demetleri, daha düşük enerji bileşenlerini içermektedir ve build up bölgesinde doz artışına sebep olan düzleştirilmiş filtreli ışımdan daha yumuşak bir enerji spektrumuna sahiptir. Longitudinal düzlemde elektronik dengesizliğin olduğu maksimum doz bölgesinde, iki zıt faktör FFF fotonlarının maksimum dozlarının dozimetrik özelliklerini belirler, (12). Düzleştirici filtre (FF), artan alan boyutu ile birlikte maksimum doz derinliğini değiştiren toplam foton akısı ve elektron kontaminasyonuna %10 katkıda bulunan saçılan radyasyonun ana kaynaklarından biridir. Ancak düzleştirici filtre çıkarıldığında, küçük alanlar için foton spektrumundaki değişimden kaynaklanan alan dışı dozda önemli bir gelişme sağlayan FFF'i etkinleştirir. Primer ışınların gantrinin kafasındaki yüksek atom numaralı materyaller ile etkileşimleri sonucu nötron gibi ikincil olarak üretilen parçacıkların önemi, yüksek foton enerjileri için bilimsel ve deneysel çalışmalar ile doğrulanmıştır. Kry, Vassiliev ve arkadaşlarının, tedavi odası içerisinde ve dışarısında FFF ışınlarının saçılan dozun üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmanın raporunda, linaklarda düzleştirici filtre kaldırıldığında primer ve sekonder bariyer kalınlığının

gerekliliğini %10-%20 oranında azalttığı bildirilmiştir. Buna ek olarak konvansiyonel FFF demetleri için yaprak transmisyonu biraz azaltılır, (14).

## **4.2. Beyin – Vertebra – Akciğer – Stereotaktik Radyocerrahisi**

### **4.2.1. Beyin Tümörleri**

Bir beyin tümörü, beyindeki hücrelerin kütlece anormal büyümesidir, (15).

Bu tür büyümelere genel olarak beyin tümörleri denmesine rağmen, tüm beyin tümörleri kanser değildir. Beyin tümörlerinin birçok farklı türleri vardır. Bazı beyin tümörleri kanserli değil, (benign) bazı beyin tümörleri kanserlidir (malign), (16).

Beyin tümörleri primer ve metastatik (sekonder), olarak tedavi edilir, (15). Primer beyin tümörü (PBT); beyindeki hücrelerde köken alan tümörlerdir, (19). Beyin yapısında lenfatik kanallar bulunmadığı için nadiren metastaz yapar, (17). Metastazlar, genellikle serebral kan dolaşımı, BOS (Beyin Omirilik Sıvısı), kranial cerrahi ve yapay shuntlar aracılığıyla gerçekleşir ve genelde spinal korda metastaz yapar, (17). Sekonder beyin tümörü diğer adıyla metastatik beyin tümörleri; vücudun beyin hariçi bir yerinde başlayıp daha sonra beyine yayılım yapmaktadır, (18). Özellikle akciğer, meme, kolon, pankreas, böbrek ve cilt kanserleri arteriyel dolaşım aracılığıyla yayılarak sekonder beyin tümörüne sebep olur, (18).

Bu tür büyümelere genel olarak beyin tümörleri denmesine rağmen, tüm beyin tümörleri kanser değildir. Beyin tümörlerinin birçok farklı türleri vardır. Bazı beyin tümörleri kanserli değil, (benign) bazı beyin tümörleri kanserlidir, (malign). Beyin tümörleri beyinde (primer beyin tümörleri) başlayabilir veya kanser vücudun diğer bölgelerinde başlayıp beyne (ikincil veya metastatik, beyin tümörleri) yayılabilir, (19). Birincil beyin tümörleri, beyinde veya beyin örtü zarlarında (meninges), kranyal sinirlerde, hipofiz bezinde veya pineal bezde olduğu gibi, kendisine yakın dokularda ortaya çıkar, (19).

Yetişkinlerde, birincil beyin tümörleri, kanserin başka bir yerde başladığı ve beyne yayıldığı ikincil beyin tümörlerinden çok daha az yaygındır. Birçok farklı primer beyin tümörü tipi mevcuttur. Her biri adını, ilgili hücre türünden alır, (20).

Beyin tümörünün tedavi şekli, türüne, derecesine, büyüklüğüne ve yerine göre değişir. Yayılıp yayılmadığına ve hastanın yaşına ve genel sağlık durumuna göre tedavi uygulama şekli farklılık gösterir. Tedavinin amacı iyileştirici olabilir veya semptomları hafifletmeye odaklıdır(palyatif).

Tedaviler sıklıkla birbirleriyle kombinasyon halinde kullanılır. Amaç, nüks olasılığını en aza indirmek için cerrahi yoluyla tümörün tamamını veya bir kısmını çıkarmaktır. Radyasyon tedavisi ve kemoterapi, tek başına ameliyatla alınamayan tümörleri tedavi etmek için kullanılır. Radyasyon tedavisi ve kemoterapi, tek başına ameliyatla alınamayan tümörleri tedavi etmek için kullanılır. Radyasyonun faydaları hemen değil, zamanla ortaya çıkar. Hücreleri hızla öldüren agresif tümörler, radyasyona hızlı tepki verme eğilimindedir. Zamanla anormal hücreler ölür ve tümör küçülebilir, (21).

Linak tabanlı stereotaktik radyocerrahi (SRS), küçük intrakranyal lezyonların tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu tekniğin başlıca avantajlardan biri, reçetelendirilmiş dozun planlama hedef hacmini (PTV) en iyi şekilde kapsamayı ve hedef hacmin çevresindeki normal dokularda dik bir doz düşüşü sağlamasıdır, (esra4). Radyocerrahi, metastazların sayısı ve boyutları sınırlı olduğunda (genellikle <3 cm çapında), beyin metastazı için belirlenmiş bir tedavi yöntemidir, (21). SRS tedavisinin oldukça uyumlu doğası, çevredeki normal dokulara aşırı hasar verilmeksizin klasik fraksiyone radyoterapi ile elde edilene göre daha yüksek bir dozun tümöre verilmesini sağlar, (22).

#### **4.2.1.1.Beyin SBRT Protokolü**

Beyin SBRT çalışma hastalarını içeren TG101' de küçük riskli komşu organların OAR riskindeki OAR'ların ışınlanması beklentisi olsa bile, hasta uygunluğunun bir değerlendirmesi normal doku fonksiyonunun ve doz dağılımının dikkatli bir şekilde değerlendirmelerini içermektedir.

#### **4.2.2. Vertebral Tumorları**

Vertebra, metastaz kanserli hastalarda sık görülür. Omurga, akciğer ve karaciğeri takip eden kanser hücrelerinin metastaz yapması için en yaygın üçüncü bölgedir. Bu, tüm kemik metastazlarının %70'ine tekabül eder. Sistemik kanserli hastaların yaklaşık %5-30'unda spinal metastaz olur; Bazı çalışmalar primer tümörlü hastaların %30-70'inin otopside spinal metastatik hastalığı olduğunu tahmin etmiştir. Spinal metastazlar erkeklerde kadınlardan ve 40-65 yaş arası erişkinlerde diğerlerinden biraz daha yaygındır. Neyse ki, bu hastaların sadece %10'u semptomatiktir ve bu hastaların yaklaşık %94-98'i epidural ve / veya vertebra tutulumu ile başvurmuştur. Sistemik kanserin intradural ekstrapedüller ve intrapedüller tohumlanması olağandışıdır; spinal metastazların sırasıyla %5-6'sını ve %0,5-1'ini oluşturur, (23).

Omurları etkileyen tümörler sıklıkla vücudun diğer bölgelerindeki kanserlerden yayılır (metastaz yapar). Ancak, kordoma, kondrosarkom, osteosarkom, plazmastom gibi omurganın kemiklerinde başlayan bazı tümör tipleri vardır. Bir vertebral tümör, omuriliği veya yakındaki sinir köklerini iterek nörolojik fonksiyonu etkileyebilir. Bu tümörler kemik içinde büyüdükçe, ağrıya, vertebra kırıklarına veya spinal instabiliteye neden olabilirler. Kanserli olsun veya olmasın, vertebral bir tümör hayatı tehdit edebilir ve kalıcı sakatlığa neden olabilir, (24).

##### **4.2.2.1. Vertebral Protokolü**

Spinal SRS'in öncülerinden olan Ryu ve Gerzten'in çalışmalarında SRS ile hem hızlı hem de uzun süreli ağrı palyasyonu sağlanmıştır. Spinal SRS yapılan vertebrada lokal tümör kontrolü %95 ve komşu vertebrada rekürrens oranı %5 olarak rapor edilmiştir, (23,24,25). Ayrıca, spinal oligo metastazlarda SRS ile daha uzun sağ kalım oranlarının da elde edilmesi ile beraber RTOG tarafından spinal SRS için prospektif bir çalışma yapılması gerektiğine karar verilmiş ve RTOG 0631 faz II/III prospektif randomize çalışması düzenlenmiştir, (26). RTOG 0631 iki aşamalı olan bir prospektif çalışmadır. İlk aşamada faz II çalışma tasarımı içerisinde RTOG grubu kapsamında tek fraksiyonda 16 Gy spinal SRS yapılabilirliği araştırılmış ve bunun



sonuçları 2013 yılında yayımlanmıştır. İkinci aşamada ise, faz III çalışma tasarımı için tek dozda konvansiyonel radyoterapi tekniği ile 8 Gy ile tek doz 16/18 Gy spinal SRS karşılaştırılması planlanmıştır. Çalışmanın birincil hedefi 3. ayda ağrı kontrolünü araştırmak, ikincil hedefi ise ağrı cevabının süresi, akut yan etkiler, geç toksisite ve hayat kalitesini araştırmaktır. RTOG çalışmasının baş tasarımcısı Ryu ve ark., Henry Ford hastanesinde yaptıkları spinal SRS çalışmalarında tedavi dozunu bulmak için 10 Gy'den başlayarak 20 Gy'e kadar 2 Gy'lik artışlarla doz-ağrı cevabı ilişkisini incelemiş ve bu deneyimlerine dayanarak 16 Gy ve üzerindeki dozlarda ağrı palyasyonunun belirgin derecede daha iyi olduğunu göstermişlerdir, (25,27).

Ayrıca başka araştırmacılarda > 16 Gy dozlarda %80'den fazla ağrı palyasyon olasılığını ve bunun uzun süreli palyasyon sağladığını göstermişlerdir, (28,29).

Bu nedenle RTOG 0631'de spinal metastazlarda SRS dozu 1 fraksiyonda 16 Gy ve radyorezistans olduğu bilinen melanoma, renal hücreli karsinom, yumuşak doku sarkomu ve vertebra metastazlarında ise 1 fraksiyonda 18 Gy olarak tanımlanmıştır. Spinal metastazlarda SRS için en önemli doz, kısıtlayıcı organ hepimizin korkulu rüyası spinal korddur. Düşük alfa/beta oranı ile yüksek radyasyon dozlarına duyarlı bu organda meydana gelebilecek hasar nedeni ile hastada myelopati gelişmesi geri dönüşümü olmayan, hayat kalitesini çok düşürebilecek klinik tablolara yol açabilir. Bu nedenle RTOG 0631 çalışmasının da spinal kord tolerans dozları açıklanırken sadece maksimum nokta dozu değil, hacimsel olarak ta tolerans dozları tanımlanmaktadır.

#### **4.2.3.Akciğer SBRT Tümörleri**

Akciğer kanserlerinde hücreler: bronş mukozasında bazal tabaka hücreleri, alveollerde 2 tip alveol hücreleri ve plevra endotelinde mezotel hücreleridir. Buna göre epidermoid (skuamöz hücreli) karsinomlar bronş epiteli bazal membranına paralel şekilde yer alan basal hücrelerden, küçük hücreli kanserler ise bronş mukozasında yer alan muhtemelen nöroektodermal merkezli Kulchitsky tipi granüler basal hücrelerden köken alırlar. Bu hücreler merkezi yapıları nedeniyle endokrin ve kemoreseptör fonksiyonları gösterebilirler. Adeno kanserler bronş epitelinin müsin salgılayan bezlerinden veya daha nadiren bronkoalveoler epitelden köken alırlar. Solunum yolları mukozası sigara dumanı gibi karsinojen etkenlerle uzun süre karşılaşırsa epitelyal değişiklikler meydana gelir. Karsinojenlerin penetrasyonu ve hücre içi yerleşimleri

sonucu, bazal hücrelerde hiperplazi gelişir. Hücre sayısı aşırı artar. Karsinojenler hücre içinde protein, lipid gibi birçok moleküle ve DNA'ya bağlanır. Kronik karsinojen teması ile genetik materyalde hasar oluşur. Bu hasar hücre çoğalması yapan genlerin (dominant onkogenler) myc, ras gibi aktivasyonu ve hücre büyümesini baskılayan genlerin (tümör supresör) rb, p-53 gibi inaktivasyonu sonucu oluşmaktadır, (31,32,33). Son yıllardaki çalışmalar bunlara yönelik moleküler biyoloji alanındadır. Bazal tabakalarda yığılma, yapısal bütünlük kaybı görülür. Kolumnar hücreler ile müküs salgılayan goblet hücrelerin yerini yassı, keratinize skuamöz hücreleri alır (Skuamöz metaplazi). Tümör sadece epitel içinde sınırlı ise intraepitelyal karsinom (Carcinoma insitu)'dan söz edilir. Carcinoma insitu'da tümör sadece epitel içinde sınırlıdır. Normalde bazal membran ince ve iyi sınırlıdır. Epitel anormal ve bazal membran net değil veya parçalanmış ise invaziv kanserden söz edilmektedir, (34)

#### **4.2.3.1. SBRT Akciğer Protokolleri**

RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) akciğer kanseri tedavilerinde SBRT yapılacak hastalar için doz fraksiyonasyonu, kullanılacak cihaz türü ile cihazın ürettiği enerji türü ve büyüklüğü, görüntü elde etme yöntemi, hedef belirleme, radyasyon demeti belirleme, hastaya verilecek doz miktarı ve bunlarla ilgili sınırlamalar gibi pek çok konu hakkında bilgi veren protokoller yayımlamıştır, (30).

Bu alandaki en önemli protokol Radyasyon Terapisi Onkoloji Grubu (RTOG) tarafından yayınlanan 0813 protokolüdür. Bu protokol küçük hücreli olmayan akciğer kanserlerinde stereotaktik vücut radyasyon tedavisi (SBRT) planlarında doz hesaplamak için doku heterojenite düzeltmelerine sahip doz hesaplama algoritmaları kullanılması gerektiğini açıklamaktadır, (9). Bu alandaki en önemli raporlardan birisi de Amsterdamdaki VUMC grubu tarafından yayınlanan erken evre akciğer kanserinin Vmat kullanılarak stereotaktik tedavisi hakkındadır, (30).

Bu ve benzeri çalışmaların sonucunda dozimetrik veriler ve klinik tedavi raporları sunulmuştur. Akciğer kanseri için stereotaktik vücut radyasyon tedavisi, geleneksel radyoterapi tedavisine kıyasla umut verici sonuçlar vermiştir, (30).

#### **4.2.4. Radyoterapide Hareket Yönetimi**

Abdominal bölgelerde konvansiyonel radyoterapi uygulamaları esnasında solunum hareketi göz önünde bulundurulmaz ise görüntü elde etme esnasında artefaktlar meydana gelmektedir, (35). Bu artefaktlar genellikle CT ve tümör hızı ile ilişkisine bağlı olarak üç farklı şekilde oluşmaktadır; (35)

- BT tarama hızı tümör hareketinden küçük ise daha yayılmış tümör boyutu görüntülenir, (35).
- BT tarama hızı tümör hareketinden büyük ise solunumun rastgele seçilmiş bir fazında tümör pozisyon ve boyutu görüntülenir, (35).
- BT tarama hızı tümör hareketine eşit veya yakın ise tümör pozisyon ve şekli önemli miktarda distorsiyona uğrar. Tümör şekline bağlı artefaktlar haricinde hareketin büyüklüğüne bağlı olarak hedef tümör merkezinde de değişim görülür, (35).

##### **4.2.4.1. Radyoterapide Hareketi Göz Önünde Bulundurma Yöntemleri**

##### **4.2.4.2. Hareketi Kapsama Yöntemleri**

Radyoterapide soluma bağlı hareketi tam olarak kapsayabilmek için çeşitli çözümler vardır. BT taraması sırasında tüm tümör hareketi aralığını içeren BT görüntüleme teknikleri, (35).

- A. Slow
- B. Inhale And Exhale Breath Hold
- C. Gated CT
- D. 4DCT

### **A. Slow CT**

Periferik akciğer tümörleri için örnek CT taramaları elde etmek için bir çözüm slow CT taramadır, (35).

### **B. Inhale and Exhale Breath Hold**

Tümör hacmini kavramaya yönelik çözümlerden biri de hastanın nefesini bırakmaması ve nefesini verip tutması sırasında CT taramaların gerçekleştirilmesidir. Bu şekilde çekilen CT hastalarının çekim süresi 2 katına çıkmaktadır, (35).

### **C. Gated CT**

Gated CT görüntüleme esnasında radyasyonun hastanın solunum döngüsündeki belli bir kısma uygulanması esasına dayanmaktadır, (35).

### **D. 4DCT**

4DCT’de görüntüler solunumun birçok döngüsünden elde edilir,(36). Hasta üzerine yerleştirilen işaretleyiciler sayesinde hastanın nefes alma ve verme hareketi solunum görüntüleme cihazında eşzamanlı kaydedilir, (37). Solunum döngüsü, kullanılan cihazın özelliklerine bağlı olarak farklı bölümlere ayrılır. Özellikle klinik rutinde yoğunlukla solunum döngüsü 10 bölüme ayrılmış sistemler yoğunlukla kullanılmaktadır.

### **4DCT Tarama Modları**

Solunum hareketli bir objenin 4DCT görüntülemesini gerçekleştirebilmek için tarama işlemi, bir solunum döngüsü süresi ve bir görüntü rekonstrüksiyonu için gereken sürenin toplamından elde edilen sürede her bir konumdaki veriyi toplamak zorundadır, (38). Tam tarama rekonstrüksiyonu gerçekleştirildiği durumlarda bu süre gantri dönüş süresine eşit iken yarım tarama rekonstrüksiyonu gerçekleştirildiği durumlarda ise gantri dönüş süresinin 2/3’ üne eşittir, (38). 4DCT görüntülemeye buna data sufficiency condition, DSC adı verilir.

### 4.3. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT)

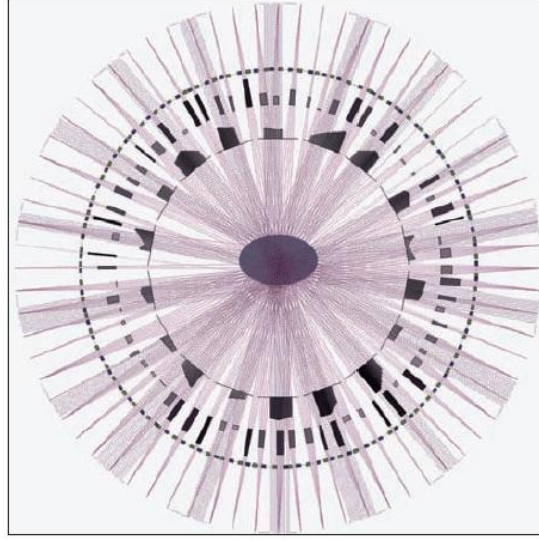
Ark terapisinin ilk formu olan IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) 1995'te Yu tarafından tanıtıldı. IMAT iyi bir doz dağılımı elde edebilmek için çoklu arkların birleştirilmesine ihtiyaç duyuyordu. Yeni geliştirilen VMAT tekniği ile kompleks vakalar hariç hedef hacmin tamamı için bir veya iki ark yeterli hale geldi. VMAT temel olarak doz hızı değişimine olanak sağlayan IMAT tekniği olarak bilinir.

Farklı isimler altında birçok VMAT sistemi (RapidArc, Varian; SmartArc, Philips; ve Elekta VMAT, Elekta) vardır, Teoh et al, (39).

