T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FARKLI TEDAVİ ALGORTİMALARININ SRS VE SBRT TEDAVİ PLANLAMALARINA ETKİSİNİN DOZİMETRİK İNCELENMESİ

ESRA LALEŞAHİN

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL – 2017

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ( )

Anabilim Dalı : Sağlık Fiziği

Tez Sahibi : Esra LALEŞAHİN

Tez Başlığı : Farklı Tedavi Algoritmalarının SRS ve SBRT Tedavi Planlamalarına Etkisinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi

Sınav Yeri : Medipol Mega Üniversite Hastanesi

Sınav Tarihi : 05.06.2017

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

Danışman	**Kurumu**	**İmza**
Doç.Dr. Hilal ACAR DEMİR	İstanbul Medipol Üniversitesi	

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Bünyamin KAPLAN	Erciyes Üniversitesi
Doç.Dr. Tuğrul ÖRMECİ	İstanbul Medipol Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun ..13../..06../ ..2017.. tarih ve ..2017.../...17.... - ...02.. sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Nesrin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

Esra LALEŞAHİN

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Tecrübelerini ve bilgi birikimini bizlere aktaran ve tezimin hazırlanması sırasında katkılarını esirgemeyen danışmanım Sayın Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR' e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen ve yaptığımız işe daha fazla inanmamızı sağlayan Sayın Prof. Dr. Hale Başak ÖZKÖK' e,

Bu alandaki bilgi ve tecrübelerini her zaman bir abi gibi bizimle paylaşan ve bu meslekte en iyisini yapabilmemiz için hiçbir zaman desteğini esirgemeyen üzerimde büyük emekleri olan Medikal Fizik Uzmanı Nadir KÜÇÜK' e,

Yüksek lisans eğitimi süresince tecrübeleriyle ve bilgileriyle bizlere yardımcı olan, sorularımıza güler yüzle cevap veren Medikal Fizik Uzmanı Mine DOYURAN ve Medikal Fizik Uzmanı Esra KÜÇÜKMORKOÇ' a,

Bilgilerini bizlerle paylaşan ve eğitimimize katkıda bulunan Sayın Uzman Dr. Rashad RZAZADE ve Uzman Dr. Doğu CANOĞLU' na,

Eğitimimde katkıda bulunan ve yaptığım tezde desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Arş. Gör. Mustafa ÇAĞLAR' a,

Yüksek lisans öğrencisi arkadaşlarım Pelin PAÇACI, Emre ŞANLI, Mehmet Sıddık CEBE, Hanieh MABHOUTI, Gülcihan CÖDEL, Sevtap YILDIRIM ve Dursun EŞİTMEZ' e,

Başta Hande SERTKAYA YAMAN ve Sercan GÜNEŞ olmak üzere Medipol Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına,

Fikirlerine her zaman değer verdiğim ve her anımda desteğini hissettiğim sevgili yol arkadaşım Cihad LALEŞAHİN' e

Ve hayatım boyunca her türlü kararımda bana destek olan ailem Mehmet Akif SERİN, Sehtap SERİN ve Ahmet SERİN' e sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Safa No

TEZ ONAYI FORMU i

BEYAN ii

İTHAF iii

TEŞEKKÜR iv

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ viii

TABLOLAR LİSTESİ ix

ŞEKİLLER LİSTESİ xvi

RESİMLER LİSTESİ xvii

1. ÖZET 1

2. ABSTRACT 2

3.GİRİŞ VE AMAÇ 3

4.GENEL BİLGİLER 5

4.1. SRS-SBRT (Stereotactic Radiosurgery-Stereotactic Body Radiation Therapy) 5

4.1.1. Akciğer SBRT 5

4.1.2. Beyin SRS 6

4.2. Foton Işın Demet Kaynak Modeli 6

4.2.1. Birincil Kaynak 7

4.2.2.İkincil Kaynak 8

4.2.3.Elektron Kontaminasyonu 8

4.2.4.Kama Foton Saçılma Faktörü 8

4.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi 8

4.3.1. AAA (Anizotropik Analitik Algoritması) 8

4.3.1.1. AAA Doz Hesabı 9

4.3.2. AcurosXB (Eksternal Işın Demeti Algoritması) 15

4.3.2.1. Hastaya Taşıma ve Doz Hesaplanması 16
4.3.2.2.AcurosXB LBTE Çözüm Yöntemleri 17
4.3.2.3.Materyalin Özellikleri 22
4.3.2.4. Output Doz Grid Kontrolü 23
4.3.2.5. Çalışma Süresini ve Bellek Tüketimini Etkileyen Faktörler 23
4.4. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemi 23
4.4.1.Ray-Tracing (Işın İzleme) Doz Hesaplama Algoritması 24
4.4.1.1.Kabaca Doz Hesaplanması 25
4.4.1.2. İnce Doz Hesaplanması 25
4.4.2.Monte Carlo Algoritması 26
4.4.2.1.Algoritmanın Dizaynı 27
5. GEREÇ VE YÖNTEM 32
5.1. Araç ve Gereçler 32
5.1.1. Su Fantomu 32
5.1.2. PTW 60019 Diamond Dedektör 34
5.1.3.Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı 35
5.1.4. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi 36
5.1.5. Accuray CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi 37
5.1.6. MultiPlan TPS 38
5.2. Yöntem 39
5.2.1. Cihaz Kurulumu 39
5.2.2. Hasta Seçimi 43
5.2.3.Tedavi Planlarının Oluşturulması 44
5.2.4. Tedavi Planlarını Karşılaştırma Kriterleri 46