VMAT gantrinin bir veya daha fazla arklar halinde dönerken radyasyonun sürekli olarak uygulanması yöntemidir. Bu yöntemin uygulanması sırasında birçok parametrede değişiklik olur, (40).

- MLC şekli
- Doz hızı
- Gantri dönüş hızı
- MLC oryantasyonu

VMAT yöntemi, çoklu statik alan MLC tekniği, dinamik MLC (DMLC) tekniği, statik ve helikal tomoterapi ve CyberKnife gibi yüksek konformal doz dağılımı sağlamaktadır.



Şekil 1 : 4.3. VMAT Her bir gantry açısında diverjan ışın izleri, yaprak pozisyonları ve segment ağırlığının şematik gösterimi

Gantri hızının sürekli değişmesi ile derece başına doz hızında değişiklik elde etmek için doz hızını sürekli olarak değiştirme ihtiyacı ortadan kalkar. Minimum doz hızı ve maksimum gantri hızı, derece başına minimum düşen minimum doz hızını kısıtlar. Maksimum doz hızı ve minimum gantri hızı ile derece başına düşen maksimum doz hızı kısıtlanır, (40).

## 5. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, Medipol Mega Üniversite hastanesinde yapılmıştır. Hastane bünyesinde bulunan aşağıdaki cihazlar çalışmada kullanılmıştır.

- CT
- Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı
- Eclipse TPS
- Portal Dozimetri
- Arccheck

### 5.1. Araç ve Gereçler

#### 5.1.1. CT PHILIPS Brilliance

CT, kolime edilmiş X-ışını kullanılarak incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturan bir yöntemdir. Yunancadaki Tomos (kesit) ve graphia (görüntü) kelimelerinden türetilmiştir.

Bu tez çalışmasında hasta görüntülerini elde etmek için Philips marka Bigbore model CT cihazı kullanılmıştır. Bigbore model CT tomografi cihazı büyük çaplı onkoloji konfigürasyonu onkologlara, hasta konumlandırma kaygılarını ortadan kaldıran ve tümü 16 x 0.75 izotropik görüntüleme sağlayan yüksek hızlı, üstün bir uzaysal çözünürlük olanağı sağlamaktadır. Flaş hızı ile daha az radyasyon dozuyula görüntü alınmasını sağlamaktadır. Aralarındaki açı 90° olacak şekilde konumlandırılan iki X ışını kaynağı, 80 cm' lik gantri açıklığı vardır.

Cihazın radyoterapi aparatlarının kullanımına izin veren, karbon fiberden yapılmış özel masası kullanılarak yapılan CT görüntülemelerinde, masa hava eşdeğeri olarak görünür. Alınan görüntüler DICOM ile online olarak hasta konturunun çizileceği ve planlamasının yapılacağı bilgisayarlara aktarılmaktadır.



Resim 1 : 5.1.1 CT PHILIPS Brilliance Cihazı

### 5.1.2. Varian Trubeam STX 2.0

Medipol Üniversitesi Hastanesine bulunan Varian Truebeam STx lineer hızlandırıcı düzleştirici filtreye sahip 6, 10 ve 15MV foton demetlerine, 6 ve 10 MV düzleştirici filtresiz (FFF) foton demetlerine ve 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron demetlerine sahiptir. Erişilebilen maksimum doz hızları filtreli ışınlar için 600 MU/dk'dır. 6MV FFF foton demetleri için 1400 MU/dk ve 10MV FFF foton demetleri için 2400MU/dk'dır.





Resim 2 : 5.1.2. Varian Truebeam STx cihazı

Truebeam STx cihazı 120 yapraklı high definition multileaf collimator (HDMLC) sistemi ile donatılmıştır. İç taraftaki 32 çift tungsten yaprakların genişliği izomerkezde 2.5 mm iken dış taraftaki 28 çift yaprağın genişliği 5mm'dir. Milenium MLC' ler ile karşılaştırıldığında yüksek bir çözünürlüğe sahiptir. HDMLC' lerede eğim yarıçapı 16cm'dir. HDMLC' ler kullanıldığında 40cm genişliğinde ve 22cm uzunluğunda düzensiz şekilli alanlar oluşturulabilir. Truebeam STx ile dinamik ve konformal ark tedavileri ile statik ve step and shoot tedavileri gerçekleştirilebilir, (41).

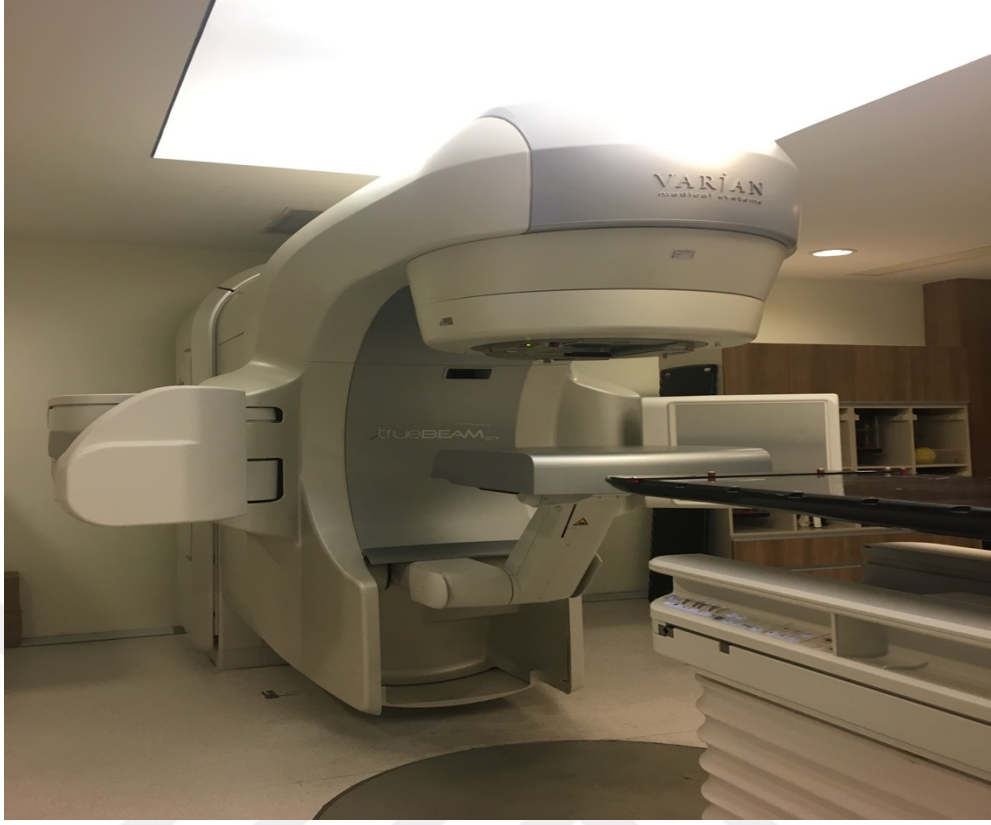
Truebeam sistemine entegre edilmiş Varian PerfectPitch™ yatak bulunmaktadır. Varian PerfectPitch™ 6 boyutta bağımsız hareket edebilme yeteneğine sahiptir. Bu özelliğiyle CBCT eşliğinde hedef lokalizasyonu, izosenter düzeltmeleri, tedavi değerlendirilmesi, tedavi uygulaması ve eksenlerin kaydedilmesi işlemleri kontrol odasından otomatik olarak gerçekleştirilebilmektedir, (42).

### **5.1.3. Eclipse TPS**

Eclipse™ foton, proton ve elektron eksternal tedavi opsiyonlarının yanında düşük doz brakiterapi ve Cobalt radyoterapi modalitelerini de destekleyen kapsamlı ve entegre bir tedavi planlama sistemidir. Network sistemi olarak ARIA onkoloji bilgi sistemini kullanmaktadır. DICOM RT uyumu ile bilgi alışverişi yapabilmektedir. Eclipse tedavi planlama sisteminde VMAT, IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy), SRS planları ile adaptif tedaviler, proton tedavisi ve brakiterapi uygulamaları bulunmaktadır. Foton tedavilerinde AAA ve Acuros® XB, elektron tedavilerinde eMC ve brakiterapi için Acuros® BV doz hesaplama algoritmalarını kullanır, (43). Bu çalışmada Eclipse™ Treatment Planning System Version 13 (VarianMedicalSystems, Palo Alto, CA) kullanılmıştır.

### **5.1.4. Electronic Portal Image Detector**

Portal doz hesaplama, akı bulunduran alanların portal doz görüntülerinin hesaplanması için yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamasının tedavi öncesi kalite kontrolünün bir parçası olarak kullanılır. Tedavi öncesi kalite kontrol, tedavi planlama sistemi tarafından dinamik çok yapraklı kolimatör (DÇYK) hareketleriyle oluşturulan akının, portal görüntüleyiciye ışınlanan plandan elde edilen doz dağılımıyla doğruluğunu karşılaştırmak suretiyle yapılır. Akı doğrudan ölçülemeyeceğinden amorf silikon bir dedektör olan portal görüntüleyiciye ihtiyaç vardır. Bu dedektörün cevabı foton enerjisine duyarlıdır. Böylece portal doz hesaplama, planlanan akının aktarılan akının ölçümüyle karşılaştırılmasını sağlar. Portal doz hesaplama, yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi dışında yoğunluk ayarlı ark terapisi ve dinamik konformal ark alanları için de kullanılabilir.



Resim 3 : 5.1.4. EPID

### 5.1.5. ArcCHECK

Arc CHECK cihazı, 1 cm diyot aralığı, 1 cm perde ve 21 cm çapında sarmal bir biçimde 1386 diyot dizisini içeren silindirik akrilik bir fantomdur.

Her bir diyodun aktif detektör boyutu 0,8 x 0,8 mm<sup>2</sup>'dir.

Diyotlar, ihmal edilebilir alan ebadı ve kaynak-yüzey mesafesi (SSD) bağımlılığı gösteren MapCheck 1175 (Sun Nuclear, Melbourne, ABD) 'de kullanılanlarla aynı tasarıma sahiptir.

ArcCHECK biriken diyot şarjını okuyor ve 50 ms'lik güncellemelerle kareler elde ediyor.

Her ölçümden sonra, tek tek frameler diyot kaçak akımı ve açısal bağımlılık için düzeltilir. İşlenen frameler daha sonra toplanır ve diske kaydedilir.

ArcCHECK izocenterin önündeki giriş dozunu ve izocenterin arkasındaki çıkış

dozunu her açı için iki etkili derinlikte ölçer.

Bu, izolatörde bulunan hataların ArcCHECK tarafından da görülmesini sağlar.

Şekilde gösterildiği gibi izocenterdaki dozu ölçmek için detektör ekli cavity plug olan ArcCHECK'i kullanılmıştır.

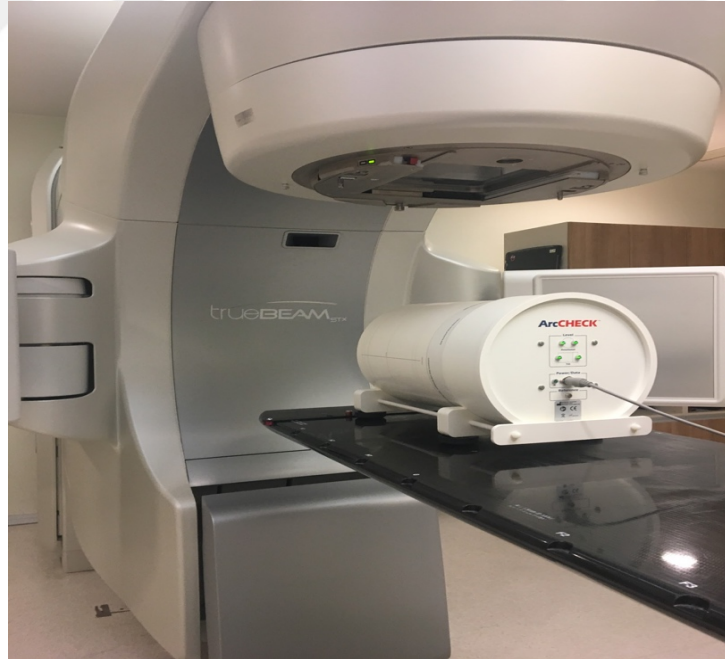
ArcCHECK kızıağı, kalibrasyon ve ölçümler sırasında cihazı destekler.

Silindirin dış yüzeyindeki işaretler, Cihazın izocenterına yerleştirilmesi için kullanılmıştır.

Bu çalışmada, silindirik fantomun eksenini portal dönme eksenine hizalanmıştır. Stereotaktik radyoterapiye olan ilgi son birkaç yılda önemli ölçüde artmıştır. Dinamik ark tedavisi, yoğunluk modülasyonlu ark tedavisi (IMAT), sarmal Tomoterapi ve volumetrik ark tedavisi (VMAT) gibi farklı teknikler geliştirilmiştir.

HybridArc, dinamik konformal arklar (DCA) ve yoğunluk modülasyonlu radyoterapi (IMRT) tedavilerinin bir kombinasyonudur.

İlave kurulum eforunu en aza indirirken doz dağılımını daha da optimize etmek için her bir DCA'ya aynı tablo pozisyonunda bir veya daha fazla IMRT ışını eklenir.



Resim 4 : 5.1.5. ArcCHECK-Sun Nuclear

## 5.2. Yöntem

Tez Çalışmasında kullandığımız hastalar kliniğimizde Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) doz hesaplama algoritması, 0,25 calculation grid size değeri ve Vmat tedavi tekniği ile 2 full ark kullanılarak 6 FFF foton enerjisi ile tedavi edilmiştir. Beyin hastaları için tedavi dozu 3x800cGy, akciğer hastaları için 8x750 ve vertebra hastaları için 1x1800cGy olacak şekilde ortak bir protokol belirlenmiştir.

Bu çalışmada:

Eclipse™ TPS (Tedavi Planlama Sistemi) 'de Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) doz hesaplama algoritması kullanılarak tedavi planları yeniden yapılan hasta planlarında referans olarak hesaplama çözünürlüğü 0,25 olarak planlar oluşturulmuştur. Bu çalışmada akciğer, beyin ve vertebra olmak üzere üç farklı anatomik bölge seçilmiştir. Seçilen her bölge için daha önce kliniğimizde tedavi görmüş bilgisayarlı tomografi (BT) ile simüle edilmiş 15'i beyin, 15'i vertebra ve 15'i akciğer hastası olmak üzere, toplam 45 hastaya ait CT görüntüleri üzerine yeniden plan yapılmıştır. Bu planlar Eclipse13.0 planlama sisteminde AAA doz hesaplama algoritması kullanılarak Vmat tedavi tekniği ile oluşturulmuştur. Beyin hastaları için tedavi dozu 3x800cGy, akciğer hastaları için 8x750cGy ve vertebra hastaları için 1x1800 cGy olacak şekilde ortak bir protokol belirlenmiştir. Tüm hastalara ait planlarda 6 FFF foton enerjisi ve 2 full ark kullanılarak sırası ile hesaplama çözünürlüğü 0,3; 0,25; 0,1 ve 0,25 ile hesaplandıktan sonra yeniden optimizasyona sokulmadan sadece hesabı 0,1 grid size değeri ile 4 farklı plan oluşturulmuştur. Böylece her hasta için 4 farklı şekilde plan elde edilmiş ve elde edilen tüm planlar kritik organ dozları GI, CI değerleri ve Dmax değerleri açısından birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Ayrıca her hasta için 4 farklı şekilde hesaplanan kalite kontrol planları ArcCheck ve EPID'de ışınlanarak elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir. Değerlendirilen hasta planlarının EPID ışınlamalarını portal dozimetride, ArcCHECK ışınlamalarını ise SNC Patient programıyla DTA ( $\pm\%2/2\text{mm}$ ,  $\pm\%3/3\text{mm}$ ) ve DD ( $\pm\%2/2\text{mm}$ ,  $\pm\%3/3\text{mm}$ ) olmak üzere 2 farklı hassasiyette yapılmıştır.

Elde edilen planlar için hesaplama çözünürlüğündeki değişimin kritik organ dozlarına etkisi araştırılmıştır. Bu etkinin farklı anatomik bölgeler için fark edip etmediğine bakılmıştır. Ayrıca kalite kontrol planlarının ışınlama sonucunun değerleri karşılaştırılmıştır. Kritik organ dozları değişimine bakılmıştır. Bu değişimin farklı anatomik bölgeler için farklılık gösterip göstermediği araştırılmıştır. Ayrıca oluşturulan kalite kontrol planlarının geçme yüzdeleri değerlendirilmiştir. Sonuçlar hem tablo hem de grafik haline getirilmiştir.

### **5.2.1. Beyin hastalarının seçilmesi**

Beyin hastalarının çalışma için seçim kriterleri başlangıçta klinik protokollerinden veya yayınlanan kılavuzlarından elde edilen veriler kullanılarak belirlendi.

Bu 15 beyin hastasının tümörleri homojen bölgeyi temsil edecek şekilde belirlendi.

### **5.2.2. Beyin Hastalarının Verilerinin Elde Edilmesi**

Beyin hastalarının CT görüntüleri 1 mm kesit kalınlığında, supine (sırt üstü) ve hastalar, baş maskesi ile sabitlenerek çekimleri yapılmıştır. CT kesitleri DICOM aracılığı ile tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.

15 Beyin hastası için CTV radyasyon onkoloğu, kritik organlar dozimetrist tarafından çizilmiştir.

Tek Fraksiyon					Üç Fraksiyon				Beş Fraksiyon				
	Volüm (mL)	Kriterler		Plandaki Değerler		Kriterler		Plandaki Değerler		Kriterler		Plandaki Değerler	
		Volüm Maks (Gy)	Maks. Nokta Dozu (Gy)	Volüm Maks (Gy)	Maks. Nokta Dozu (Gy)	Volüm Maks (Gy)	Maks. Nokta Dozu (Gy)	Volüm Maks (Gy)	Maks. Nokta Dozu (Gy)	Volüm Maks (Gy)	Maks. Nokta Dozu (Gy)	Volüm Maks (Gy)	Maks. Nokta Dozu (Gy)
Kiazma	<0,2	8	10			15.3	17.4			23	25		
R Optik Sınır	<0,2	8	10			15.3	17.4			23	25		
L Optik Sınır	<0,2	8	10			15.3	17.4			23	25		
Koklea			9				17.1				25		
Beyin Sapı	<0.5	10	15			18	23.1			23	31		
Spinal Kord	<0,35	10	14			18	21.9			23	30		
	<1,2	7				12.3				14.5			

Beyin-GTV	V <sub>8</sub> Gy		
	V <sub>10</sub> Gy		
	V <sub>12</sub> Gy		

CI	$(TVRI)^2 / (TV*VRI)$
GI	$V_{\%50} / V_{\%100}$

Tablo 1 : 5.2.1. Beyin Hastaları İçin Task Group 101 Kriterleri

### 5.2.3. Vertebra Hastalarının Seçilmesi

Vertebra hastalarının çalışma için seçim kriterleri başlangıçta klinik protokollerinden veya yayınlanan kılavuzlarından elde edilen veriler kullanılarak, RTOG 0631 protokolüne uygun olacak şekilde belirlenmiştir. Renal hücreli karsinom, yumuşak doku sarkomu ve vertebra metastazlarında 1 fraksiyonda 18Gy doz vererek planlarını yaptığımız hastalarda RTOG 0631'deki kritik organ dozu kriterlerine uygun planlar yapılmıştır.

#### 5.2.4. Vertebra Hastalarının Verilerinin Elde Edilmesi

Vertebra hastalarının CT görüntüleri 1 mm kesit kalınlığında, supine (sırt üstü) ve hastaların elleri başlarının altında çekimleri yapılmıştır. CT kesitleri DICOM aracılığı ile tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.

Serial Tissue	Single Frx		PLAN VALUE
	Volume	Volume max. (Gy)	
Spinal Cord	Less than or equal to 0.35 cc	10 Gy	
Spinal Cord	Less than or equal to 10% of the partial spinal cord	10 Gy	
Spinal Cord	Less than or equal to 0.03 cc	14 Gy	
Cauda Equina	< 0.03 cc < 5 cc	16 Gy 14 Gy	
Sacral Plexus	< 0.03 cc < 5 cc	18 Gy 14.4 Gy	
Esophagus	< 0.03 cc < 5 cc	16 Gy 11.9 Gy	
Ipsilateral Brachial Plexus	< 0.03 cc < 3 cc	17.5 Gy 14 Gy	
Heart/Pericardium	< 0.03 cc < 15 cc	22 Gy 16 Gy	
Great Vessels	< 0.03 cc < 10 cc	37 Gy 31 Gy	
Trachea and Larynx	< 0.03 cc < 4 cc	20.2 Gy 10.5 Gy	
Skin	< 0.03 cc < 10 cc	26 Gy 23 Gy	
Stomach	< 0.03 cc < 10 cc	16 Gy 11.2 Gy	
Duodenum	< 0.03 cc < 5 cc	16 Gy 11.2 Gy	
Jejunum/Ileum	< 0.03 cc < 5 cc	15.4 Gy 11.9 Gy	
Colon	< 0.03 cc < 20 cc	18.4 Gy 14.3 Gy	
Rectum	< 0.03 cc < 20 cc	18.4 Gy 14.3 Gy	
Renal hilum/ Vascular Trunk	< 2/3 volume	10.6 Gy	
Parallel Tissue	Critical Volume (cc)	Critical Volume Dose max. (Gy)	
Lung (Right & Left)	1000 cc	7.4 Gy	
Renal Cortex (Right & Left)	200 cc	8.4 Gy	
Liver	700 cc	9.1 Gy	

Tablo 2: 5.2.3. Vertebra Hastaları için RTOG 0631 Kriterleri



### 5.2.5. Akciğer hastalarının seçilmesi

Akciğer hastalarının çalışma için seçim kriterleri başlangıçta klinik protokollerinden veya yayınlanan kılavuzlarından elde edilen veriler kullanılarak belirlenmiştir.

Akciğer hastaları RTOG 0813 protokol koşullarına göre akciğer tümörlerini merkezi tümörler ve periferik tümörler olarak ikiye ayırmıştır. Buna göre de iki ayrı doz şeması önermiştir. Akciğer hastaları RTOG 0813 protokol koşullarına uygun olan tedaviler arasından seçilmiştir

### 5.2.6. Akciğer Hastalarının Verilerinin Elde Edilmesi

Bu çalışma da daha önce tedavisi için Philips Gemini TF TOF 16 CT cihazı ile 1mm kalınlıkta görüntüleri çekilen 15 adet akciğer hastası seçildi. Bu akciğer hastalarının tümörleri heterojen bölgeyi temsil edecek şekilde belirlendi.

OAR	3 Fractions					5 Fractions				8 Fractions			
	Volume (mL)	Volume Max (Gy)	Plan	Max Pt Dose (Gy)	Plan	Volume Max (Gy)	Plan	Max Pt Dose (Gy)	Plan	Volume Max (Gy)	Plan	Max Pt Dose (Gy)	Plan
Spinal Cord	<0.35	18		21.9		23		30		32.5		30	
	<1.2	12.3			14.5								
Esophagus**	<5	17.7		25.2		19.5		35				42	
Brachial Plexus	<3	20.4		24		27		30.5					
Heart / Pericardium	<15	24		30		32		38		38.5		46	
Great Vessels	<10	39		45		47		53		57.5		65	
Trachea / Ips Bronchus**	<4	15		30		16.5		40		21		46	
Stomach	<10	16.5		22.2		18		32					

Tablo 3 : 5.2.5. Vertebra Hastaları için RTOG 0631 Kriterleri

### 5.2.7. ECLIPSE® Planlama Sisteminde Planların Yapılması

İlk olarak beyin hastaları için plan hesaplama çözünürlüğü 0,25 referans olarak seçilerek tüm hasta plan dozları, protokollerindeki kritik organ dozları sağlanacak ve PTV hacminin %100'ü reçete dozun %95 ini alacak şekilde planlandı.

Kritik organları beyin planları için TaskGruop101 kriterlerine göre değerlendirildi. 0.25 hesaplama çözünürlüğü ile elde edilen plandaki tüm kriterler sağlandıktan sonra aynı plan hesaplama çözünürlüğü 0,3 ve 0,1 olarak değiştirilerek en baştan optimizasyona sokularak yeniden hesaplatıldı. Ayrıca referans plan yeniden optimize edilmeden sadece hesaplama çözünürlüğü 0,1 olarak değiştirilerek optimizasyona sokulmadan yeniden hesaplatıldı. Sonuç olarak her hastaya ait 4 farklı plan elde edildi. Bu planlar hesaplama çözünürlüğü 0,3; 0,25; 0,25 → 0,1 ve 0,1 hesaplama çözünürlüğüne göre değerlendirildi.

Vertebra planları için de beyin planlarına benzer olarak plan hesaplama çözünürlüğü 0,25 referans seçilerek tüm hasta plan dozları, protokollerindeki kritik organ dozları sağlanacak ve PTV hacminin %100 ü reçete dozun %95 ini alacak şekilde planlandı. Vertebra planlarındaki tüm kriterler RTOG 0631 kriterlerine göre değerlendirildi.

Son olarak Akciğer planları için RTOG 0813 teki kriterler sağlanacak şekilde planlar oluşturuldu. 0.25 hesaplama çözünürlüğü ile elde edilen plandaki tüm kriterler sağlandıktan sonra aynı plan hesaplama çözünürlüğü 0,3 ve 0,1 olarak değiştirilerek en baştan optimizasyona sokularak yeniden hesaplatıldı. Ayrıca referans plan yeniden optimize edilmeden sadece hesaplama çözünürlüğü 0,1 olarak değiştirilerek yeniden hesaplatıldı. Sonuç olarak her hastaya ait 4 farklı plan elde edildi. Bu planlar hesaplama çözünürlüğü 0,3; 0,25; 0,25 → 0,1 ve 0,1 hesaplama çözünürlüğüne göre değerlendirildi.

### 5.2.8. QA İşlemi İçin Planların Yapılması

Eclipse tedavi planlama sistemlerinde yapılan planların QA planları Portal dozimetri ve Arccheck fantomu kullanılarak ışınlanmıştır.

Hesaplatılan planların verifikasyon QA'leri oluşturulmuş, Oluşturulan tedavi planları portal dozimetri fantomuna aktarıldıktan sonra EPİD kullanılarak ışınlamaları yapılmış ve Portal Dozimetri' de değerlendirilmiştir.

Portal dozimetri ışınlamalarını yaparken TrueBeam STx cihazının Port'unu 80 derece açıp QA planları ışınlanmıştır.

EPID ile Işınlanan planlar Eclipse Portal Dozimetre de  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  olmak üzere iki farklı gamma indeksi olmak üzere iki farklı hassasiyette değerlendirilmiştir.

ArcCheck fantoma da planlar aktarılıp, hesaplatılarak, bütün planların ArcCheck QA planları oluşturulmuştur. Oluşturulan tedavi planları ArcCheck fantomuna aktarıldıktan sonra ışınlamaları yapılmıştır.

ArcCheck QA planları ışınlanırken TrueBeam STx cihazında Arccheck fantomu tedavi masasına yerleştirilmiştir. Cross'ları hizalandıktan sonra SSD'si 86,7 olarak ayarlanmış ve ArcCheck üzerine atılan planlar ışınlanmıştır.

ArcCheck de ışınlanan planlar ise kendi programında yani SNC Patient 'da yine  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeksi olmak üzere iki farklı hassasiyette değerlendirilmiştir.

Portal dozimetrimin yanısıra, Arccheck fantomunun seçilmesinin amacı SRS ve SBRT planlarının QA değerlendirmelerinde daha gerçekçi bir ışınlamaya imkan verdiği içindir. Çünkü portal dozimetri akı ölçerken Arccheck doz ölçmektedir.

## 6. BULGULAR

### 6.1. Kritik Organ Dozlarının Karşılaştırılması

#### 6.1.1. 15 Beyin Hastasının Kritik Organ dozlarının karşılaştırılması

i. 15 Beyin hastasının 3\*800 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirdiğimiz tablo aşağıda gösterildiği gibidir.

HASTA ADI	BRAINSTEM				KİAZMA				L OPTİK NERVE				R OPTİK NERVE			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,10	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,25	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	18,5	18,0	16,6	16,6	20,8	19,6	14,9	16,6	4,1	4,1	4,0	4,0	4,6	4,3	4,1	3,4
2.Hasta	7,3	7,0	6,8	6,4	18,9	19,1	15,4	17,2	5,0	4,7	4,6	4,3	19,3	18,2	16,3	16,6
3.Hasta	14,3	13,8	15,1	14,6	8,7	8,3	9,1	9,0	2,8	2,7	2,8	3,3	5,7	5,5	5,8	4,8
4.Hasta	9,3	8,50	9,1	8,21	16,42	15,52	14,67	14,50	15,7	14,18	13,58	13,5	15,7	14,2	13,9	13,5
5.Hasta	6,1	6,1	6,0	5,7	17,3	16,67	14,8	15,6	11,9	12,5	10,8	12,0	16,4	15,4	14,3	15,0
6.Hasta	15,6	15,2	14,4	13,7	17,4	17,2	16,3	16,3	10,8	10,8	11,6	11,4	18,4	17,1	16,1	16,0
7.Hasta	3,5	3,2	3,1	3,0	14,1	13,8	12,9	11,6	2,5	2,3	2,6	3,0	16,7	16,3	14,7	15,2
8.Hasta	7,9	7,7	7,3	7,1	4,9	4,8	5,0	5,3	9,9	9,3	9,6	8,7	9,9	9,6	8,4	7,9
9.Hasta	17,6	17,3	18,7	16,7	18,6	18,7	22,3	19,1	10,2	9,8	9,5	9,6	10,7	10,9	10,4	11,0
10.Hasta	18,4	17,2	16,3	18,1	10,1	9,4	9,1	9,8	2,5	2,1	2,1	2,2	2,5	2,3	2,4	2,1
11.Hasta	18,5	18,0	16,6	16,6	20,8	19,6	14,9	16,6	5,1	4,7	5,0	5,0	4,6	4,3	4,1	3,4
12.Hasta	7,3	7,0	6,8	6,4	18,9	19,1	15,4	17,2	5,0	4,7	4,6	4,3	19,3	18,2	16,3	16,6
13.Hasta	9,4	8,5	9,1	8,21	16,42	15,52	14,06	14,50	15,7	14,18	13,58	14,5	15,7	14,2	13,9	13,5
14.Hasta	6,1	6,1	6,0	5,7	17,3	16,67	14,8	15,6	11,0	12,1	10,1	12,1	16,4	15,4	14,3	15,0
15.Hasta	8,9	8,7	8,3	8,1	4,9	4,8	5,0	5,3	11,9	11,3	10,6	12,7	9,9	9,6	8,4	7,9
Ortalama	11,24	10,24	10,68	9,24	12,84	10,30	12,27	11,68	8,27	6,07	5,87	8,03	12,38	11,69	10,88	10,80

Tablo 4:6.1.1. Beyin hastasının 3\*800 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirilmesi

### 6.1.2. 15 Vertebra Hastasının Kritik Organ dozlarının karşılaştırılması

i. Vertebra hastalarının 1\*1800 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirdiğimiz tablo aşağıda verilmiştir.

HASTA ADI	SPINAL CORD				SC (0,35 CC)				ESOPHAGUS				P,S (%10)			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	15,00	14,02	13,94	15,53	10,70	9,79	10,58	11,04	16,84	15,14	15,84	17,85	8,60	9,30	8,57	11,00
2.Hasta	13,03	12,97	13,74	13,33	10,00	9,58	8,80	12,10	8,22	7,93	7,85	7,61	8,90	9,29	8,52	9,78
3.Hasta	12,81	12,86	12,52	13,19	10,16	9,79	8,94	11,28	5,37	5,17	5,12	4,94	8,85	9,39	8,50	9,81
4.Hasta	16,58	14,01	16,69	15,65	10,27	9,70	10,00	11,04	15,65	15,90	16,65	18,50	9,56	10,00	9,40	12,03
5.Hasta	13,07	13,75	13,71	14,05	9,80	9,16	8,40	8,71	13,76	13,66	13,71	14,50	9,30	9,84	8,99	10,27
6.Hasta	12,49	13,25	12,78	12,95	10,99	9,90	9,50	10,06	15,07	15,02	16,12	18,89	9,45	9,50	8,99	9,91
7.Hasta	13,35	13,43	14,69	14,70	10,24	9,61	8,70	11,40	8,43	8,66	8,73	9,01	9,02	9,94	8,00	11,52
8.Hasta	12,32	13,80	14,37	14,61	9,91	10,02	11,96	12,50	17,03	16,05	18,70	17,65	8,96	9,84	9,51	10,33
9.Hasta	12,00	13,22	15,94	15,13	11,02	9,85	10,58	12,98	15,47	16,04	16,64	17,75	8,60	9,30	8,57	11,00
10.Hasta	13,03	12,97	13,74	13,33	10,00	9,58	8,80	10,10	8,62	7,43	8,85	10,30	8,90	9,29	8,52	9,78
11.Hasta	12,81	12,86	12,52	13,19	10,16	9,79	8,94	10,08	5,37	5,17	5,12	6,94	8,85	9,39	8,50	9,81
12.Hasta	14,58	14,00	16,69	15,65	10,27	10,00	10,00	11,04	15,65	15,01	16,65	18,50	9,56	10,00	9,40	10,39
13.Hasta	13,07	13,75	13,71	14,25	9,80	9,16	9,40	10,71	13,76	13,66	13,71	15,50	9,30	9,84	8,99	10,27
14.Hasta	11,49	10,25	10,78	12,95	10,10	10,00	9,50	10,92	14,76	14,66	14,71	15,50	9,45	9,92	8,99	10,91
15.Hasta	13,77	12,15	14,02	15,12	11,10	9,96	10,12	11,21	8,02	7,03	8,05	9,61	9,12	10,00	10,73	11,02
Ortalama	13,36	13,15	13,99	14,24	10,30	9,72	9,61	11,00	12,13	11,77	12,43	14,71	9,09	9,66	8,95	10,52

Tablo 5: 6.1.2. Vertebra hastalarının 1\*1800 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirilmesi

### 6.1.3. 15 Akciğer Hastasının Kritik Organ dozlarının karşılaştırılması

i. Akciğer hastalarının 8\*750 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirdiğimiz tablo aşağıda verilmiştir.

HASTA ADI	ESOPHAGUS				HEART			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	24,98	25,11	25,44	26,9	43,43	45,01	45,74	47,84
2.Hasta	18,09	19,96	19,56	20,11	17,11	13,94	14,53	15,42
3.Hasta	40,1	37,65	40,9	43,3	34,24	34,65	35,86	37,51
4.Hasta	18,49	18,3	18,76	18,81	33,64	35,72	34,39	36,76
5.Hasta	36,06	39,53	43,03	43,76	42,66	44,95	42,22	47,68
6.Hasta	46,63	41,9	46,17	47,8	42,81	43,21	43,22	47,3
7.Hasta	42,01	40,29	43,73	44,12	38,63	40,11	37,31	41,38
8.Hasta	14,19	15,02	15,13	15,42	42,62	44,13	43,67	46,45
9.Hasta	18,03	18,98	19,56	20,11	13,11	13,94	14,53	15,42
10.Hasta	40,1	39,91	40,9	43,3	44,8	44,48	45,15	47,91
11.Hasta	18,44	18,33	18,16	19,81	33,64	35,72	34,39	36,76
12.Hasta	39,06	40,53	42,03	43,76	42,66	45,05	42,22	47,68
13.Hasta	43,63	42,09	42,55	45,68	42,11	44,21	43,22	46,93
14.Hasta	43,11	40,29	42,63	44,02	38,63	40,11	37,31	41,38
15.Hasta	11,25	11,05	10,92	12,91	12,72	12,58	12,46	13,98
Ortalama	30,28	29,93	31,30	32,65	34,85	35,85	35,08	38,03

Tablo 6: 6.1.3. Akciğer hastalarının 8\*750 cGy doz ile hesaplanmış planlarının hesaplama çözünürlüklerinin kritik organlara etkilerini değerlendirilmesi

## 6.2. Dmax Dozlarının Karşılaştırılması

### 6.2.1. Beyin Planlarının Dmax Dozları

HASTA ADI	MAX DOSE			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	130,6	129,7	131,3	120,6
2.Hasta	113,8	113,1	121,6	112,1
3.Hasta	116,0	111,4	122,5	114,1
4.Hasta	124,9	119,4	126,5	117,8
5.Hasta	115,2	112,5	114,0	111,1
6.Hasta	123,3	122,0	129,1	117,4
7.Hasta	117,1	115,2	123,4	111,0
8.Hasta	114,0	111,5	115,5	110,0
9.Hasta	111,7	110,6	117,0	110,3
10.Hasta	114,2	113,1	118,2	112,8
11.Hasta	130,6	129,7	131,3	120,6
12.Hasta	113,8	113,1	121,6	112,1
13.Hasta	124,9	119,4	126,5	117,8
14.Hasta	115,2	112,5	114,0	111,1
15.Hasta	112,0	112,5	115,9	111,0

Tablo 7: 6.2.1. beyin planlarının Dmax dozları

### 6.2.2. Vertebra Planlarının Dmax Dozları

HASTA ADI	MAX DOSE			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	119,9	116,4	125,1	116,9
2.Hasta	119,5	117	120,8	115,2
3.Hasta	116,9	117,3	123,3	114,5
4.Hasta	125,4	124,5	134,5	121,1
5.Hasta	115,8	116,5	120,5	115
6.Hasta	121,8	120,5	123,3	118,9
7.Hasta	133	126,5	130,6	124,5
8.Hasta	122	116	130,1	115,6
9.Hasta	121,3	118,4	121,6	116,9
10.Hasta	119,5	117	124,8	115,2
11.Hasta	116,9	117,3	123,3	114,5
12.Hasta	125,4	124,5	134,5	121,1
13.Hasta	115,8	116,5	120,5	115
14.Hasta	121,8	120,5	123,3	118,9
15.Hasta	119,1	118,9	125,8	117,8

Tablo 8 : 6.2.2. vertebra planlarının Dmax dozları

### 6.2.3. Akciğer Planlarının Dmax Dozları

HASTA ADI	MAX DOSE			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	120,6	119	120,3	117
2.Hasta	124,9	124,1	124,1	123
3.Hasta	115,5	113,9	120,2	115,8
4.Hasta	120,7	122,6	126,3	121,2
5.Hasta	125,5	122,8	120,2	119,9
6.Hasta	121,3	118,9	122,6	116,8
7.Hasta	125,4	127	134,9	129,4
8.Hasta	119	118,4	120,5	118
9.Hasta	124,9	122,1	125,1	123
10.Hasta	115,5	113,9	120,2	115,8
11.Hasta	119,7	120,6	126,3	121,2
12.Hasta	117,5	118,8	120,2	119,9
13.Hasta	118,3	118,9	122,6	116,8
14.Hasta	125,8	126	133,9	129,2
15.Hasta	125,9	126,9	130,7	124,2

Tablo 9 : 6.2.3. Akciğer planlarının Dmax dozları

### 6.3. GI Ve CI Değerlerinin Karşılaştırılması

#### 6.3.1. Yapılan Beyin planlarının GI VE CI Değerlerinin Karşılaştırılması

HASTA ADI	GI				CI			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	3,9	3,9	3,58	3,63	2,09	1,79	1,78	1,68
2.Hasta	4,1	3,9	3,5	3,4	1,37	1,37	1,45	1,3
3.Hasta	3,6	3,5	3,07	3,15	0,84	1,18	1,39	1,21
4.Hasta	4,0	3,9	3,44	3,48	1,72	1,61	1,61	1,52
5.Hasta	4,2	3,9	3,47	3,59	1,21	1,25	1,3	1,25
6.Hasta	4,1	3,9	3,61	3,49	1,59	1,43	1,31	1,33
7.Hasta	3,6	3,5	3,3	3,29	1,22	1,19	1,11	1,05
8.Hasta	2,8	3,0	2,84	3,05	1,14	1,13	1,09	1,98
9.Hasta	3,3	3,2	3,13	3,13	1,69	1,44	1,43	1,43
10.Hasta	3,2	3,2	3,2	3,15	1,11	1,09	1,09	1,09
11.Hasta	3,9	3,9	3,58	3,63	2,09	1,79	1,78	1,68
12.Hasta	4,1	3,9	3,5	3,4	1,37	1,37	1,45	1,3
13.Hasta	4,0	3,9	3,44	3,48	1,72	1,61	1,61	1,52
14.Hasta	4,2	3,9	3,47	3,59	1,21	1,25	1,3	1,25
15.Hasta	2,8	3,0	2,84	3,05	1,14	1,13	1,09	1,98