6. BULGULAR 48

6.1. Tedavi Planlama Sistemlerinde Yapılan Planların Dozimetrik Değerlendirilmesi 48

6.2. SPSS İstatistik Programı ile Elde Edilen Sonuçlar 91

7. TARTIŞMA.....97

8. SONUÇ 107

9. KAYNAKLAR.....109

10. ETİK KURUL ONAYI 114

11. ÖZGEÇMİŞ.....117

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AAA	: Analytical Anisotropic Algorithm
AXB	: AcurosXB
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAX	: Merkez Eksen
CBCT	: Cone-beam Computed Tomography
CI	: Conformity Index
CK	: CyberKnife
DVO	: Doz Volume Optimization
FFF	: Flattening Filter Free
GI	: Gradient Index
GTV	: Gross Tumor Volume
HDMLC	: High Definition Multileaf Collimator
ICRU	: International Comission on Radiation Units
LBTE	: Lineer Boltzmann Transport Equation
MC	: Monte Carlo Algorithm
MLC	: Multileaf Collimator
MU	: Monitor Unit
OCR	: Off Center Ratio
PDD	: Percentage Depth Dose
PET	: Positron Emission Tomography
PTV	: Planning Target Volume
RAT	: Ray - Tracing Algorithm
RTOG	: Radiation Therapy Oncology Group
SAD	: Source to axis distance
SBRT	: Stereotactick Body Radiation Therapy
SRS	: Stereotactic Radiosurgery
TPR	: Tissue- phantom ratio
VMAT	: Volumetric Modulated Arc Therapy
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

TABLOLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 5.2.2.1. Beyin hastalarının tümör boyutları (cc).....43

Tablo 5.2.2.2. Akciğer hastalarının tümör boyutları (cc).....44

Tablo 5.2.4. RTOG0813 plan kriterleri.....47

Tablo 6.1.1. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması. 49

Tablo 6.1.2. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması. .49

Tablo 6.1.3. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....50

Tablo 6.1.4. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması. 50

Tablo 6.1.5. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması. .51

Tablo 6.1.6. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....51

Tablo 6.1.7. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması. 52

Tablo 6.1.8. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması. .52

Tablo 6.1.9. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....53

Tablo 6.1.10. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.....55

Tablo 6.1.11. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.....55

Tablo 6.1.12. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.....56

Tablo 6.1.13. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....56

Tablo 6.1.14. : Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.....57

Tablo 6.1.15. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.....57

Tablo 6.1.16. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.....58

Tablo 6.1.17. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....58

Tablo 6.1.18. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.....59

Tablo 6.1.19. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.....59

Tablo 6.1.20. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.....60

Tablo 6.1.21. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....60

Tablo 6.1.22. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.....67

Tablo 6.1.23. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.....67

Tablo 6.1.24. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.....68

Tablo 6.1.25. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.....68

Tablo 6.1.26. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....69

Tablo 6.1.27. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.....69

Tablo 6.1.28. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.....70

Tablo 6.1.29. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.....70

Tablo 6.1.30. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.....71

Tablo 6.1.31. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....71

Tablo 6.1.32. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.....72

Tablo 6.1.33. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.....72

Tablo 6.1.34. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.....73

Tablo 6.1.35. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.....73

Tablo 6.1.36. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....74

Tablo 6.1.37. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.....76

Tablo 6.1.38. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.....76

Tablo 6.1.39. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.....77

Tablo 6.1.40. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.....77

Tablo 6.1.41. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....78

Tablo 6.1.42. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.....78

Tablo 6.1.43. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.....79

Tablo 6.1.44. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.....79

Tablo 6.1.45. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.....80

Tablo 6.1.46. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.....80

Tablo 6.1.47. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.....81

Tablo 6.1.48. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.....81

Tablo 6.1.49. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.....82

Tablo 6.1.50. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması. 82

Tablo 6.1.51. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması. 83

Tablo 6.1.52. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması. 83

Tablo 6.1.53. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması. 84

Tablo 6.1.54. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması. 84

Tablo 6.2.1. Küçük beyin tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 92

Tablo 6.2.2. Orta beyin tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 92

Tablo 6.2.3. Büyük beyin tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 92

Tablo 6.2.4. Küçük beyin tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 93

Tablo 6.2.5. Orta beyin tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 93

Tablo 6.2.6. Büyük beyin tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 93

Tablo 6.2.7. Küçük akciğer tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 94

Tablo 6.2.8. Orta akciğer tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 94

Tablo 6.2.9. Büyük akciğer tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 95

Tablo 6.2.10. Küçük akciğer tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları 95

Tablo 6.2.11. Orta akciğer tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve karşılaştırma sonuçları.....96

Tablo 6.2.12. Büyük akciğer tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve karşılaştırma sonuçları.....96

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 4.2. Hesaplamada kullanılan klinik geniş Beamletlerin tedavi cihazının kafası boyunca etkileşime girdiği parametrelerin gösterimi 7

Şekil 4.3.1.1. Konvolüzyon uygulanan Beamletlerin hasta ve Beamlet koordinat sisteminde gösterimi 10

Şekil 4.4.2. CyberKnife MultiPlan tedavi planlama sisteminde uygulanan Monte Carlo algoritmasının işlem sırası 27