Tablo 10 : 6.3.1. beyin planlarının GI ve CI değerlerinin karşılaştırılması



### 6.3.2. Yapılan Vertebra Planlarının GI ve CI Değerlerinin Karşılaştırılması

HASTA ADI	GI				CI			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	2,97	2,87	2,76	2,87	1,16	1,14	1,13	1,09
2.Hasta	3,5	3,44	3,4	3,25	1,4	1,22	1,18	1,02
3.Hasta	4,03	3,88	3,52	3,51	1,13	1,13	1,22	1,08
4.Hasta	3,27	3,11	2,92	2,92	1,04	1,04	1,12	1,1
5.Hasta	3,97	3,94	3,36	3,36	1,39	1,23	1,12	1,1
6.Hasta	4,21	3,76	3,76	3,54	1,26	1	1,1	1,06
7.Hasta	4,41	4,29	4,12	3,96	0,83	1,22	1,22	1,3
8.Hasta	2,97	2,87	2,76	2,87	1,16	1,14	1,13	1,09
9.Hasta	2,9	2,87	2,77	2,86	1,17	1,14	1,15	1,07
10.Hasta	3,5	3,44	3,4	3,25	1,4	1,22	1,18	1,02
11.Hasta	4,03	3,88	3,52	3,51	1,13	1,17	1,22	1,08
12.Hasta	3,27	3,11	2,92	2,89	1,04	1,04	1,12	1,04
13.Hasta	4,11	3,88	3,36	3,34	1,39	1,29	1,12	1,09
14.Hasta	4,18	3,66	3,76	3,45	1,26	1,19	1,09	1,05
15.Hasta	3,5	3,54	3,4	3,5	1,4	1,32	1,28	1,02

Tablo 11 : 6.3.2. Vertebra planlarının GI ve CI değerlerinin karşılaştırması

### 6.3.3. Yapılan Akciğer Planlarının GI ve CI Değerlerinin Karşılaştırılması

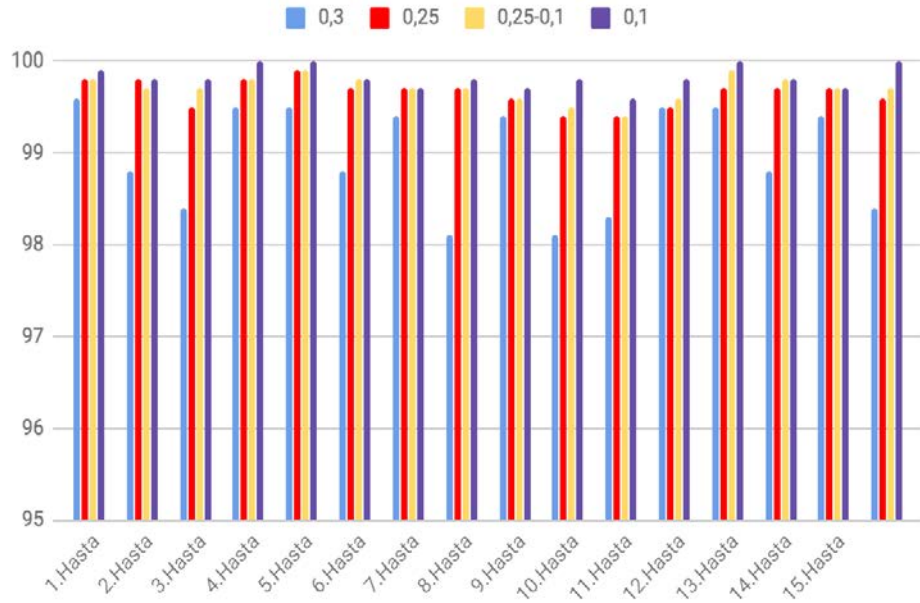
HASTA ADI	GI				CI			
	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1	0,3	0,25	0,25-0,1	0,1
1.Hasta	3,53	3,47	3,34	3,3	1,14	1,13	1,13	1,1
2.Hasta	3,33	3,25	3,18	3,15	1,12	1,11	1,09	1,09
3.Hasta	3,41	3,35	3,25	3,27	1,14	1,12	1,16	1,12
4.Hasta	3,32	3,27	3,2	3,16	1,1	1,09	1,09	1,09
5.Hasta	4,08	3,92	3,66	3,4	1,22	1,2	1,17	1,1
6.Hasta	3,34	3,25	3,12	3,01	1,27	1,23	1,22	1,19
7.Hasta	3,06	3,03	2,98	2,96	1,26	1,24	1,25	1,22
8.Hasta	2,47	2,47	2,44	2,4	1,14	1,13	1,13	1,1
9.Hasta	3,33	3,25	3,18	3,15	1,12	1,11	1,09	1,09
10.Hasta	3,41	3,35	3,25	3,27	1,14	1,12	1,16	1,12
11.Hasta	3,32	3,27	3,2	3,16	1,1	1,09	1,09	1,09
12.Hasta	4,08	3,92	3,66	3,4	1,22	1,2	1,17	1,1
13.Hasta	3,34	3,25	3,12	3,01	1,27	1,23	1,22	1,19
14.Hasta	3,06	3,03	2,98	2,96	1,26	1,24	1,25	1,22
15.Hasta	3,23	3,19	3,17	3,09	1,22	1,22	1,24	1,14

Tablo 12 : 6.3.3. Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin karşılaştırması

## 6.4. EDID kullanılarak yaptığımız planların değerlendirilmesi

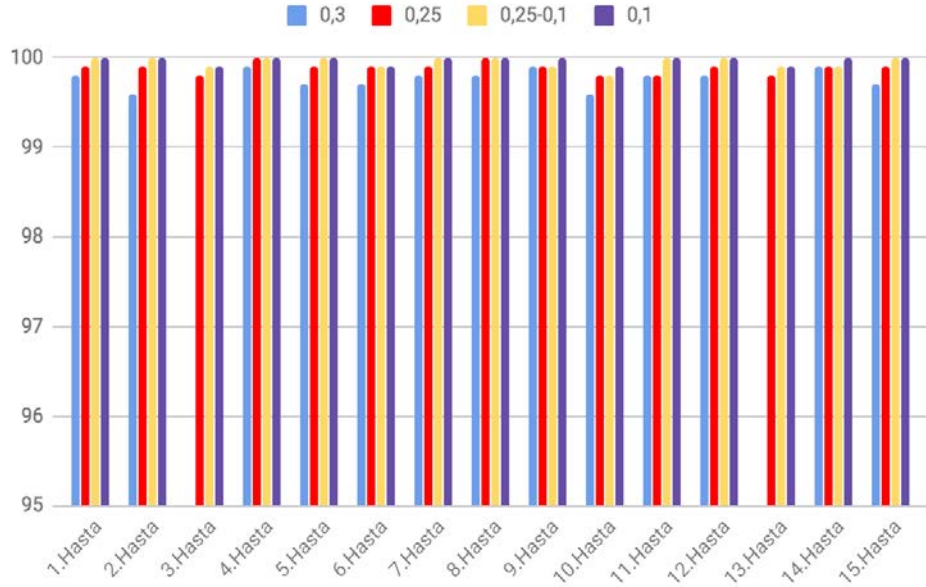
### 6.4.1. Beyin Hastalarının Karşılaştırmaları

i. Beyin hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 2 : Beyin Hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

**ii. Beyin hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriteri değerlendirilmiş gamma analiz sonuçları grafikte gösterilmiştir**

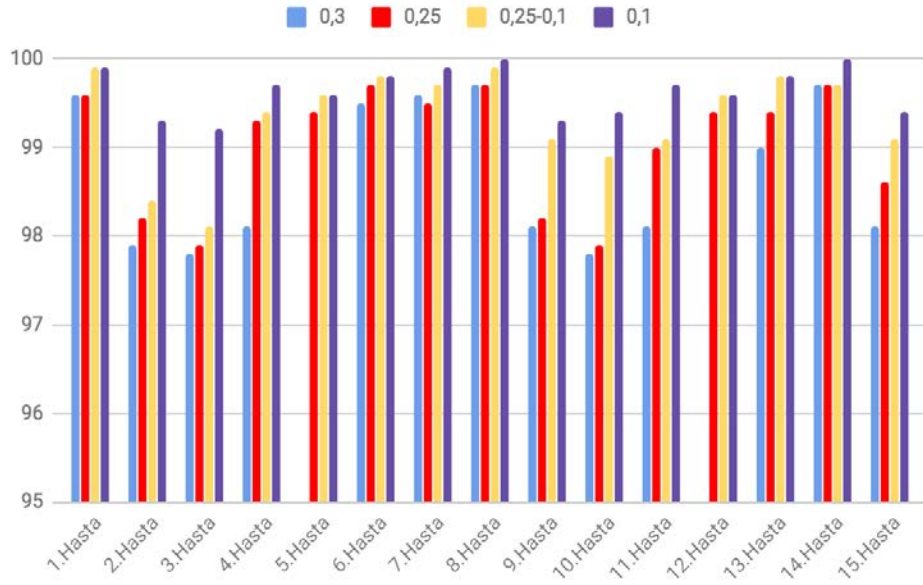


Şekil 3 : Beyin hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriteri değerlendirilmesi

Bu değerlendirme sonuçlarına göre hem  $\pm\%2\text{mm}$  hem de  $\pm\%3\text{mm}$  geçme kriterleri için en düşük geçme oranına sahip hesap çözünürlüğü 0,3 bulunmuştur. En yüksek geçme oranına sahip planlar 0,1 ile hesaplanan planların değerlendirmesinde görülmektedir. Beynin yapısı homojen olduğundan dolayı da bütün değerlendirme sonuçları arasında büyük bir değişiklik görülmemektedir.

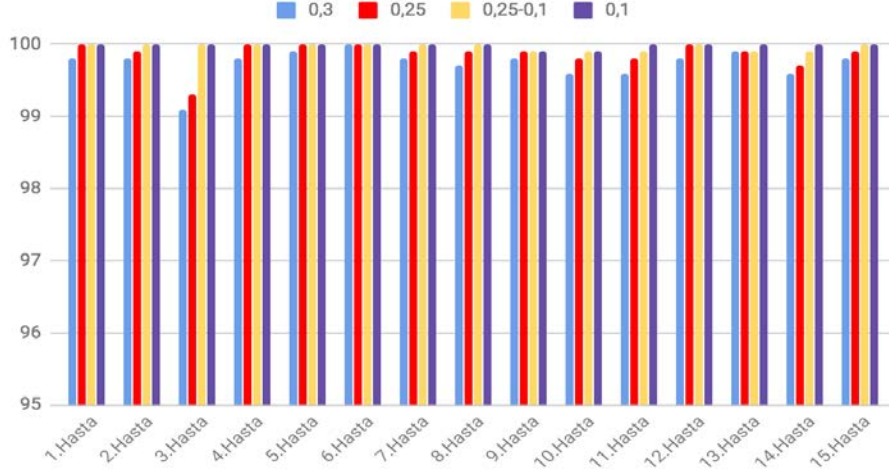
#### 6.4.2. Vertebra Hastalarının Karşılaştırmaları

i. Vertebra hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 4: Vertebra Hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

ii. Vertebra hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.

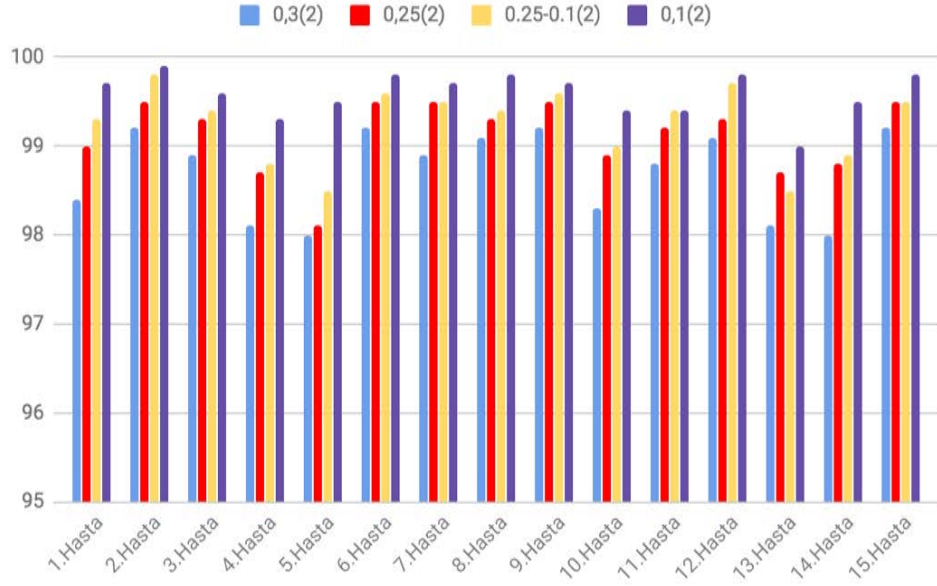


Şekil 5 : Vertebra hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

Bu değerlendirme sonuçlarına göre  $\pm 3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilen kalite kontrol planlarının 0,3; 0,25; 0,25  $\rightarrow$  0,1; 0,1 hesap çözünürlükleri arasında yeteri kadar anlamlı bir fark bulunmaz iken  $\pm 2\text{ mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesine göre en yüksek geçme oranına sahip 0,1 ile hesaplanan planların değerlendirmesinde görünmekle birlikte diğer 3 hesap çözünürlüğü oldukça düşük geçme oranına sahiptir. Bu tablolardan da anlaşıldığı gibi  $\pm 2\text{mm}$  değerlendirmenin bize daha doğru bir sonuç verdiği görülmektedir.

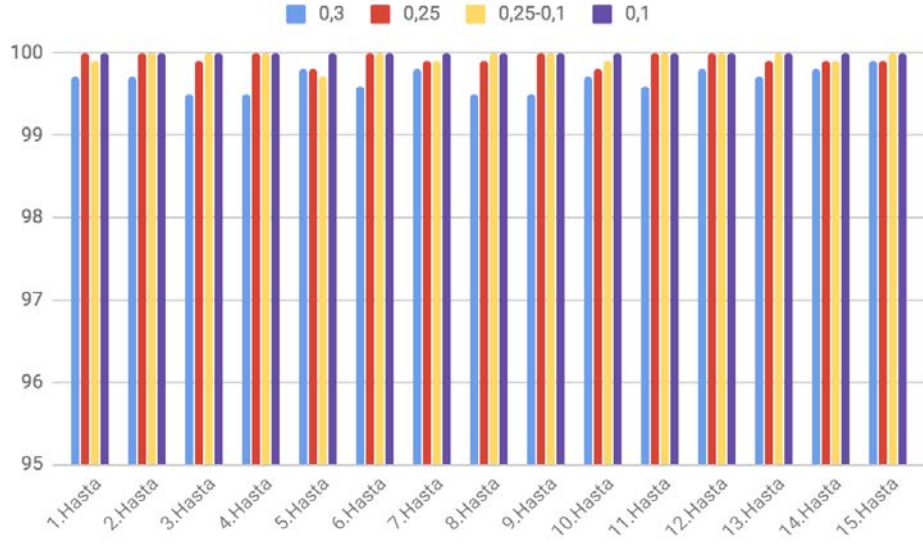
### 6.4.3. Akciğer Hastalarının Karşılaştırılmaları

i. Akciğer hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 6 : Akciğer hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

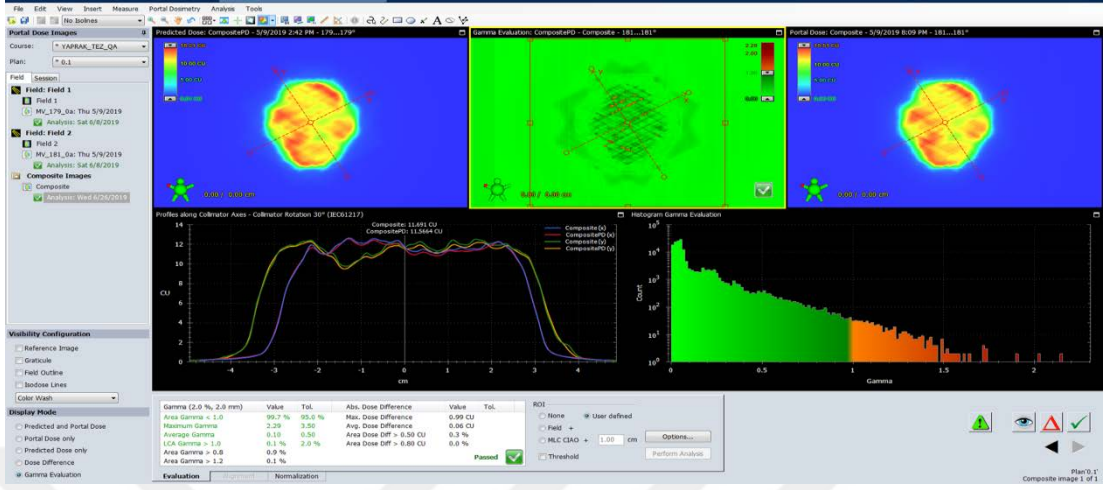
ii. Akciğer hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 7 : Akciğer hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

Bu değerlendirme sonuçlarına göre  $\pm 2/2\text{mm}$  ile  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriterleri ile değerlendirilen planlardan  $\pm 2/2\text{mm}$  'de daha düşük geçme oranları olduğu görülürken,  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriterlerinde yüksek geçme oranları görülmektedir. Sonuç olarak anlaşılıyor ki heterojen yapılarda özellikle SRS ve SBRT hastalarında  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriterlerinin doğru sonuç vermediği görülmektedir. Asıl doğru değerlendirme  $\pm 2/2\text{mm}$  olarak yapılmaktadır. Tedavi öncesi alınarak kalite kontrol ışınlamalarının gamma analiz index'i mutlaka  $\pm 2/2\text{mm}$  olarak yapılmalıdır.