Şekil 4.4.2.1.1. Faz uzayının inşa edildiği düzlemin konumu.....28

Şekil 4.4.2.1.2. Hastada doz depolama hesabı 30

RESİMLER LİSTESİ

Sayfa No

Resim 5.1.1. SunNuclear Su Fantomu 33

Resim 5.1.2. PTW 60019 Diamond Dedektör.....34

Resim 5.1.3. Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı.....35

Resim 5.1.5. Accuray CyberKnife M6 37

Resim 5.2.1.1. Ölçülerek sisteme girilen Derin Doz Eğrileri.....40

Resim 5.2.1.2. Sisteme girilen Profil ölçüm verileri 41

Resim 5.2.1.3. Sisteme girilen Diagonal Profil ölçümleri 41

Resim 5.2.1.4. Sisteme girilen Output ölçüm verileri 42

Resim 5.2.1.5. Girilen veriler sonucu sistemin yaptığı Avarage Gamma Hata hesabı 42

Resim 6.1.1. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB büyük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 53

Resim 6.1.2. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB orta tümör boyutuna sahip hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 54

Resim 6.1.3. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB küçük tümör boyutuna sahip hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 54

Resim 6.1.4. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 61

Resim 6.1.5. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 62

Resim 6.1.6. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 63

Resim 6.1.7. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 64

Resim 6.1.8. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 65

Resim 6.1.9. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 66

Resim 6.1.10. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB büyük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılmas.....74

Resim 6.1.11. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB orta tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılmas.....75

Resim 6.1.12. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB küçük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılmas.....75

Resim 6.1.13. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 85

Resim 6.1.14. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 86

Resim 6.1.15. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 87

Resim 6.1.16. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 88

Resim 6.1.17. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 89

Resim 6.1.18. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması 90

1. ÖZET

FARKLI TEDAVİ ALGORTİMALARININ SRS VE SBRT TEDAVİ PLANLAMALARINA ETKİSİNİN DOZİMETRİK İNCELENMESİ

Son gelişen teknolojilerin etkisi ile radyoterapi de doz hesaplama doğrulu giderek daha da önemli bir hale gelmiştir. Bunun en önemli sebebi hedef hacimlerin küçülmesi ile birlikte doğru ölçüm veya hesap yapmanın zorlaşmasıdır. Bu çalışmanın amacı vücudun homojen ve heterojen anatomik bölgelerindeki hedefler için farklı doz hesaplama algoritmaları kullanarak oluşturulan tedavi planlarının karşılaştırılmasıdır. Çalışmada 20 hasta seçilmiş ve bu hastalarda anatomik bölgeler beyin ve akciğer olarak belirlendikten sonra bu bölgelerin her birinde üç farklı hacme sahip hedefler oluşturulmuştur. Daha sonra belirlenen bu hedefler için MultiPlan Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) Ray-Tracing ve Monte Carlo doz hesaplama algoritması, Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde ise Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) ve AcurosXB doz hesaplama algoritmaları kullanılarak tedavi planları oluşturulmuştur. Eclipse tedavi planlamalarında Volumetric Modulated Arc Treatment (VMAT) tedavi tekniği, Multiplan tedavi planlamalarında ise Sequencial Optimization algoritması kullanılarak non-coplanar tedavi tekniği uygulanmıştır. Hazırlanan bu planların dozimetrik sonuçları klinikte uygulanan protokollere göre belirlenmiş ve bu planların dozimetrik karşılaştırılması gerçekleştirilmiştir.

Anahtar sözcükler: Akciğer, Beyin, Eclipse, MultiPlan, SRS

2. ABSTRACT

DOSIMETRIC IMPACT OF DIFFERENT DOSE CALCULATION ALGORITHMS IN SRS AND SBRT TREATMENT PLANS

Dose calculation accuracy has become even more significant with recent advancements in the technology of radiotherapy. The leading cause of this fact is the difficulty in precise measurements and accurate dose calculation due to reduction in target volume. In this study we aimed to make dosimetric comparison of different treatment plans created by using different dose calculation algorithms for homogeneous and heterogeneous anatomic regions of the body. 10 patients were selected for the study and anatomic regions were chosen as brain and lung. For each region three different target volumes were created. Treatment plans were created in Eclipse Treatment Planning System (TPS) using Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) and AcurosXB dose calculation algorithms and in MultiPlan TPS using Ray-Tracing and Monte Carlo dose calculation algorithms. Volumetric modulated arc therapy treatment technique was performed for plans created in Eclipse TPS and non-coplanar treatment technique using Sequential Optimization for plans created in MultiPlan TPS. Each plan were assessed according to clinical protocol and dosimetric comparison of these plans were made.

Key words: Brain, Eclipse, Lung, MultiPlan, SRS

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi uygulamaları ilk kullanılmaya başlandığı günden bu yana, hedef hacme en yüksek doz, hedef hacim dışında kalan sağlıklı dokulara ise en az dozu verme prensibine dayandırılır. Bu amaçla radyoterapi cihazları başta olmak üzere planlama algoritmaları ve planlama teknikleri teknolojinin gelişmesiyle paralel olarak sürekli gelişmekte ve hassaslaşmaktadır. Özellikle son yıllarda çok fazla uygulanan SRS ve SBRT tekniklerinde yani az fraksiyonda hedef hacme çok yüksek doz vermeyi amaçladığımız tedavilerde 1mm' lik bir hassasiyetle çalışmamız gerekir.

Gelişmiş görüntüleme teknikleri sayesinde çok net görebildiğimiz ve yerinden emin olduğumuz hedef hacimler için SRS ve SBRT tedavileri uygulanmaktadır. Linak ve CyberKnife cihazlarında yaygın şekilde yapılan bu tedaviyi hastaya en doğru şekilde uygulaması büyük önem taşır. Dolayısıyla yapılan tedavinin her aşaması en az hata ile tamamlanmalıdır. Hastanın doğru sabitlenmesi tedavi sırasında oluşacak fiziksel hataları en aza indirmeyi sağlar. Tedavi planlaması yapılırken doğru tedavi planlama yöntemini ve algoritmasını kullanmak en önemli kriterlerden biridir.

TrueBeam STx cihazında bulunan AAA ve AcurosXB algoritmalarının her ikisi de stereotaktik tedavi planlarının yapılmasında kullanılmaktadır. Bu algoritmalar arası çok ciddi bir fark olmamakla beraber en büyük fark doku farklılığının olduğu bölgelerde görülmektedir. CyberKnife cihazında ise Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmaları hasta planlamada kullanılmaktadır. Algoritma RAT algoritmasının doku heterojenitesini hesaba katmaması göz önüne alınarak belirlenmelidir. Ayrıca CyberKnife cihazının gerçek zamanlı görüntü alma özelliği ve mekanik yapısı gereği non-izosentrik hareket ederek birçok farklı noktadan ışınlama yapabilmesi hasta planı ve tedavisi için bir çok kolaylık sağlamaktadır.

Bu çalışmada TrueBeam STx ve CyberKnife M6 cihazında yapılan beyin ve akciğer de bulunan farklı hacimlerdeki tümörlere yönelik tedavi planlarının doz dağılımları karşılaştırılmıştır. Dört farklı algoritma ile yapılan planların hepsi için kritik organ dozları belirlenen sınırların çok altında kalmış, hedef hacim dozları ve belirlenen kriterler açısından sonuçlar değerlendirilmiştir. Ayrıca verilere istatistiksel test uygulanarak sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı belirlenmiştir.

4.GENEL BİLGİLER

4.1. SRS-SBRT (Stereotactic Radiosurgery-Stereotactic Body Radiation Therapy)

Teknolojik gelişmeler ile paralel olarak hastanın hedef hacminin doz dağılımı, pozisyonlanması ve sabitlenmesi konularında yeni ve daha kompleks tedavi planlama yöntemleri ortaya çıkmıştır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) bunların en önemlilerindendir, (1).

Klinik tedavilerde küçük alanların radyoterapisi temel olarak 2 sebeplerden dolayı biraz zorlayıcıdır. Birincisi, foton kaynağı ölçme noktasından tamamen görünür olmayabilir kısmen kolimatör sistemi tarafından engellenebilir ve bu ölçme noktasında ulaşan birincil foton akıcılık düzeyini azaltır. Küçük alanların modellenmesindeki ikinci önemli sorun, ikincil elektronların yanal saçılma aralığı küçük alanların genişliğinden daha uzun olduğunda elektronik dengesizlik etkisine ortaya çıkması, (2,3).

Stereotaktik vücut radyoterapisi, az sayıda (1-5 arası) fraksiyonla yüksek doz verilerek lezyonun hassas bir şekilde ışınlanması anlamına gelir. SBRT kritik yapılar tarafından alınan dozları daha çok sınırlarken az sayıdaki fraksiyon sayısı ile tümörde yüksek konformalite elde edilir. Fraksiyon başına yüksek doz vermek klinik olarak normal dokulara da fazla doz vermeyi kabul eden bir tekniktir. SBRT deki temel amaçlar; hedef hacim dışında dikey bir doz düşüşü, 1mm den küçük bir konum doğruluğu ve hedefe verilen dozda yüksek doğruluk yakalamaktır, (1,2).

4.1.1. Akciğer SBRT

Son yıllardaki stereotaktik radyoterapi ve radyocerrahi alanında gelişmeler bizim için rönesans niteliğindedir. Ekstrakraniyel ve intrakraniyel vücut stereotaktik tedavileri örneğin, metastazlar, adenomlar hatta erken evre akciğer kanserleri ve

küçük lezyonlu beyin hastalıkları dahil olmak üzere çeşitli alanlarda bu konuda araştırmalar yapılmıştır, (3).

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 hesapla algoritmaları kullanılması gerektiğini vurgulamaktadır, (2). Bu alandaki en önemli raporlardan birisi de Amsterdam daki VUMC grubu tarafından yayınlanan erken evre akciğer kanserinin Vmat kullanılarak stereotaktik tedavisi hakkındadır. Bu ve benzeri çalışmaların sonucunda tatmin edici dozimetrik veriler ve klinik tedavi raporları sunulmuştur. Ayrıca bu çalışmalar sonucunda herhangi beklenmeyen bir toksisite olmadığı kaydedilmemiştir, (3).

4.1.2. Beyin SRS

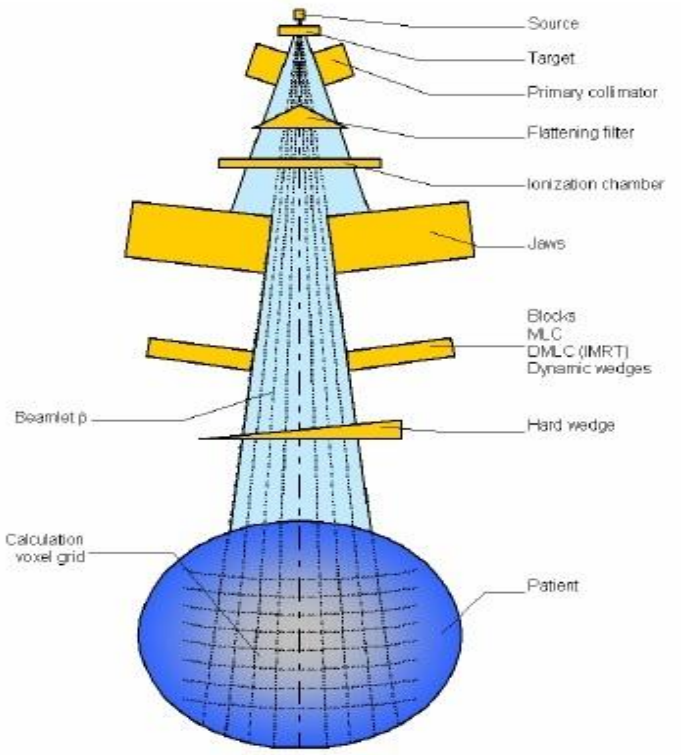
Linak tabanlı stereotaktik radyocerrahi (SRS), küçük intrakranyal lezyonların tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu tekniğin başlıca avantajlardan biri, reçetelendirilmiş dozun planlama hedef hacmini (PTV) en iyi şekilde kapsaması ve hedef hacmin çevresindeki normal dokularda dik bir doz düşüşü sağlamasıdır, (4). Radyocerrahi, metastazların sayısı ve boyutları sınırlı olduğunda (genellikle <3 cm çapında), beyin metastazı için belirlenmiş bir tedavi yöntemidir, (5). 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, (6).