#### 6.4.4. EPİD ile ışınlanan QA sonuçlarının Portal Dozimetri ile değerlendirilmesi



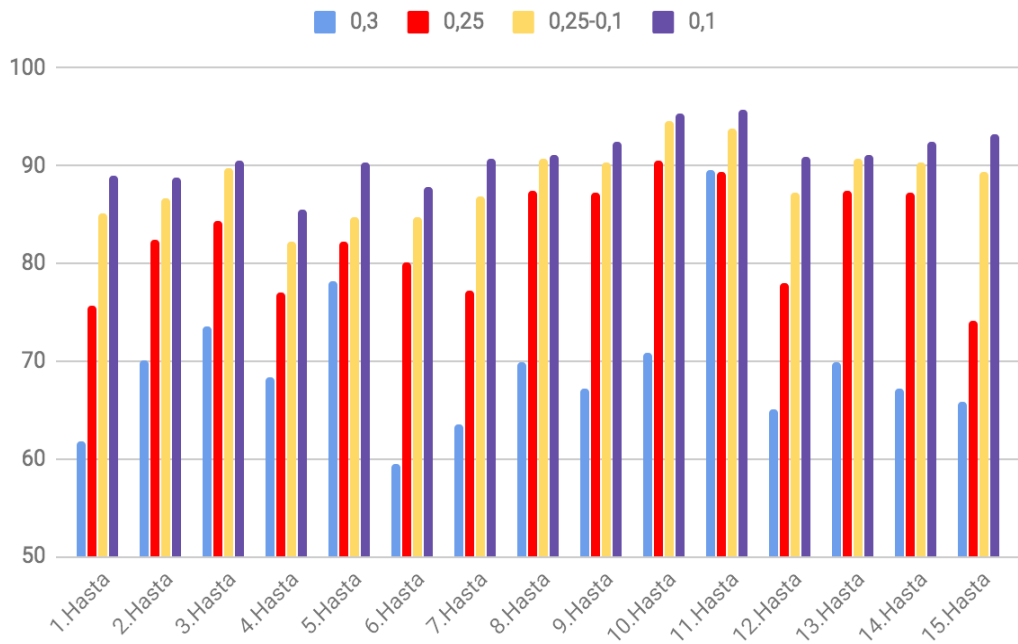
Resim 5: Portal Dozimetri



## 6.5. ARCCHECK kullanılarak yapılan planların değerlendirme sonuçları aşağıdaki tablolarla verilmiştir.

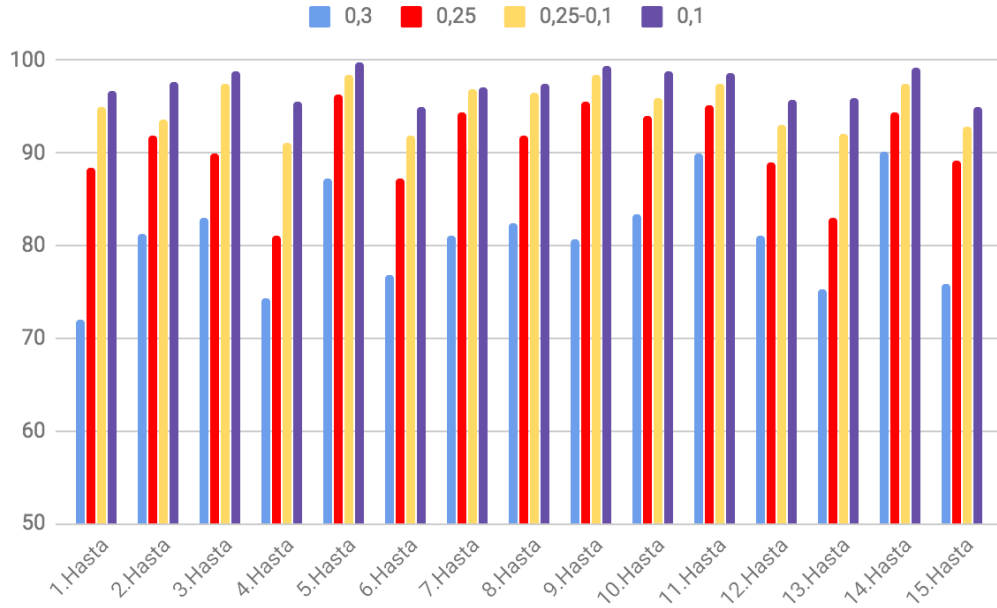
### 6.5.1. BEYİN HASTALARININ KARŞILAŞTIRMALARI

i. Beyin hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 8 : Beyin hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

ii. Beyin hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının ArcCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.

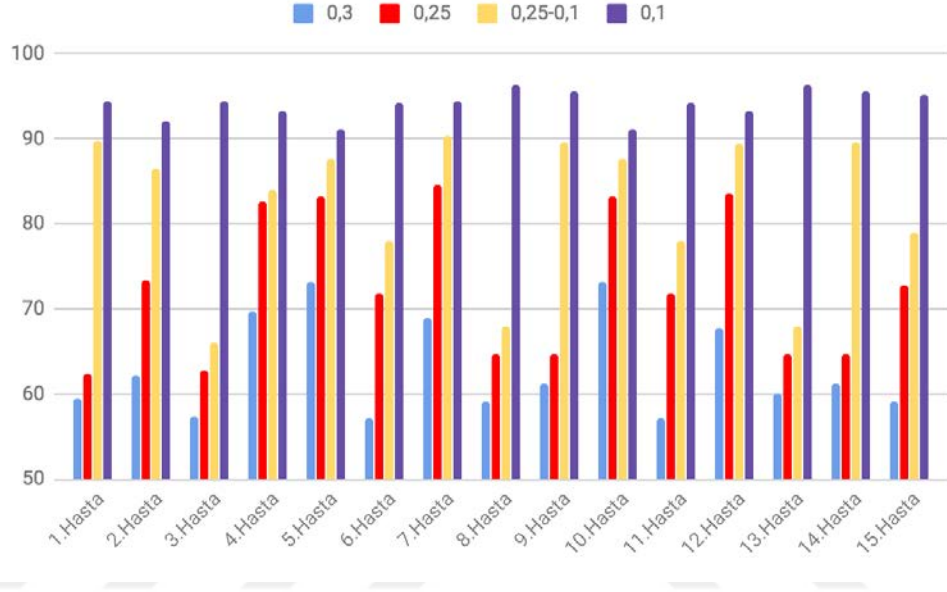


Şekil 9 : Beyin Hastalarının ArcCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

ArcCHECK ile ışınlanan değerlendirme sonuçlarına göre 2 tabloda da 0,3 hesap çözünürlük değerleri en düşük geçme oranına sahiptir.  $\pm 2/2\text{mm}$  ve  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriterleri için en büyük doğruluk 0,1 olarak görülmekte olup homojen bir yapı olduğundan 2 tablo arası istatistiksel bir fark yoktur.

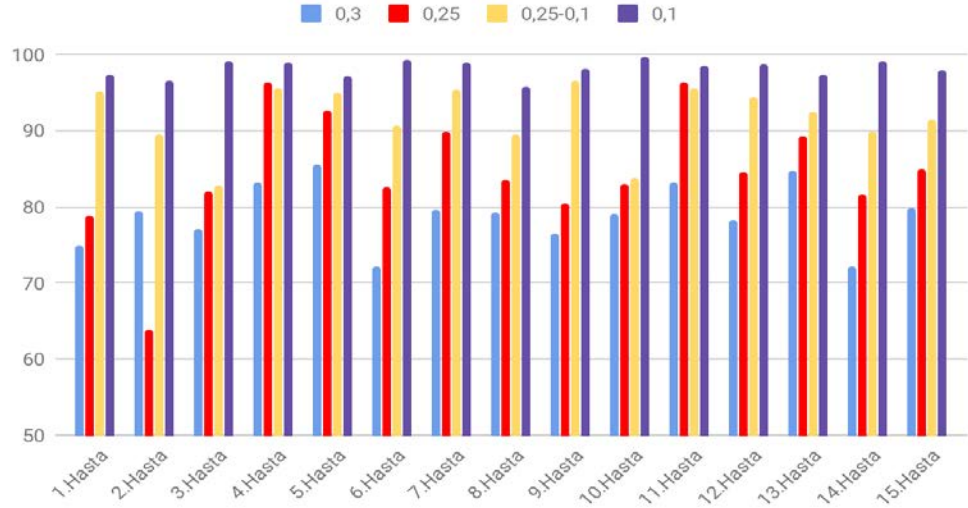
## 6.5.2. Vertebra Hastalarının Karşılaştırmaları

i. Vertebra hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 10 : Vertebra hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

ii. Vertebra hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.

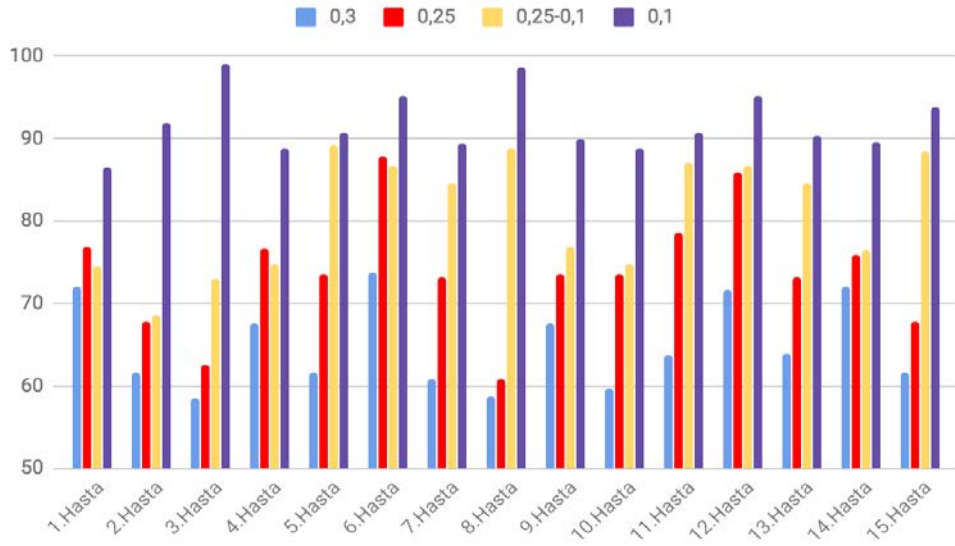


Şekil 11 : Vertebra hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

ArcCHECK ile ışınlanan değerlendirme sonuçlarına göre  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriterinde 0,3 hesap çözünürlüğünün geçme değeri ortalama %70 olarak görünse de  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirildiğinde ortalama %57 olduğu anlaşılmaktadır.  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilen planların doğruluğunun  $\pm 3/3\text{mm}$  geçme kriterine göre daha iyi olduğu görülmektedir.

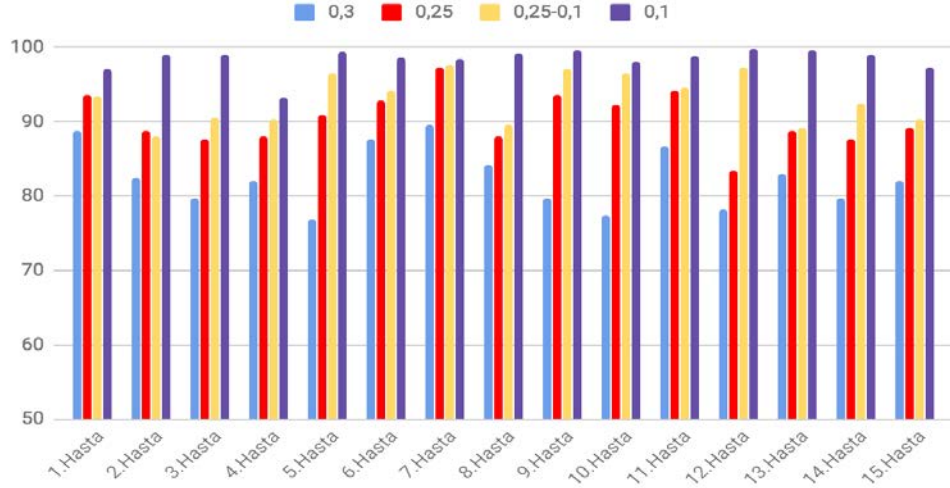
### 6.5.3. Akciğer Hastalarının Karşılaştırmaları

i. Akciğer hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 12 : Akciğer hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

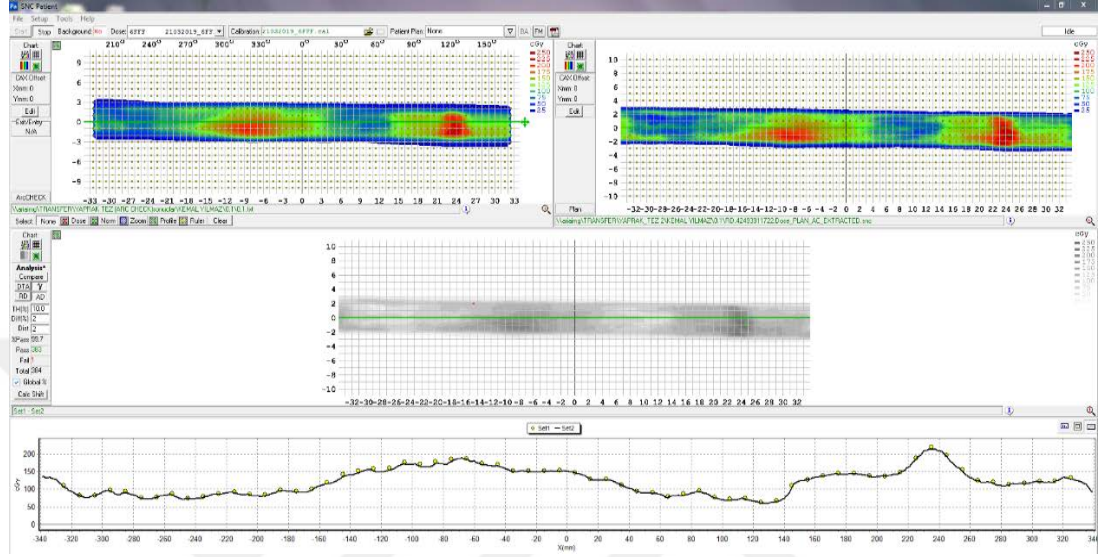
ii. Akciğer hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 13 :Akciğer hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilmesi

Akciğer planlarının heterojen yapıya sahip olmasından dolayı ışınlanan tedavi planlarının QA sonuçlarını  $\pm\%2/2\text{mm}$  ya da  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriterlerinden hangisi ile değerlendirmiş olduğumuz oldukça önemlidir.  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirildiğinde 4 hesap çözünürlük değerlerin  $\%80$  üstü doğruluğa sahip olduğunu görüyoruz, aynı ışınlamalarımızı  $\pm\%2/2\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirdiğimizde 0,1 ve 0,25 $\rightarrow$ 0,1 hesap çözünürlüklerinde  $\%80$  doğruluğa erişebilmekteyiz.

#### 6.5.4. ArcCHECK ile ışınlanan QA planlarının SNC Patient programında değerlendirilmesi

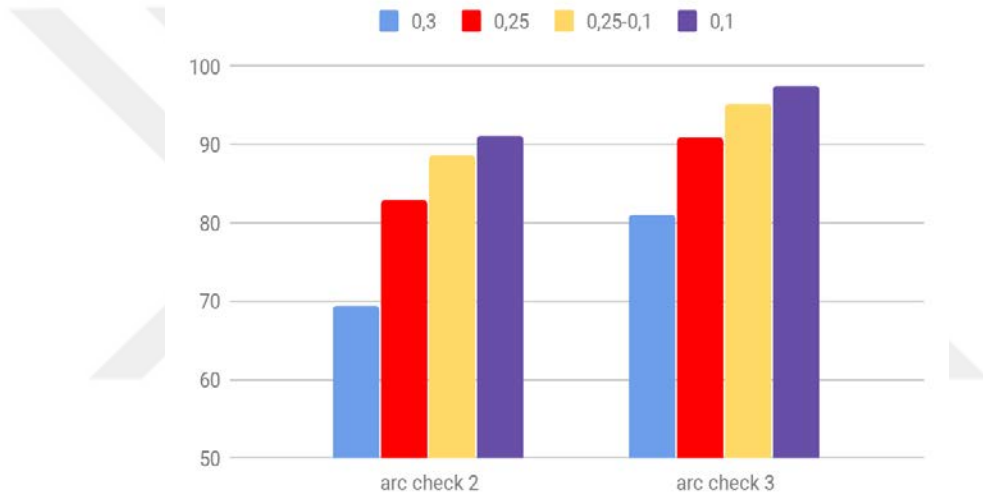


Resim 6: SNC Patient Programı

## 6.6. Ayrı Ayrı 3 Anatmik Bölge Planlarının Arccheck ve EPID İle Yapılan Işınlamalarının $\pm\%2/2$ mm ve $\pm\%3/3$ mm Sonuçlarının Birbiriyle Karşılaştırılması

6.6.1. Beyin Planlarının ArcCHECK ve EPID ile Yapılan Işınlamalarının  $\pm\%2/2$ mm ve  $\pm\%3/3$ mm Sonuçlarının Birbirleriyle Arasında Karşılaştırılması

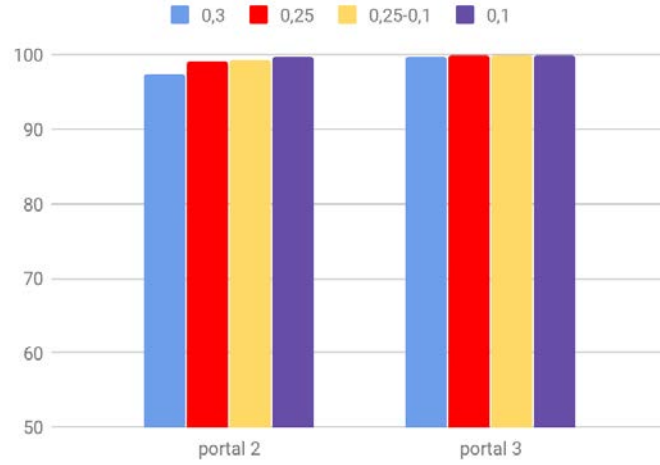
i. Beyin hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının ARCCHECK ışınlama QA sonuçlarının  $\pm\%2/2$  mm ve  $\pm\%3/3$ mm geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerlerinin karşılaştırmaları grafikte gösterilmiştir.



Şekil 14: Beyin hastalarının ARCCHECK ile ışınlanmış QA sonuçlarının  $\pm\%2/2$  mm ile  $\pm\%3/3$ mm geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerlerinin karşılaştırmaları

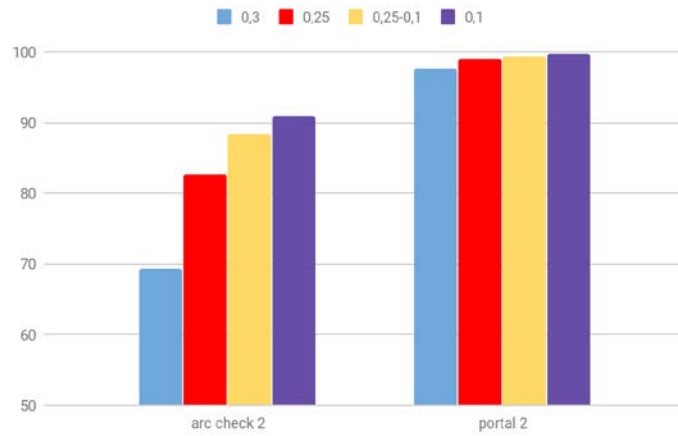


ii. Beyin hastalarının 4 farklı hesap çözünürlüğü kullanılarak yapılmış tedavi planlarının EPID ışınla QA sonuçlarının  $\pm 2/2$  mm ve  $\pm 3/3$  mm geçme kriteri ile değerlendirilmiş gamma analiz değerlerinin karşılaştırmaları grafikte gösterilmiştir.



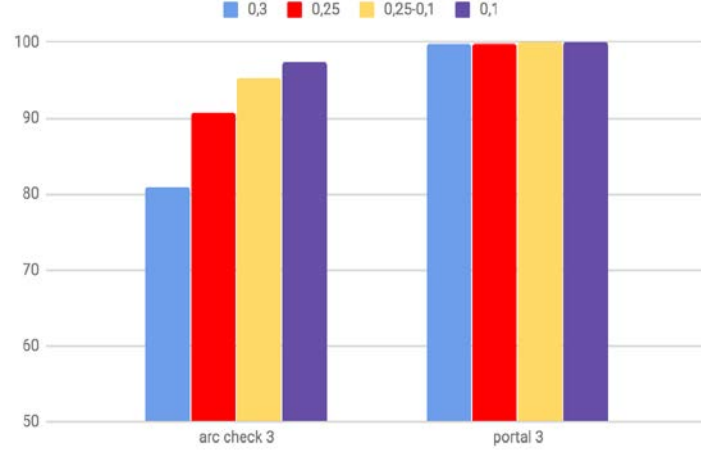
Şekil 15 :Beyin hastalarının EPID ile ışınlanmış kalite kontrol sonuçlarının  $\pm 2/2$  mm ile  $\pm 3/3$  mm geçme kriteri ile değerlendirilmesi

iii. Beyin planlarının EPID ve ArcCHECK ile alınan sonuçlarının  $\pm 2/2$ mm ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 16 : Beyin planlarının EPID ve ArcCHECK ile alınan sonuçlarının  $\pm 2/2$ mm ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

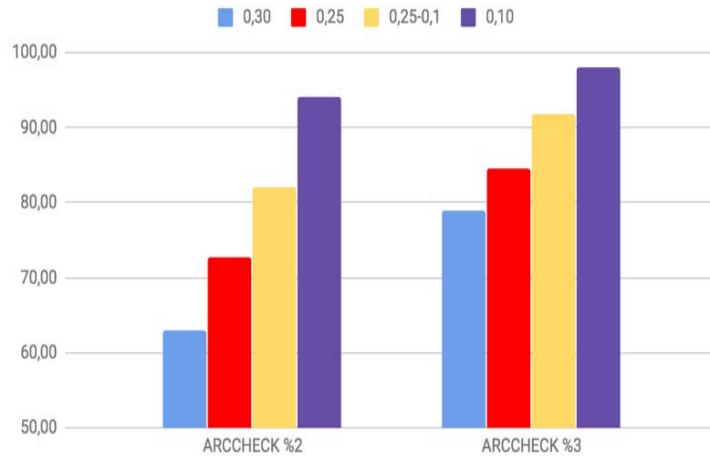
**iv. Beyin planlarının EPID ve ArcCHECK ile alınan sonuçların  $\pm\%3/3\text{mm}$  ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması**



Şekil 17 : Beyin planlarının EPID ve ArcCHECK ile alınan sonuçların  $\pm\%3/3\text{mm}$  ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

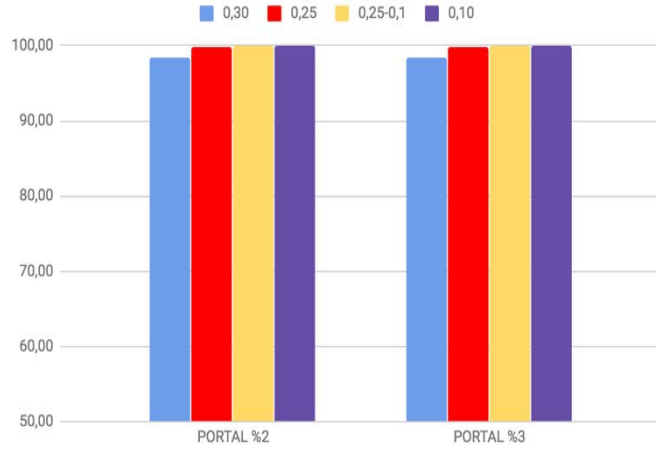
**6.6.2. Vertebra Planlarının ArcCHECK ve EPID ile Yapılan İşinlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  Sonuçlarının Birbiriyle Karşılaştırılması**

**i. Vertebra planlarının ArcCHECK işinlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeks sonuçlarının karşılaştırılması**



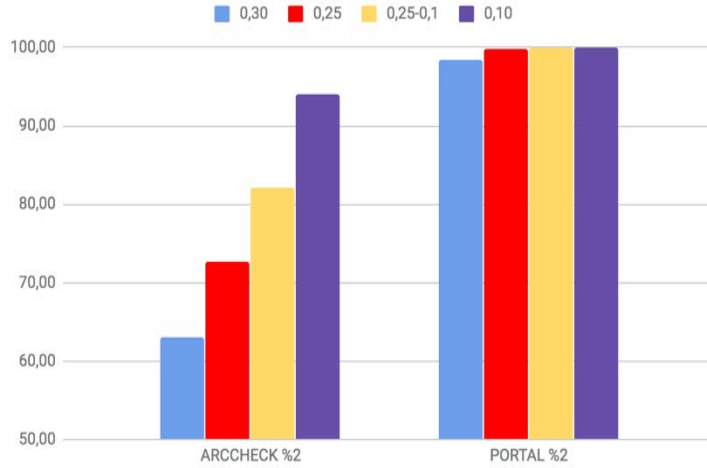
Şekil 18 : 6.3.2.1 Vertebra planlarının ArcCHECK işinlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeks sonuçlarının karşılaştırılması

## ii. Vertebra planlarının portal ışınlamalarının $\pm\%2/2\text{mm}$ ve $\pm\%3/3\text{mm}$ gamma indeks sonuçlarının karşılaştırılması



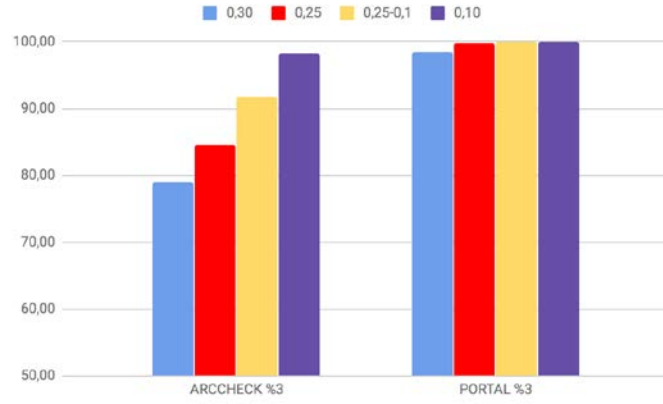
Şekil 19 : Vertebra planlarının portal ışınlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeks sonuçlarının karşılaştırılması

## iii. Vertebra planlarının portal ve ArcCHECK ile alınan sonuçlarının $\pm\%2/2\text{mm}$ ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 20 : Vertebra planlarının portal ve ArcCHECK ile alınan sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  gamma indeks ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

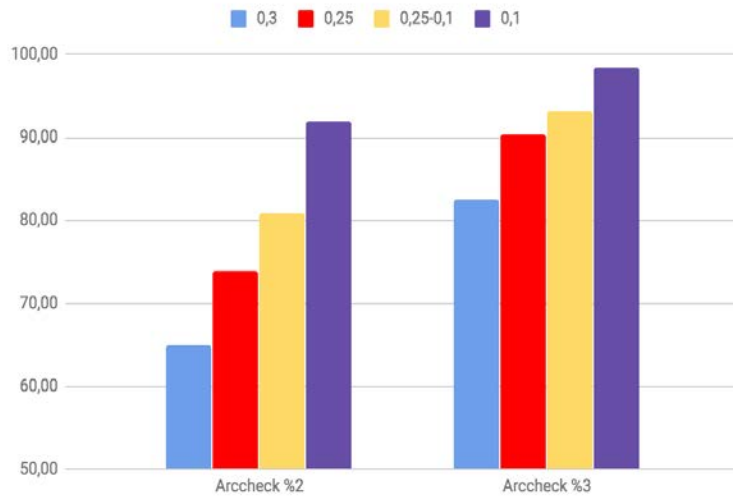
**iv. Vertebra planlarının portal ve arccheck ile alınan sonuçlarının  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeks ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması**



Şekil 21 : Vertebra planlarının portal ve arccheck ile alınan sonuçlarının  $\pm\%3/3\text{mm}$  ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

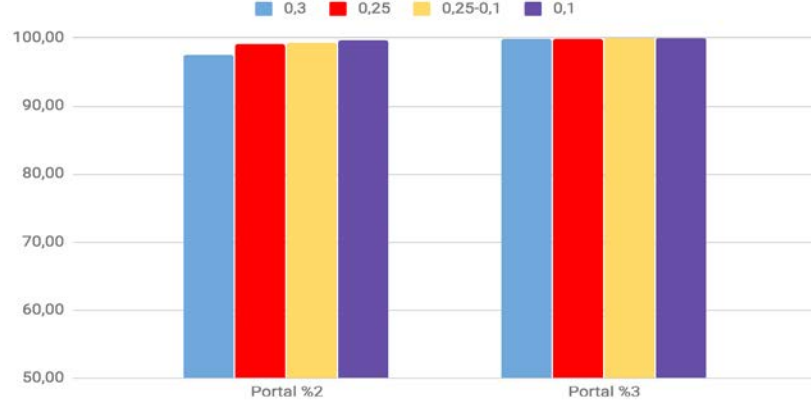
**6.6.3. Akciğer Planlarının Arccheck ve Portal İle Yapılan Işınlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  Gamma İndeks Sonuçlarının Birbirleriyle Karşılaştırılması**

**i. Akciğer planlarının ArcCheck ışınlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeks değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması**



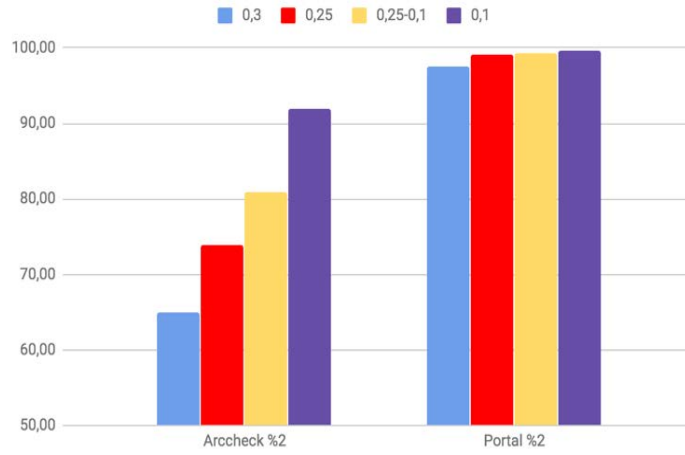
Şekil 22 : Akciğer planlarının ArcCheck ışınlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

**ii. Akciğer planlarının Portal ışınlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeks değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması**



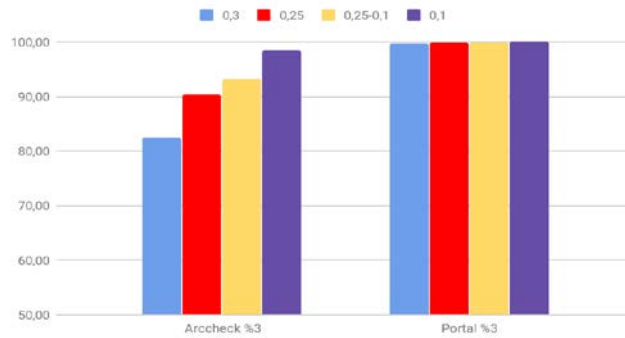
Şekil 23 : Akciğer planlarının Portal ışınlamalarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ve  $\pm\%3/3\text{mm}$  değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

**iii. Akciğer planlarının portal ve arcCHECK ile alınan sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması**



Şekil 24 : Akciğer planlarının portal ve ArcCheck ile alınan sonuçlarının  $\pm\%2/2\text{mm}$  ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

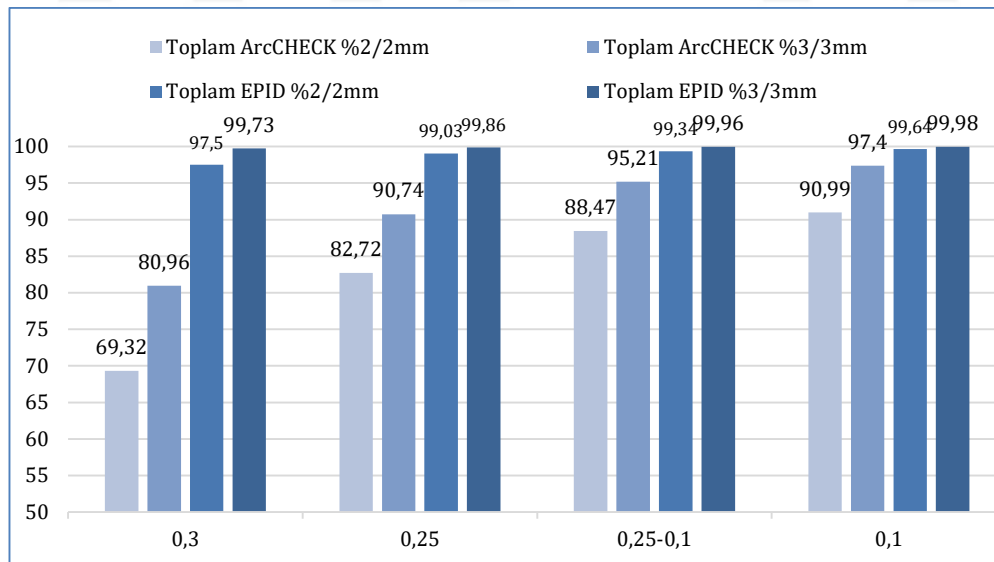
#### iv. Akciğer planlarının portal ve arccheck ile alınan sonuçlarının $\pm\%3/3\text{mm}$ ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 25 : Akciğer planlarının portal ve arccheck ile alınan sonuçlarının  $\pm\%3/3\text{mm}$  ile değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması

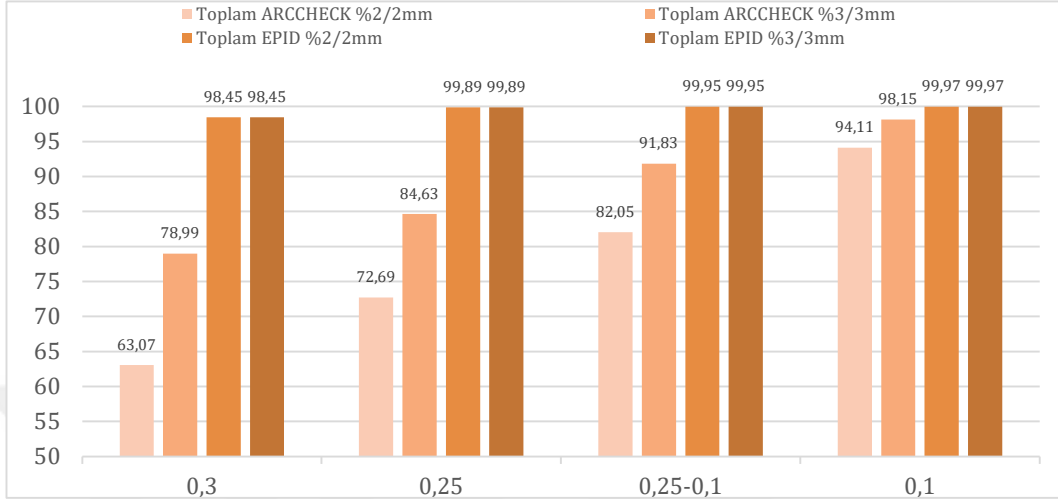
#### 6.6.4.Hesap Çözünürlüğünün Anatomik Bölgelere Göre değerlendirilmesi

i. Beyin planlarında 4 hesap çözünürlüklerinin ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm\%2/2\text{ mm}$ ,  $\pm\%3/3\text{ mm}$ ) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm\%2/2\text{ mm}$ ,  $\pm\%3/3\text{ mm}$ ) değerlendirilmesi



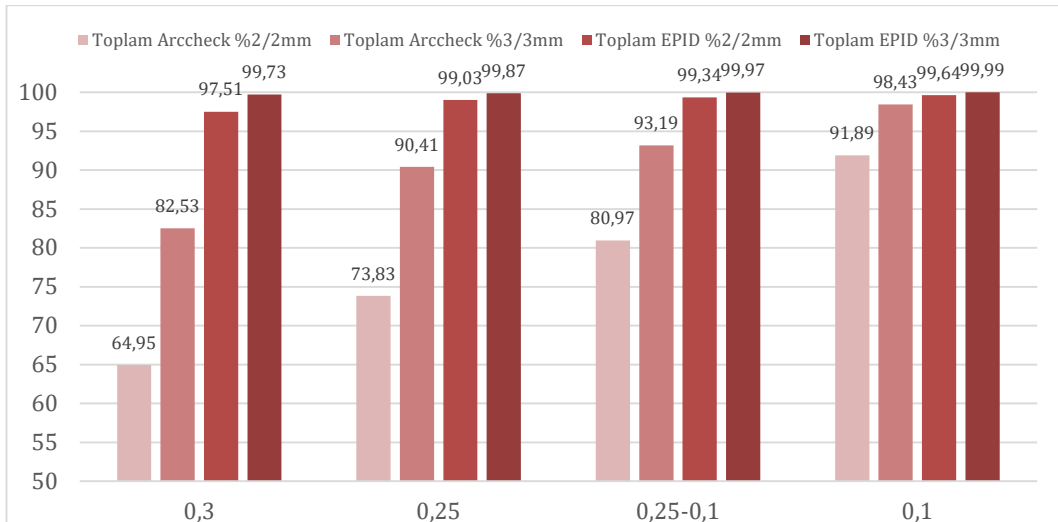
Şekil 26 : Beyin planlarında ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm\%2/2\text{ mm}$ ,  $\pm\%3/3\text{ mm}$ ) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm\%2/2\text{ mm}$ ,  $\pm\%3/3\text{ mm}$ ) değerlendirilmesi

**ii. Vertebra planlarında 4 hesap çözünürlüklerinin ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) değerlendirilmesi**



Şekil 27 : Vertebra planlarında ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) değerlendirilmesi

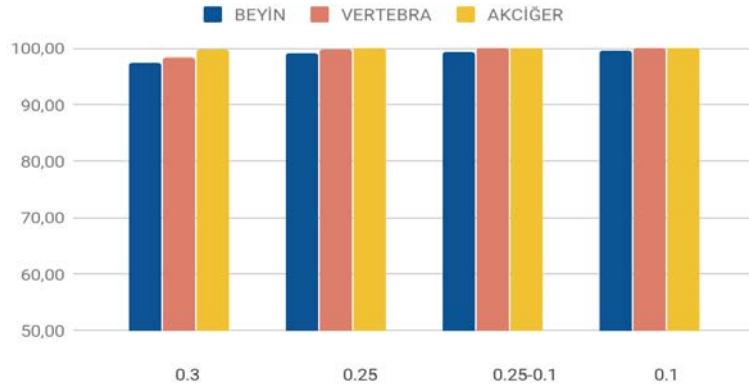
**iii. Akciğer planlarının planlarında 4 hesap çözünürlüklerinin ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) değerlendirilmesi**



Şekil 28 : Akciğer planlarının ArcCheck ile alınan ölçüm sonuçları ile ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) EPID ile alınan ölçüm sonuçlarının ( $\pm\%2/2$  mm,  $\pm\%3/3$  mm) değerlendirilmesi

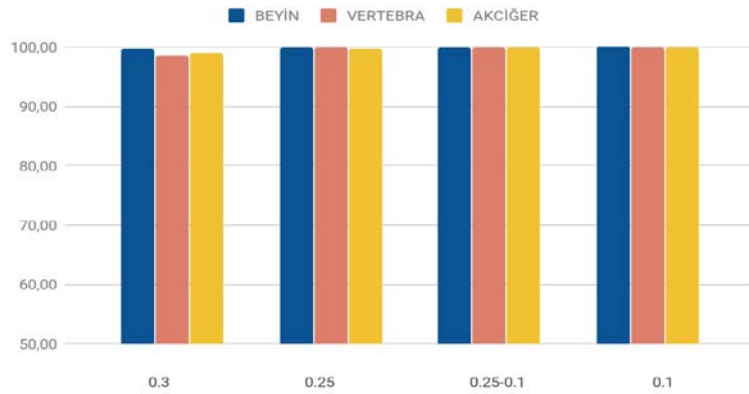
## 6.6.5. Homojen ve Heterojen Yapıların Beraber EPID ve ArcCHECK Işınlama Sonuçlarının Değerlendirilmesi

### 6.6.5.1. Beyin, Vertebra ve Akciğer Planlarının EPID Işınlama Sonuçları İle $\pm\%2/2$ mm Gamma İndeks Karşılaştırma Sonuçları



Şekil 29 : Beyin,Vertebra ve Akciğer planlarının EPID ışınlama sonuçları ile  $\pm\%2/2$  mm lik karşılaştırma sonuçları

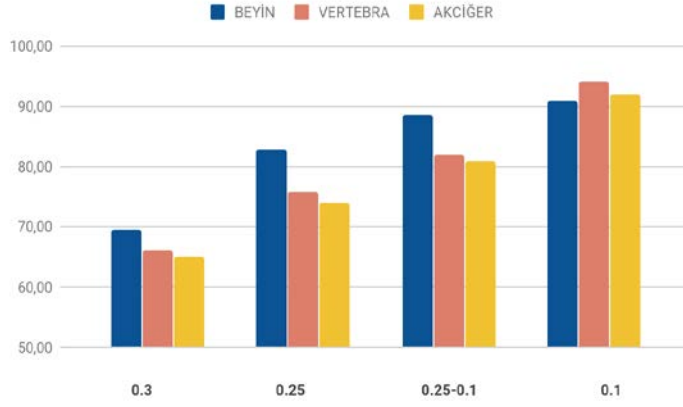
### 6.6.5.2. Beyin, Vertebra ve Akciğer Planlarının EPID Dozimetre İle $\pm\%3/3$ mm Gamma İndeks Karşılaştırma Sonuçları



Şekil 30 : Beyin,vertebra ve akciğer planlarının EPID dozimetre ile  $\pm\%3/3$  mm gamma indeks karşılaştırma sonuçları

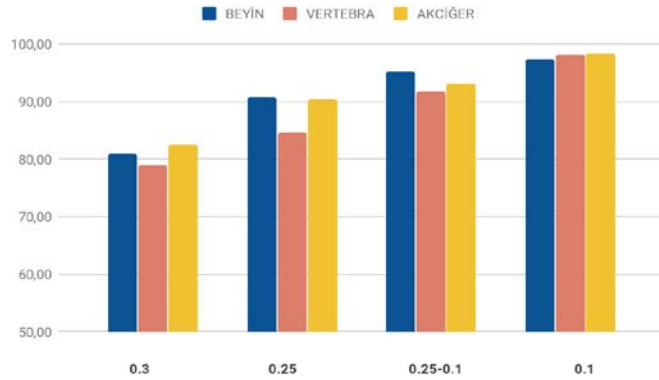


### 6.6.5.3. Beyin, Vertebra ve Akciğer Planlarının ArcCHECK ile $\pm\%2/2\text{mm}$ Gamma İndeks Karşılaştırma Sonuçları



Şekil 31 : Beyin, Vertebra ve akciğer planlarının ArcCHECK ile  $\pm\%2/2\text{mm}$  gamma indeks karşılaştırma sonuçları

### 6.6.5.4. Beyin, Vertebra ve Akciğer Planlarının ArcCHECK ile $\pm\%3/3\text{mm}$ Gamma İndeks Karşılaştırma Sonuçları



Şekil 32 : Beyin, Vertebra ve akciğer planlarının ArcCHECK ile  $\pm\%3/3\text{mm}$  gamma indeks karşılaştırma sonuçları

## 6.7. SPSS İstatistik Programı ile Elde Edilen Sonuçlar

CI ve GI değerlerinin değişim karşılaştırmalarında bağımlı non parametrik değerler olduğundan dolayı SPSS istatistik programında Wilcoxon testi kullanılmıştır. Grid size değerleri arası değişen max doz, kritik organlar dozları değişimi, karşılaştırmalarında bağımlı parametrik değerler olduğundan dolayı Students t paired testi kullanılmıştır.