4.2. Foton Işın Demet Kaynak Modeli

Lineer hızlandırıcılardan alınan output değerleri kullanılarak ilk önce tedavi ünitesinin kafası Monte Carlo sisteminde simüle edilir. Her klinik ışın demeti için faz uzayına spesifik olarak model parametreleri özgün olarak modifiye edilir. Klinik ışın demeti bir foton ışın demeti modeli kullanılarak yeniden temsil edilir ve buradaki

temel bileşenler sırası ile; birincil foton kaynağı, ikincil foton kaynağı, elektron kontaminasyon kaynağı ve katı kamadan foton saçılmasıdır.

Geniş klinik ışın demetleri (Şekil 4.2.1.) sınırlı boyuttaki beamletlere (β) bölünür (Şekil 4.2.1.2). Beamlet boyutu hesaplama grid boyutunun bir fonksiyonudur, (7).



Şekil 4.2 : Hesaplamada kullanılan klinik geniş Beamletlerin tedavi cihazının kafası boyunca etkileşime girdiği parametrelerin gösterimi

4.2.1. Birincil Kaynak

Foton ışın demeti kaynak modeline göre, birincil kaynak hedef düzlemde bulunan bir nokta kaynaktır. Birincil kaynağın sınırlı boyutunun fiziksel etkileri efektif hedef spot boyutu parametreleri ile modellenir. Hedefte oluşan Bremsstrahlung fotonları modellenir fakat tedavi kafasıyla olan etkileşimi yaratılmaz, (7).

4.2.2.İkincil Kaynak

İkincil kaynak olan Gaussian kaynağı düzleştirilmiş filtrenin en alt alanına yerleştirilmiştir. Hedef haricindeki hızlandırıcı kafasındaki etkileşimler sonucu oluşan fotonları modeller. İkinci kaynağın düşük lokasyonu sonucu ikincil kaynağın radyasyon sapmaları birincil kaynaktan daha fazladır. İkincil kaynak modellemesi düzleştirici filtre olmayan ışın demetleri için kullanılmaz çünkü saçılan radyasyonun en önemli kaynağı olan filtre ışın ekseni üzerinde bulunmamaktadır, (7).

4.2.3.Elektron Kontaminasyonu

Elektron kontaminasyonu birincil foton ve ekstra focal foton bileşenleri hesaba katılmaksızın build up bölgesinde biriken doz olarak tanımlanır. Elektron kontaminasyonu ayrıca foton kontaminasyonunu modellemek içinde kullanılır. Elektron kontaminasyonu derinliğe bağlı eğri ile modellenir ve bu eğri belirli bir derinlikte hesaplanan toplam elektron kontaminasyon doz miktarını temsil eder, (7).

4.2.4.Kama Foton Saçılma Faktörü

Kamadaki her bir nokta saçılma kaynağına yardımcı rol oynar. Buradan saçılan radyasyonun miktarı birincil radyasyonun miktarı ile orantılıdır, (7).

4.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

4.3.1. AAA (Anizotropik Analitik Algoritması)

Son yıllarda yüksek modülasyonlu ışınların kullanılması ile birlikte özellikle heterojen doku bölgeleri için doz hesabının kesin doğruluğu daha da fazla önem kazanmıştır. AAA foton doz hesaplama algoritması convolution-superposition tekniğine dayanan analitik bir foton dozu hesaplama algoritmasıdır. Klinik katkılar sayesinde gelişmiş ve her türlü foton tedavisi için heterojeniteyi hesaba katan ve Monte Carlo'yu temel alan 3D algoritmasi haline gelmiştir, (2,3). AAA doz

hesaplama algoritması birincil fotonlar, saçılan ekstra fokal fotonlar ve cihazdaki demet sınırlayıcılardan saçılan elektronların ayrı ayrı Monte Carlo da modellenmesiyle oluşur, (7).

AAA in orijinal tasarımı Dr. Waldemar Ulmer ve Dr.Wolfgang Kaissl tarafından yapılmıştır. Algoritma geliştirilmesi 1995 yılında üçlü Gaussian foton kernel modelinin yayınlanması ile sonuçlanan uzun bir araştırılma sürecine sahiptir. Üçlü Gaussian foton kernel modeli heterojen dokularda en mükemmel sonuç için en doğru yaklaşımları vermektedir, (2). AAA doz hesaplama algoritması için tedavi ünitesi ve doku heterojenitesi modellenmesi alanında önemli gelişmeler sağlanmış ve saçılan doz hesabının doğruluğu arttırılmıştır, (7).

AAA de ortamın yanal ölçeklendirilmesinde, enerjinin değişen yoğunluklarla yanal taşınımını hesaba katmak için altı bağımsız üstel emilim fonksiyonu uygulanır. Sonuç doz dağılımı hesaplanan dozun, foton ve elektron konvolüsyonlarının süperpoze edilmesi ile elde edilir, (1,3). Ancak bu algoritmanın doğruluğu kesin değildir alan büyüklüğü, ışın enerjisi ve akciğer yoğunluğuna bağlıdır, (8).

4.3.1.1. AAA Doz Hesabı

AAA' in klinik uygulaması iki bölüme ayrılır;

i. Konfigürasyon Algoritması – Klinik demetlerdeki foton ve elektronların su eşdeğeri ortamdaki temel saçılma parametrelerinin akı ve enerji spekturumlarını karakterize etmekte kullanılan gerekli fiziksel parametreleri belirler, (9).

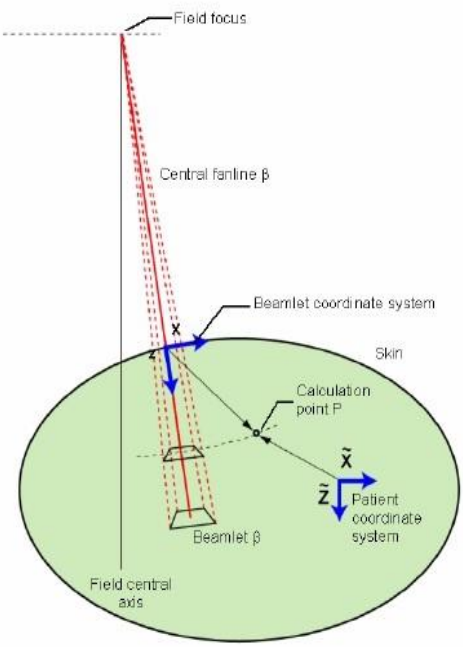
ii. Gerçek Doz Hesaplama Algoritması – Temel fiziksel parametreleri kullanarak depolanan dozu hesaplar. AAA algoritmasında tüm parametreler Monte Carlo simülasyonu kullanılarak önceden hesaplanır ve daha sonra bu datalar gerçek ölçülmüş ışın klinik dataları ile eşleştirilip düzenlenir ve ön hesaplama yapılmış olur. Daha sonra gerçek doz hesaplaması sırasında çağırılmak üzere bu veriler sistemde depolanır, (7,9).

a) Beamlets

Şekilde, Y ekseninde kağıttan dışa doğru olan X-Z düzlemindeki Beamlet in (β) koordinatların geometrik tanımı gösterilmiştir. Bu koordinatlar iki koordinat sistemi ile tanımlanmıştır.

- Hasta koordinat sistemi
- Beamlet koordinat sistemi

Şekilde hesaplama noktasının (P) koordinatı, hasta koordinat sistemi $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ ve beamlet koordinat sistemi $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ için ifade edilmiştir, (7).



Şekil 4.3.1.1. : Konvolüzyon uygulanan Beamletlerin hasta ve Beamlet koordinat sisteminde gösterimi

Geniş klinik ışınlar sonlu boyutlu beamletlere (β) bölünür. Fotonlardan ve elektronlardan kaynaklanan yanal doz saçılımı beamlet' in merkezi fanline' ına dik olan küresel kabuk üzerinde tanımlanır. AAA foton ve elektron saçılımından kaynaklanan dozun yanal ve derinlik saçılması olarak iki ana yöne ayrılmasıyla

hesaplanabileceğini varsayar. Hastadaki herhangi bir hesaplama noktasındaki $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ doz, son küresel süperpozisyon da geniş ışın demetlerinin tüm bireysel beamletlerin doz katkılarını toplayarak elde edilir, (7).

b) Hacimsel Doz Hesabı

Hacimsel doz dağılımı hesaplaması için, hasta vücut hacmi seçilen hesaplama ızgarasına dayanan 3D hesaplama vokselleri matrislerine bölünür (Şekil 3.1.1.). Her hesaplama vokseli, kullanıcı tarafından belirlenen bir kalibrasyon eğrisine göre hastanın bilgisayarlı tomografi görüntülerinden hesaplanan ortalama elektron yoğunluğu ile ilişkilendirilir, (7).

i) Konvolüsyon Modeli

3D doz dağılımı birincil foton kaynağı, ikincil foton kaynağı, kama saçılma kaynağı ve elektron kontaminasyon kaynağı için ayrı ayrı konvolüsyonlarından hesaplanır. Konvolüsyonlar kliniksel geniş ışınları oluşturan tüm sonlu beamletler için gerçekleşir. Son doz dağılımı beamletlerin katkılarının basit bir şekilde üst üste bindirilmesiyle elde edilir, (7).

ii) Foton Doz Hesabı

Foton ışın atenüasyonu, enerji depolama yoğunluk fonksiyonu $I_{\beta}(z,\rho)$ ile modellenmiştir. Foton saçılması, yanal enerji saçılımını tanımlayan saçılma kerneli $K_{\beta}(x,y,z)$ ile modellenmiştir.