	ORTALAMA		p
	0.25	0.3	
<b>Dmax</b>	116.3	118.4	0.0055
<b>Brainstem</b>	10.24	11.24	0.0055
<b>Kiazma</b>	10.30	12.84	0.006
<b>L Optik Nerve</b>	6.07	8.27	0.0050
<b>R Optik Nerve</b>	11.69	12.38	0.005

Tablo 13: Beyin planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.25 ⇒ 0.1	
<b>Dmax</b>	116.3	121.8	0.006
<b>Brainstem</b>	10.24	10.68	0.005
<b>Kiazma</b>	10.30	12.27	0.006
<b>L Optik Nerve</b>	6.07	5.87	0.005
<b>R Optik Nerve</b>	11.69	10.68	0.005

Tablo 14: Beyin planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.25 ⇒ 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.1	0.25 vs 0.1
<b>Dmax</b>	116.3	113.9	0.006
<b>Brainstem</b>	10.24	9.24	0.006
<b>Kiazma</b>	10.30	11.68	0.005
<b>L Optik Nerve</b>	6.07	8.03	0.0055
<b>R Optik Nerve</b>	11.69	10.80	0.0065

Tablo 15: Tablo 9.3. Beyin planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.3	0.25 vs 0.3
<b>GI</b>	3.6	3.7	0.0065
<b>CI</b>	1.4	1.4	0.0060

Tablo 16: Tablo 9.4. Beyin planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.3 arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.25 ⇒ 0.1	0.25 vs 0.25 ⇒ 0.1
<b>GI</b>	3.6	3.1	0.005
<b>CI</b>	1.4	1.4	0.005

Tablo 17: Beyin planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.25-0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.1	0.25 vs 0.1
<b>GI</b>	3.6	3.4	0.005
<b>CI</b>	1.4	1.2	0.005

Tablo 18: Beyin planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.3	
<b>Dmax</b>	119.2	121.1	0.005
<b>Spinal Cord</b>	13.15	13.36	0.005
<b>SC (0.35cc)</b>	9.72	10.30	0.004
<b>Esophagus</b>	11.77	12.13	0.005
<b>P.S. (%10)</b>	9.66	9.09	0.001

Tablo 19:Vertebra planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.25⇒0.1	
<b>Dmax</b>	119.2	125.4	0.001
<b>Spinal Cord</b>	13.15	13.99	0.001
<b>SC (0.35cc)</b>	9.72	9.61	0.003
<b>Esophagus</b>	11.77	12.43	0.001
<b>P.S. (%10)</b>	9.66	8.95	0.0022

Tablo 20: Vertebra planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.25 ⇒0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.1	
<b>Dmax</b>	119.2	117.4	0.005
<b>Spinal Cord</b>	13.15	14.24	0.005
<b>SC (0.35cc)</b>	9.72	11	0.004
<b>Esophagus</b>	11.77	14.71	0.005
<b>P.S. (%10)</b>	9.66	10.52	0.001

Tablo 21:Vertebra planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.1 grid size değeri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.3	0.25 vs 0.3
<b>GI</b>	3.5	3.65	0.021
<b>CI</b>	1.17	1.21	0.000

Tablo 22: Vertebra planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0,25⇒ 0,1	0.25 vs 0.25 ⇒0.1
<b>GI</b>	3.5	3.32	0.021
<b>CI</b>	1.17	1.16	0.000

Tablo 23:Vertebra planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.25 ⇒0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.1	0,25 vs 0.1
<b>GI</b>	3.5	3.27	0.021
<b>CI</b>	1.17	1.08	0.000

Tablo 24: Vertebra planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.3	0.25 vs 0.3
<b>Dmax</b>	120.9	113..3	0.003
<b>Esophagus</b>	29.93	30.28	0.0023
<b>Heart</b>	35.85	34.85	0.005

Tablo 25: Akciğer planlarının Dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.25 ⇒ 0.1	0.25 vs 0.25 ⇒ 0.1
<b>Dmax</b>	120.9	124.5	0.005
<b>Esophagus</b>	29.93	21.30	0.005
<b>Heart</b>	35.85	35.08	0.005

Tablo 26: Akciğer planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.2 ⇒ 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.1	0.25 vs 0.1
<b>Dmax</b>	120.9	117.4	0.005
<b>Esophagus</b>	29.93	32.65	0.006
<b>Heart</b>	35.85	38.03	0.005

Tablo 27: Akciğer planlarının dmax ve kritik organlarının 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.3	0,25 vs 0.3
<b>GI</b>	3.28	3.35	0.021
<b>CI</b>	1.16	1.18	0.000

Tablo 28: Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.3 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	ORTALAMA		p
	0.25	0.25 ⇒ 0,1	0,25 vs 0,25 ⇒ 0.1
<b>GI</b>	3.28	3.18	0.021
<b>CI</b>	1.16	1.16	0.005

Tablo 29: Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.25 ⇒ 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları

	<b>ORTALAMA</b>		<b>p</b>
	<b>0.25</b>	<b>0.1</b>	<b>0.1</b>
<b>GI</b>	3.28	3.11	0.021
<b>CI</b>	1.16	1.13	0.002

Tablo 30: Akciğer planlarının GI ve CI değerlerinin 0.25 ile 0.1 grid size değerleri arasındaki istatistiksel sonuçları



## 7. TARTIŞMA

Radyoterapinin başlıca amacı, belirlenmiş tümör hacmine maksimum doğrulukla radyasyon verirken tümörü çevreleyen sağlam dokuların da maksimum düzeyde korunma ve minimum radyasyon dozunu almalarıdır. Bu amaca yönelik olarak hastaya uygulanacak tedavi tekniği tümör hacmine, tümör yerleşimine ve tümörü çevreleyen kritik organların maksimum düzeyde korunumunun sağlanmasına bağlı olarak seçilir.

Teknolojideki gelişmeler ışınlama tekniklerinin gelişmesini sağlamış ve beraberinde daha karmaşık tedavi planlamaları ile daha düşük kabul edilebilir hata sınırları getirmiştir. Bu tedavi teknikleri birçok parametreden oluşmaktadır. Tedavi planlama sistemleri (TPS) tarafından oluşturulan, çok yapraklı kolimatör (ÇYK)' ün hareketine, gantry dönüşüne, doz hızına vs. bağlı birçok parametre kullanılarak yapılan doz hesaplamalarının sürekli olarak takip edilmesi, karşılaştırılması ve doğrulanması gerekmektedir.

Bu çalışmada farklı grid size değerleri kullanılarak 3 farklı anatomik bölge için oluşturulan tedavi planlarının kritik organ dozlarının etkisi ve hasta bazlı kalite kontrol planlarının geçme yüzdeleri incelenmiştir. Medipol Üniversitesi hastanesinde bulunan Truebeam STx tedavi cihazı kullanılmıştır. Daha önceden tedavi görmüş 15 beyin, 15 vertebra ve 15 akciğer hastası belirlenmiş ve yeni planları Eclipse TPS kullanılarak Truebeam STx cihazında 6FFF enerjisi ile kullanılarak oluşturulmuştur. Eclipse TPS'de yapılan planlarda AAA algoritması kullanılmıştır.

Truebeam STx tedavi cihazına ait Eclipse planlama sistemlerinde hazırlanan beyin, vertebra ve akciğer planları için ArcCheck ve Portal kullanılarak QA planları ışınlanıp, geçme yüzdelerinin değerlendirilmesi yapılmıştır. Doz-volüm histogramından faydalanarak hedef hacim ve kritik organ dozları ve 3 farklı anatomik yapı için karşılaştırılmıştır.

Hedef hacimler için ICRU protokollerine uygun olarak CI, GI değerleri için karşılaştırmalar yapılmıştır.



VMAT tekniği kullanılarak hazırlanan tedavi planları Truebeam STx cihazının 6FFF enerjisi, 6FFF enerjisinde jaw takibi kullanılarak hazırlanmıştır. 6FFF enerjisinde 1400 MU/dk doz hızı seçilmiştir. VMAT tedavi planları 2 full Arc şeklinde beyin hastaları için tedavi dozu 3x800cGy, akciğer hastaları için 8x750cGy ve vertebra hastaları için 1x1800 cGy olacak şekilde hazırlanmıştır. PTV'nin %95'inin tanımlanan dozu alması sağlanırken, kritik organlar için tedavi planları TaskGrup101, RTOG 0631, RTOG 0813 kabul kriterlerine göre uygulanmıştır.

Beyin planları için 0.1, 0.25 → 0.1, 0.25, 0.3 çözünürlük değerleri kullanılmıştır. 15 beyin tedavi hastası için yapılan plan karşılaştırmalarında, kritik organ dozları, GI, CI, max doz değerleri dikkate alınmıştır. Beyin homojen bir yapı olduğu için farklı hesap çözünürlükleri kullanmanın kritik organ dozları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı görülmüştür.

Ortalama CI değerleri için P değeri 0.057 bulunmuştur. CI değerleri farkı anlamlı değildir.

Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.055 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark anlamlı değildir.

Ortalama max doz değerlerinin sonuçları sırasıyla 0,1; 0,25 → 0,1; 0,25; 0,3 grid size değerleri için 118,4; 116,3; 121,8; 113,9 olarak görünmektedir.

Beyin planlarının EPID ışınlama sonuçları ±%2/2mm gamma indeks analizi kullanılarak yapılan karşılaştırmalarda geçme yüzdeleri 0,3 hesap çözünürlüğü için %97,5, 0,1 hesap çözünürlüğü için %99,93 arasındadır. ±%3/3 mm gamma analizi kullanılarak yapılan karşılaştırmalarda geçme oranları 0,3 hesap çözünürlüğü için, %98,87; 0,1 hesap çözünürlüğü için %99,96 arasındadır. Beyin planları için Hesap çözünürlüklerini değiştirmenin bir farklılık yaratmadığı görünmektedir.

ArcCHECK ile ışınlanan değerlendirme sonuçlarına göre ±%2/2mm ve ±%3/3 mm gamma indeks analizi kullanılarak değerlendirilen ışınlama sonuçlarının 0,3 grid size değerleri en düşük geçme oranına sahiptir. ±%2/2mm ve ±%3/3mm geçme kriterleri için en yüksek doğruluk 0,1 olarak görülmekte olup homojen bir yapı olduğundan ±%2/2mm ve ±%3/3 mm gamma indeks analizi arasında istatistiksel bir fark yoktur.

Vertebra hastalarının farklı hesap çözünürlükleri ile oluşturulan tedavi planları karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda vertebra planları için, spinal cord, spinal cord 35cc, esophagus, partinal spinal %10 kritik organ dozlarını değerlendirdiğimiz referans alınan 0,25 hesap çözünürlüğü ile hesaplatılan planların RTOG 0631 kriterlerini sağlarken 0,1 hesap çözünürlüğü ile hesaplanan planların kritik organ dozları RTOG 0631 kriterlerini sağlamamaktadır. Bu sonuca göre 0,25 hesap çözünürlüğü ile hesaplatılan planların kritik organlarının kriterleri tutmasına rağmen aslında hasta tedavisi yapılması doğru olmadığı sonucuna varılmaktadır.

Ortalama max doz değerlerinin sonuçları sırasıyla 0,3; 0,25; 0,25 → 0,1; 0,1 grid size değerleri için 121,1; 119,2; 125,4; 117,4 olarak görünmektedir.

Ortalama GI ve CI değerleri 0,3;0,25;0,25 → 0,1;0,1 grid size değerleri için 3,65; 3,50; 3,32; 3,27 ve 1,21; 1,17; 1,16; 1,08 olarak görünmektedir.

0,25 grid size değerini referans olarak değerlendirdiğimiz istatistiksel verilerimizin diğer 3 grid size değerleriyle karşılaştırma sonuçları elde edilmiştir.

Elde edilen sonuçlar;

Ortalama CI değerleri için P değeri 0.037 bulunmuştur. CI değerleri farkı anlamlıdır.

Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.025 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark anlamlıdır.

Oluşturulan vertebra planlarını değerlendirmek için yapılan kalite kontrol ışınlamaları sonucunda elde edilen veriler ise;

EPID ışınlama sonuçlarına göre hesap çözünürlükleri arasında istatistiksel fark görülüyorken

ArcCHECK ışınlama sonuçlarına göre doğruluk oranları sırasıyla 0,1; 0,25 → 0,1; 0,25; 0,3 olarak görülmektedir.

EPID ile ışınlanan planların değerlendirme sonuçları  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriteri ile değerlendirilen kalite kontrol planlarının 0,3, 0,25, 0,25-0,1, 0,1 grid size değerleri arasında yeteri kadar anlamlı bir fark bulunmaz iken  $\pm\%2/2\text{mm}$  mm geçme kriteri ile değerlendirilmesine göre en yüksek geçme oranına sahip 0,1 grid size ile hesaplanan planların değerlendirmesinde görünmektedir. Diğer 3 hesapın, grid size değerlerinin doğruluk oranları sırasıyla 0,25 → 0,1; 0,25; 0,3 olarak görülmektedir.

ArcCHECK ile ışınlanan planların değerlendirme sonuçlarına göre  $\pm\%3/3\text{mm}$  geçme kriterinde 0,3 grid size değerinin ortalama geçme değeri %70 olarak görünse de

$\pm 2/2$ mm geçme kriteri ile değerlendirildiğinde ortalama %57 olduğu görülmektedir.  $\pm 2/2$ mm geçme kriteri ile değerlendirilen planların doğruluğunun  $\pm 3/3$ mm geçme kriterine göre daha gerçek olduğu görünmektedir.

Akciğer daha heterojen bir yapı olduğu için 0.1, 0.25  $\rightarrow$  0.1, 0.25, 0.3 grid size değerleri içinde, diğer iki anatomik bölgeden farklı olarak daha belirgin sonuçlar ortaya koymaktadır.

Kritik organ dozları bakımından değerlendirildiğinde referans alınan 0,25 grid size değeri ile hesaplatılan planlar için RTOG 0813 kriterleri tutuyor görünüyor, hatta 0,25 hesap znrlğ ile oluşturulmuş planları 0,1 grid size değeri ile tekrardan hesaplatılan planlarda kritik organ dozlarında düşüş görünüyor iken 0,1 grid size değeri ile tekrar optimizasyona sokulan planlarda aslında RTOG 0813 kriterlerini sağlamadığı görülmektedir.

Akciğer planları için kritik organ olarak esophagus ve heart, GI, CI ve max doz değerleri değerlendirilmiştir.

Ortalama max doz değerlerinin sonuçları sırasıyla 0,3cm; 0,25cm; 0,25  $\rightarrow$  0,1cm; 0,1cm grid size değerleri için 113,3; 120,9; 124,5; 120,7 olarak görünmektedir.

Ortalama GI ve CI değerleri 0,3; 0,25; 0,25  $\rightarrow$  0,1; 0,1cm grid size değerleri için 3,35; 3,28; 3,18; 3,11 ve 1,18; 1,16; 1,16; 1,13 olarak görünmektedir.

0,25 grid size değerini referans olarak değerlendirdiğimiz istatistiksel verilerimizin diğer 3 grid size değerleriyle karşılaştırma sonuçları;

Ortalama CI değerleri için P değeri 0.017 bulunmuştur. CI değerleri farkı anlamlıdır.

Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.08 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark anlamlıdır.

Hesaplanan akciğer planlarını değerlendirmek için yapılan QA ışınlamaları sonucunda elde edilen veriler ise;

EPID ile ışınlanan Akciğer hastalarının QA planlarının heterojen yapıya sahip olmasından dolayı ışınlanan tedavi planlarının QA değerlendirme sonuçlarını  $\pm 2/2$ mm ya da  $\pm 3/3$ mm gamma indeks geçme kriterlerinden hangisi ile değerlendirmiş olduğu oldukça önemlidir.  $\pm 3/3$ mm geçme kriteri ile değerlendirildiğinde 3 grid size değerlerinin de %80 üstü doğruluğa sahip olduğunu görüyorken, aynı ışınlama sonuçlarını  $\pm 2/2$ mm geçme kriteriyle

değerlendirildiğinde sadece 0.1cm ve

0.25⇒0.1cm grid size değerleri %80 doğruluğa erişebilmektedir.

ArcCHECK ile ışınlanan planların sonuçları değerlendirildiğinde en yüksek değeri 0,1cm grid size değeri verirken ayrıntılı bakıldığında yüzdelik olarak doğruluk oranı  $\pm\%2/2$  mm gamma indeks analiz sonucu %91,89 olarak bulunurken  $\pm\%3/3$  mm gamma indeks analizi sonucu %98,43 vermektedir.

Bu değerlendirme sonuçlarına göre  $\pm\%2/2$ mm ile  $\pm\%3/3$ mm geçme kriterleri ile değerlendirilen planlardan  $\pm\%2/2$ mm 'de daha düşük geçme oranları olduğu görülüyorken,  $\pm\%3/3$ mm geçme kriterlerinde yüksek geçme oranları görülmektedir. Sonuç olarak heterojen yapılarda özellikle SRS ve SBRT hastalarında  $\pm\%3/3$ mm geçme kriterlerinin doğru sonuç vermediği görülmektedir. Tedavi öncesi alınarak kalite kontrol ışınlamalarının gamma analiz indeksi'ni mutlaka  $\pm\%2/2$ mm olarak yapılmalıdır.

Baotian H. Ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya I. evre akciğer kanseri 10 hastanın BT tarama verilerinden üretilen 6FFF ve 10X FFF x-ışını SBRT planları dahil edilmiştir. AAA ile klinik olarak kabul edilebilir tedavi planları, aynı monitör üniteleri (MU) ve aynı MLC hareketlerine sahip AXB algoritması kullanılarak yeniden hesaplatılmıştır. Hedef ve OAR'lar için RTOG 0915 kriterleri dikkate alınmıştır. Reçete doz ise 4x12 Gy verilip PTV'nin belirtilen dozu aldığını garanti etmek için dozun %95'ine normalize edilmiştir.

0,25 cm ve 0,1 cm grid size değerleri de kullanılarak dozimetrik etkileri araştırılmıştır. AAA ile klinik olarak kabul edilebilir tedavi planları, aynı monitör üniteleri (MU) ve aynı MLC hareketlerine sahip AXB algoritması kullanılarak yeniden hesaplatılmıştır. İki algoritma arasında planlama hedef hacimleri (PTV) ve risk altındaki organların (OAR) dozları karşılaştırılmıştır.

AAA algoritması için 0,1 cm grid size değerine sahip planlardaki kritik organ dozları 0,25 cm grid size değerine göre yüksek olup istatistiksel olarak da anlamlı sonuç vermiştir.

Bu tez çalışmasında, 6FFF x-ışını kullanılarak hesaplanan akciğer planlarının kritik organ dozları karşılaştırıldığında grid size değeri 0,25 cm olarak hesaplanan

planların sonuçları 0,1cm olarak hesaplanan planların sonuçlarından daha düşük çıkmıştır. Bu çalışma yukarıdaki literatür ile uyumludur.

James C.L. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada prostat VMAT planlamasında hesaplama grid size değişikliğiyle oluşan etkiler değerlendirilmiştir. Bu retrospektif tedavi planlama çalışması için prostat kanseri olan 10 hasta seçilmiştir. Varian TrueBEAM linac tarafından üretilen 6 MV foton ışını kullanılmıştır. 1, 2, 2.5, 3, 4 ve 5 mm grid size değerleri ile prostat VMAT planları hazırlanmıştır. Farklı grid size değerleri için riskli organların DVH'leri değerlendirilmiştir. Grid size değeri 0,1mm'den 0,5mm'e yükseldiğinde PTV'nin tümör kontrol olasılığının %0.06 mm oranında azaldığı görülmüştür. Öte yandan, rektum ve normal doku komplikasyon olasılığında, grid size büyüklüğü bakımından değerlendirildiğinde 0,1mm' grid size değerinden 0,5mm'e sırasıyla %0.03 mm ve %0.05 mm oranlarında azalma görülmüştür. PTV'nin homojenlik endeksi, grid size değeri büyüklüğünün 0.57 mm oranında artarken, PTV'nin uygunluk indeksi 0.0075 mm oranında azalmıştır. Bu çalışmadaki sonuçlar, grid size büyüklüğünün daha kısa bir doz hesaplama süresinden ödün vermek üzere değiştiği zaman, tedavi planlama kalite güvencesinde önemli olduğu değerlendirilmiştir

Bu tez çalışmasında, grid size değerini 0,1'den 0,25'e yükselttiğimizde hesaplama süresinin azalmakta fakat tedavi kalitesinin düştüğü gözlenmektedir. Bu çalışmada da yukarıdaki literatür ile uyumlu olarak grid size değerlerini azaltmak tedavi kalitesinin arttırmaktadır.

N Dogan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada iki QA cihazı kullanarak gamma indeksi ile geçiş oranlarındaki farklılıklar değerlendirilmiştir. Çalışmaya prostat, akciğer, baş ve boyun, omurga, beyin ve pankreastan oluşan 28 VMAT hastası çalışmaya dahil edilmiştir. Doğrulama planları, farklı grid size değerleri (1.5mm, 2.5mm, 3mm) için AcurosXB algoritması kullanılarak hesaplatılmıştır. Ölçümler, hem EPID hem de ArcCheck cihazları kullanılarak TrueBeam lineer hızlandırıcıda yapılmıştır. Sonuçları %3/3mm, %2/3mm, %2/2mm ve %50'lik dozdaki gama indeks analiz kriterleri kullanılmıştır.

EPID ve ArcCheck arasındaki Gama indeks kriterleri arasındaki farklılıklar,  $\pm\%3/3$  mm geçme kriteri için istatistiksel olarak anlamlı değildir. ArcCheck'in daha belirgin etkisi, düşük doz bölgesi yayılımının daha yüksek olmasına bağlı olabildiği düşünülmektedir. Daha yüksek uzaysal çözünürlük nedeniyle, EPID (%92), ArcCheck'e (%86) oranla daha başarılı sonuçlar vermektedir. Grid size boyutunun 2,5 mm'den 1,5 mm'ye düşürülmesi, her iki QA cihazı için Gama geçiş oranlarında istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0.05$ ) farklılıklar göstermemiştir.

Genel olarak, her iki sistem ölçümü için de çeşitli VMAT tedavilerinde %3/3 mm'lik gama indeksi kriterlerini kullanırken hesaplanan dozla uyumlu sonuçlar vermektedir. EPID ve ArcCheck arasındaki değişkenlik, farklı grid size ve küçük gama indeks kriterleri kullanarak artmaktadır. Hangi QA cihazının kullanılması gerektiği klinik kullanımdan önce dikkatlice değerlendirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

Bu tez çalışmasında elde edilen EPID ve ArcCheck arasındaki değerlendirmeler sonucunda 0.3 grid size değerinden 0.1 grid size değerine inildikçe yukarıdaki literatürden farklı olarak QA sonuçlarında istatistiksel farklılıklar bulunmuştur. EPID ve ArcCheck sonuçları olarakta ArcCheck'ın EPID'e göre daha anlamlı sonuçlar verdiğini görmekteyiz.

Tez çalışmamız literatür ile uyumlu sonuçlar vermemesinin sebebi N Dogan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada AcurosXB algoritması kullanılarak büyük lezyonlu hastalar üzerinde çalışılmıştır.

M Liu ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada hedef hacim ve vertebralar arasındaki keskin doz geçişleri, vertebra SRS doz sınırlarını elde etmek için kritik öneme sahiptir. Bu çalışmada, grid size değerinin VMAT vertebra SRS planlarının dozimetrik doğruluğu üzerindeki etkisi araştırılmıştır.

Eclipse v11.0 AAA algoritması, doz hesaplaması için kullanılmıştır. 10 tedavi planının grid size değerleri 2.5 ve 1 mm olarak değerlendirilmiştir. Tüm planlara 18Gy doz verilmiştir. Karşılaştırma için kullanılan parametreler, aksel düzlemde 18Gy ve 10Gy izodoz seviyeleri, maksimum spinal cord dozu ( $D_{max}$ , 0.035cc), spinal cordun %10'u olarak belirlenmiştir.

18Gy – 10Gy mesafesi, 1 mm grid size değeri ile yapılan tüm planlarda 2,5 mm'e göre daha kısa olmaktadır. 1mm grid size değerine sahip planlarda daha düşük,  $D_{max}$  ve spinal cord 0,35cc değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

VMAT SRS vertebra planlarında doz hesaplaması için 1 mm grid size değerinin kullanılmasını önermektedir. Bu daha düşük vertebra  $D_{max}$  dozu sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda, PTV kapsamı ve spinal cord'un korunması arasında denge sağlamak için de daha fazla alan sağladığı öngörülmektedir.

Bu tez çalışmasında 0,25 grid size değeri ile elde edilen  $D_{max}$  ve kritik organ dozları 0,1 grid size değeri ile elde edilen sonuçlara göre daha yüksek olduğu görülmektedir. Sonuçlarımız Yukarıdaki literatür ile uyumlu değerler vermektedir.

## 8. SONUÇ

Teknolojide ortaya çıkan hızlı gelişmeler ile plan verilerinin mutlak doğruluğuyla birlikte yüksek doz ve az fraksiyon tedavilerinin doğruluğu fazlaca önem kazanmıştır. Özellikle hasta bazlı kalite kontrol ve mekanik kalite kontrollerde oluşan belirsizlikler minimum seviyelere indirilmiştir. Tedavi planlarının kalite kontrol sonuçları gamma index analizi kullanılarak yapılabilmektedir.

Bu çalışma için, özellikle küçük alan hedef hacmine sahip planlar seçilerek hesaplanmıştır. Eclipse TPS 'de bulunan 4 farklı hesap çözünürlüğü aynı hastalar üzerinde denenmiş olup bu planlarda kritik organ dozları, Dmax, GI ve CI değerleri arasındaki farklar incelenmiştir. 2 farklı fantom kullanılarak hasta bazlı kalite kontrolde elde edilen DTA ( $\pm 2/2\text{mm}$ ,  $\pm 3/3\text{mm}$ ) ve DD ( $\pm 2/2\text{mm}$ ,  $\pm 3/3\text{mm}$ ) olmak üzere gamma index değerleri bakımından karşılaştırılmıştır.

Çalışmada kullanılan hastalar daha önce hastanemizde VMAT tedavi tekniği ile ışınlanmış, tedavileri bitmiş hastalardır. Beyin hastaları için tedavi dozu  $3 \times 800\text{cGy}$ , akciğer hastaları için  $8 \times 750\text{cGy}$  ve vertebra hastaları için  $1 \times 1800\text{cGy}$  olarak tedavi dozları verilmiştir. Grid size değeri olarak 0,25 kullanılmıştır. Çalışmamızda aynı dozları kullanarak ve VMAT tekniğini 2 full ark olarak değiştirerek çalışma oluşturulmuştur.

Çalışmanın sonunda; TrueBeam STx cihazında yapılan hasta planları TPS sisteminde 4 farklı grid size değerleri karşılaştırılmıştır. Homojen yapıya sahip beyin planlarının grid size değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark görülmemektedir. Heterojen yapıya sahip olan akciğer ve vertebra planlarında ise istatistiksel olarak farklar görülmektedir. Eclipse tedavi planlama sistemi için beyin planları birbirine üstünlük sağlamamıştır. Ancak akciğer ve vertebra planları değerlendirildiğinde 0,1 grid size değeri sonuçları RTOG 0631, RTOG 0813 kriterlerine göre daha başarılı sonuçlar vermiştir.



## 10. KAYNAKLAR

- 1.Khan, Faiz M, The Physics of Radiation Therapy, The 5th Edition,USA,2014
- 2.Henri Becquerel Discovers Radioactivity:2.March 1, 1896:
- 3.Jacques Bernier, Eric J. Hall and Amato Giaccia Radiation oncology: a century of achievements,Nature Reviews Cancer volume4,pages737-747(2004)
- 4.Sharma S D, Kumar S, Dagaonkar S S, Bisht G, Dayanand S, Devi R, Deshpande S S, Chaudhary S, Bhatt B C, Kannan S. Dosimetric comparison of linear accelerator-based stereotactic radiosurgery systems. J Med Phys; 32:18-23; 2007
- 5.Muralidhar K R, Pangam S, Srinivas P, Ali MA, Priya V S, Komanduri K. A phantom study on the behavior of Acuros XB algorithm in flattening filter free photon beams. J Med Phys; 40:144-9 ; 2015
- 6.Yuan T, Zhiheng W, Hong G, Tian Z, Jing C, Christopher K, David Y, and Fang-Fang Y. Dosimetric comparison of treatment plans based on free breathing, maximum, and average intensity projection CTs for lung cancer SBRT. Med Phys, 2012
7. Tipton KN, Sullivan N, Bruening W, et al. Stereotactic body radiation therapy. Effective Healthcare Program Technical Brief.No. 6. s ES-1. AHRQ Publication; 201
8. Rana S, Rogers K, Pokharel S, Cheng C. Evaluation of Acuros XB algorithm based on RTOG 0813 dosimetric criteria for SBRT lung treatment with RapidArc. J Appl Clin Med Phys; 15: 4474, 2014.
9. Stathakis S, Esquivel C, Quino L, Myers P, Calvo O, Mavroidis P, Gutiérrez A and Papanikolaou N. Accuracy of the small field dosimetry using the Acuros XB dose calculation algorithm within and beyond heterogeneous media for 6 MV photon beams. Int Jour of Med Phys Clin Eng Radiat Onc ; 1:78-87, 2012

10. Gonzalez-Lopez A, Vera-Sanchez JA, Lago-Martin JD. Small fields measurements with radiochromic films. J Med Phys 40:61-7; 2015.
11. Fiz. Uzm. Songül Barlaz Us. SORU: SBRT’NİN GELECEĞİ FFF (Flattening Filter Free) DEMETLERİN KULLANILMASINDA MI YATIYOR? Medikal Fizik Dergisi 2016; Sayı 4
12. Sigamani A, Nambiraj A, Yadav G, Giribabu A, Srinivasan K, Gurusamy V, Raman K, Karunakaran K, Thiagarajan R. Surface dose measurements and comparison of unflattened and flattened photon beams. J Med Phys 2018;41:85-91
13. IPEM topical report 1: guidance on implementing flattening filter free (FFF) radiotherapy. Geoff Budgell et al 2016 Phys. Med. Biol. 61 8360
- 14- Sharma SD. Unflattened photon beams from the standard flattening filter free accelerators for radiotherapy: Advantages, limitations and challenges. J Med Phys 2018;36:123-5
15. 1-(McKinney, 2004; National Brain Tumor Foundation [NBTF], 2007; National Cancer Institute [NCI], 2002; Smeltzer ve Bare, 2005)
16. Hitchen, C. J., Osa, E. O., Dewyngaert, J. K., Chang, J., & Narayana, A. (2012). Dose to craniofacial region through portal imaging of pediatric brain tumors. Journal of applied clinical medical physics, 13(1), 58-65.
17. (Armstrong ve Gilbert, 2000; Fitzsimmons ve Bohan, 2004; Hill ve ark., 2002;
18. McKinney,2004; NBTF, 2007; NCI, 2002; Smeltzer ve Bare, 2005; Smith ve Schnell,2003)
19. (Armstrong ve Gilbert, 2000; Fitzsimmons ve Bohan, 2004; Hill ve ark., 2002; NBTF,2007; Smeltzer ve Bare, 2005; Smith ve Schnell, 2003)

20. Osoba D, Brada M, Prados MD, Yung WK. (2000). Effect of disease burden on health-related quality of life in patients with malignant gliomas. *Neuro-Oncology*, 2(4): 221-8.
21. Nieder C, Grosu AL, Gaspar LE Stereotactic radiosurgery (SRS) for brain metastases: a systematic review. *Radiat Oncol* 9: 155. doi:10.1186/1748- 717X-9-155, 2014.
22. Murray L, Menard C, Zadeh G, Au K, Bernstein M, Millar B-A, et al. Radiosurgery for brainstem metastases with and without whole brain radiotherapy: clinical series and literature review. *J Radiat Oncol [Internet]* ; 6(1):21–30, 2017.
23. Ryu S, Rock J, Rosenblum M, Kim JH. Patterns of failure after single-dose radiosurgery for spinal metastasis. *J Neurosurg*. 2004
24. Gerszten PC, Burton SA, Ozhasoglu C, Welch WC. Radiosurgery for spinal metastases: clinical experience in 500 cases from a single institution. *Spine*. 2007
25. Ryu S, Jin JY, Jin R, Rock J, Ajlouni M, Movsas B, et al. Partial volume tolerance of the spinal cord and complications of single-dose radiosurgery. *Cancer*. 2007
26. RTOG 0631
27. Ryu S, Jin R, Jin JJ, Qing C, Rock J, Anderson J, Movsas B. Pain Control by Image-guided Radiosurgery for Solitary Spinal Metastasis. *J Pain Sympt Manage*, 2008.
28. Gerszten PC, Burton SA, Welch WC, Brufsky AM, Lembersky BC, Ozhasoglu C, Vogel WJ. Single-fraction radiosurgery for the treatment of spinal breast metastases, 2005.

29. Gerszten PC, Burton SA, Belani CP, et al. Radiosurgery for the treatment of spinal lung metastases, 2006.
30. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, et al. Accuracy of Acuros XB and AAA dose calculation for small fields with reference to RapidArc(®) stereotactic treatments. Med Phys; 38:6228-37, 2011.
31. Akkoçlu A, Öztürk C. Akciğer Kanseri, Multidisipliner Yaklaşım. Toraks Kitapları No:IBilimsel Tıp Yayınevi Ankara 1999, 238s.
32. Aydılek R, Erdoğan K. Akciğer Kanseri. İstanbul: Sandoz A.Ş. İlaç Bölümü. 1995, s. 24.
33. Barcan F, Tuncay E, Dişci RD ve ark. 464 Akciğer kanserli hastada sigara içme alışkanlığının hücre tipine ve kanser yaşına etkisi. Erkan F, Kılınçaslan Z, Tabak L, Özkardeşler S, (eds): No tobacco. İstanbul: Hürok Matbaası, 1992, s.164-175.
34. Chanvin F, Trillet V, Court-Fortune, et al. Pretreatment staging evaluation in small cell lung carcinoma a new approach to medical decision making. Chest 1992; 102: 497-502.
35. Keall PJ, Megeras GS, Balter JM, et al, The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. Med Phys 33:3874-3900,2006
36. Jia X, Lou Y, Dong B, Tian Z, Jiang S. 4D 4D Computed Tomography Reconstruction from Few-Projection Data via Temporal Non-local Regularization. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (Heidelberg:Springer),2010
37. A F Abdelnour, S A Nehmeh, T Pan, J L Humm, P Vernon, H Schöder, K E Rosenzweig, G S Mageras, E Yorke, S M Larson Phase and amplitude binning for 4D-CT imaging. Phy. Med. Biol. 52,2007

38. Tinsu Pan, Comparison of helical and cine acquisitions for 4D-CT imaging with multislice CT: Medical Physics, vol. 32, issue 2, p. 627.
39. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice. Br J Radiol. 2011
40. Webb S., VMAT: its role in radiotherapy, medicalphysicsweb review Winter 2009
41. Kielar KN, Mok E, Hsu A, Wang L, Luxton G. Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: rounded leaf effect of the high definition MLC. Med Phys. 2012
42. [https://www.varian.com/sites/default/files/resource\\_attachments/PerfectPitchCouch6DoF\\_ProductBrief\\_RAD10264A\\_January2013.pdf](https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/PerfectPitchCouch6DoF_ProductBrief_RAD10264A_January2013.pdf)
43. George R1, Chung TD, Vedam SS, et al: Audio-visual biofeedback for respiratory-gated radiotherapy: impact of audio instruction and audio-visual biofeedback on respiratory-gated radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2006 Jul 1;65(3):924-33.

## 10. ETİK KURUL ONAYI



T.C.  
**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.1673  
Konu : Etik Kurulu Kararı

15/01/2019

### Sayın Yaprak ERÖZMEN

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Farklı anatomik bölgelere Ait Tedavi planları için seçilen hesaplama çözünürlük değerlerinin optimizasyon ve hesaplama üzerine etkilerinin değerlendirilmesi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı

Ek:  
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 15.01.2019 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağınızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden E835EEB9X9 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi

Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz  
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44  
İnternet: [www.medipol.edu.tr](http://www.medipol.edu.tr)  
Ayrıntılı Bilgi İçin : [bilgi@medipol.edu.tr](mailto:bilgi@medipol.edu.tr)

**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ**  
**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR**  
**ETİK KURULU KARAR FORMU**


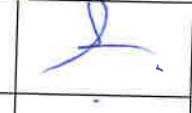



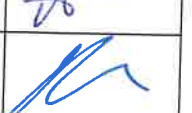
<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	<b>ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI</b>	Farklı anatomik bölgelere Ait Tedavi planları için seçilen hesaplama çözünürlük değerlerinin optimizasyon ve hesaplama üzerine etkilerinin değerlendirilmesi			
	<b>KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI</b>	Yaprak Erözmen			
	<b>KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI</b>	Öğrenci			
	<b>KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ</b>	İstanbul			
	<b>DESTEKLEYİCİ</b>	-			
	<b>ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER</b>	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ**  
**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR**  
**ETİK KURULU KARAR FORMU**

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	<b>Karar No: 02</b>	<b>Tarih: 11/01/2019</b>				
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.					

**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Ergoterapi	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Keziban OLCAY	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* :Toplantıda Bulunma



## 11. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

ADI	Yaprak	Soyadı	ERÖZMEN
-----	--------	--------	---------

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	İstanbul Medipol Üniversitesi	2019
Lisans	İstanbul Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü	2016
Lise	Bingül Erdem Lisesi	2009

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Medikal Fizik Stajı	Medipol Mega Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü	2017-2019

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma	KPDS Puanı	YDS Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi		

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			

### Bilgisayar Bilgisi

Microsoft Office Programları	İyi
SPSS	Orta