AAA, daha yaygın olan doz tabanlı konvolüsyonlarla karşılaştırıldığında, enerji konvolüsyonu enerjinin daha karmaşık heterojen konvolüsyonlarda dahi daha doğru olarak korunmasına imkan verdi. Enerji skalalandırılmış su yaklaşımı kullanılarak doza dönüştürülür. Yeterince büyük homojen komşuluktaki fotonlardan

oluşan rastgele bir ışın demetinden kaynaklı enerji dağılımı aşağıdaki formüle göre hesaplanır:

$$E_{ph,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z,\rho) \times K_{\beta}(X,Y,Z)$$

Konvolüsyondaki hesaplama noktası $(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z})$ ışın (beamlet) koordinat sisteminin orjinine göre (x, y, z) ile temsil edilir. Enerji depolama fonksiyonu $I_{\beta}(z,\rho)$, z derinlikteki pencil beam huzmesinin küre yüzeyi üzerinde biriken enerjinin alan integralini belirler.

$$I_{\beta}(z) = \iint h_{\beta}(t,v,z)\ dtdv$$

Enerji depolama fonksiyonu $I_{\beta}(z,\rho)$ radyolojik ölçeklendirme kavramını kullanarak doku heterojenitesini açıklar. Bu;

$$I_{\beta}(z,\rho) = I_{\beta}(z').\frac{\rho(0,0,z)}{\rho_{water}}$$

ile gerçekleştirilir. Denklemede gösterilen ρ elektron yoğunluğunu ifade eder.

Foton saçılım çekirdeği $K_{\beta}(x,y,z)$ aşağıdaki eşitlikte gösterildiği gibi altı üstel fonksiyonun ağırlıklı toplamından oluşur.

$$K_{\beta}(x,y,z) = \sum_{k=0}^{5} c_k(z')\frac{1}{r}e^{-\mu_k r}$$

Yukarıdaki eşitlikte $r = \sqrt{x^2+y^2}$ şeklinde tanımlanmıştır. Üstel kerneller bozunma sabitleri μ_k ile nitelendirilmişlerdir. Polienerjik saçılım kerneli $K_{\beta}(x,y,z)$

nin, $c_k(z')$ parametreleri, temel fonksiyon olan $\frac{1}{r}e^{-\mu_k r}$ fonksiyonunun Monte Carlo türevi pencil beam saçılma kernellerinde en az karelere sığdırılmasıyla belirlenir, (7).

A) Saçılan Foton Kernellerinin Yanal Yoğunluk Skalalandırılması

Bireysel pencil beam ışınları yoğunluk ölçeklendirmesi, hesaplama noktası ve pencil beam orjini arasındaki ortalama yoğunluk her yerdeki enerjinin ölçeklendirilmesi ile yapılır, (7). Heterojenite varlığında $K_\beta(x,y,z)$ konumundaki emilen enerjinin dağılımı aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$K_\beta(x,y,z) = \frac{\rho(x,y,z)}{\rho_{water}} \sum_{k=0}^{5} c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k r_d(x,y,z)}$$

Burada;

$$r_d(x,y,\rho) = \int_R \frac{\rho(\vec{t})}{\rho_{water}} \left| d\vec{t} \right| \times \frac{z'}{z}$$

B) Foton Saçılım Kernellerinin Heterojenite Düzeltmesi

Önceki formüllerin kullanılması heterojenite sınırlarındaki saçılma koşullarında, değişikliklerin açık ve hızlı bir şekilde tahmin edilmesine neden olur. Tek boyutlu saçılma kerneli $k_z(z)$;

$$k_z(z) = \sum_{i=1}^{2} c_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i z}$$

$E_{ph,\beta}$ enerjisinin bir boyutlu konvolüsyonu aşağıdaki gibi tanımlanır;

$$E'_{ph,\beta}(x,y,z) = E_{ph,\beta}(x,y,z) \otimes k_z(z)$$

Heterojenliklerin bulunduğu ortamda konvolüsyon kerneli yerel elektron yoğunluğu ile aşağıdaki gibi ölçeklendirilir:

$$k_z(z) = \frac{\rho(z)}{\rho_{water}} \sum_{i=1}^{2} c_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i z'}$$

Yukarıdaki denklemde $\rho(z)$ lokal elektron yoğunluğunu , z' ise kernel orjine olan radyolojik uzaklığı temsil eder.

Heterojenite düzletme yönteminin, heterojenliğin bulunmadığı durumlarda herhangi bir etkisi olmadığı bilinmektedir, (7).

iii) Elektron Kontaminasyonu

Birincil foton ışınları esas olarak düzleştirme filtresinden, paralel çenelerden ve havadan gelen elektronlarla kontamine olur. Eğer ışın dönüştürücüler kullanılırsa bunlar açık alandaki elektronların çoğunu absorbe edebilir ancak bu arada dönüştürücünün kendisi kontamine elektronun ikinci bir kaynağı haline gelebilir.
Kontamine elektronlardan dolayı planlanmayan bir ışınımdan (β) kaynaklanan enerji dağılımı aşağıdaki denklemle hesaplanır;

$$E_{cont,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) = \Phi_{cont,\beta} \times I_{cont,\beta}$$

Elektron akıcılığı $\Phi_{cont,\beta}$ ve enerji birikim fonksiyonu $I_{cont,\beta}$ 'nun beamlet kesitinde uniform olduğu varsayılmaktadır. Kontamine elektronun akıcılık derecesi, foton akıcılığı Gaussian kernel $K_{fl,e}(x,y)$ toplamıyla belirlenir, (7).

$$K_{fl,e}(x,y) = \sum_{K=0}^{1} C_{cont,k} \frac{1}{2\pi\sigma_{cont,k}^2} \exp\left[-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{cont,k}^2} \right]$$

iv) Süperpozisyon

Hastadaki herhangi bir hesaplama noktasında absorbe edilen enerji, birincil fotonlardan gelen enerji, ekstra fokal fotonlar ve kontamine elektronların etkisinin hepsinin ayrı ayrı süperpoze edilmesi ile bulunur, (7,9).

$$E(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z})=\sum_{\beta} E_{ph1,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z})+E_{cont,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z})$$

v) Doza Dönüştürme

En son adımda absorbe edilen enerji dağılımı doza dönüştürülür. Farklı heterojenlikler su ölçeği olarak modellenir. Elektron yoğunlukları enerjiyi, kütle yoğunluğu yerine doza çevirmek için kullanılır. En son dozu şu formülle elde ederiz;

$$D(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z})=cE(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}).\frac{\rho_{water}}{\rho(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z})}$$

Denklemdeki c' nin birim dönüşümü J/m^3 den Gy 'edir, (7).

4.3.2. AcurosXB (Eksternal Işın Demeti Algoritması)

AcurosXB algoritması (AXB), Lineer Boltzmann Transport denkleminin (LBTE) deterministik çözümüne dayanarak Monte Carlo yöntemine alternatif olarak, eksternal tedavi planlamalarındaki iki stratejik ihtiyacı gidermek üzerine geliştirmiştir, (14). Bu iki ihtiyaçtan birincisi, hesabın kesinliği diğeri ise hesaplama hızıdır. Özellikle küçük ve düzenli olmayan alanlardaki heterojenite (akciğer, kemik, hava veya implant gibi) hasta doz dağılımını büyük ölçüde etkiler, (2,10). AXB'nin düşük yoğunluklu bölgelerdeki radyoterapi doz birikimini modelleme yeteneğine sahiptir, (12,13). Acuros algoritması çözüm için hastadaki heterojen bölgenin doza etkisini hesaba katarak radyasyonun makroskopik davranışını sayısal olarak çözer, (2,10).

4.3.2.1. Hastaya Taşıma ve Doz Hesaplanması

LBTE' ye açık form çözümleri elde etmek için iki genel yaklaşım vardır. Birinci yaklaşım istatistiksel olarak önemli sayıda partikülün, birbirini izleyen rastgele etkileşimlerinin izlenerek ortam üzerindeki parçacık taşınımını stokastik olarak öngören ve yaygın olarak bilinen Monte Carlo methodudur. Monte Carlo yöntemi ile LBTE açıkça çözülmese de dolaylı olarak bu denklemin çözümleri elde edilebilir. İkinci yaklaşım ise LTBE'yi sayısal yöntemler kullanarak açıkça çözmektir. Genellikle doz hesaplanmasında önceden hesaplanmış Monte Carlo doz kernellerini kullanan Monte Carlo ve düzeltme tabanlı algoritmalar kullanılır, (10).

Hem Monte Carlo hem de açık LBTE çözüm yöntemleri yakınsaktır. Her iki yaklaşımın ulaşılabilir doğruluğu eşdeğerdir sadece parçacık etkileşim verilerindeki ve analiz edilen sorundaki belirsizlikler sınırlıdır, (10). Ayrıca Monte Carlo simülasyonun kıyasla LBTE' nin deterministik radyasyon taşıma çözümlerinin bir yararı hesaplanan dozda istatistiksel gürültü bulunmamasıdır, (7).

AcurosXB algoritmasında hastaya taşınması 4 farklı adımda meydana gelir;

1. Adım: Hastadaki kaynak model akısının taşınması
2. Adım: Hastadaki saçılmış foton akısının hesabı
3. Adım: Hastadaki saçılmış elektron akısının hesabı
4. Adım: Doz hesaplanması

1.adimdan 3.adima kadar hastanın her vokseli için elektron akısı hesaplanır. Böylelikle 4.adima gelindiğinde enerji bağımlı elektron akısının çözülmesiyle doz hesabi yapılır. Sadece 1.adim her ışın için yeniden tekrarlanır. 2.adimdan 4.adima kadar olan adımlar ışın sayısına aldırmadan bir defa yapılır. 1.adimda mekanik kaynak ekstarnal kaynak olarak modellenir ve hastadaki kolime olmamış foton ve elektron akısının hesabı için Ray Tracing algoritması uygulanır. AXB algoritması 2. ve 3. adımda uzay, açı ve enerji bileşenlerine ayrılır ve LBTE' yi yineleme yolu ile çözümler.

AXB iki doz opsiyonuna dayanır; sudaki doz (D_w) ve ortamdaki doz (D_m). Ortamdaki doz hesaplanacağı zaman enerji bağımlı yanıt fonksiyonu vokseldeki materyalin özelliğine bağlıdır. Sudaki doz hesaplanırken enerji bağımlı yanıt fonksiyonu suyu temel alır.

Doz hesabı yapabilmek için AXB algoritmasının hastanın materyal haritasına sahip olması gerekmektedir. Sudaki doz kernel hesabına yoğunluk tabanlı düzeltme uygulanarak heterojenite hesaplanır. Convolution-superposition algoritmasının aksine AXB' de radyasyonun madde ile fiziksel etkileşimi modellenir. AXB için sadece yoğunluk değil, parçacıkların etkileşimde bulundukları materyalin kimyasal bileşenleri de bilinmelidir. Buna olanak sağlamak için Eclipse, AXB için her vokseldeki kütle yoğunluğu ve materyal çeşidi bilgisini sağlar. AXB materyal kütüphanesi beş biyolojik (akciğer, yağ doku, kas, kıkırdak ve kemik) ve 16 biyolojik olmayan materyale sahiptir, (10).

4.3.2.2.AcurosXB LBTE Çözüm Yöntemleri

AXB, hacim ν ile yüzey $\delta\nu$ uzaysal bir alan için birbirine bağlanmış LBTE' nin zamandan bağımsız üç boyutlu sisteminde çözer. Bunlar şu şekildedir:

$$\hat{\Omega}\cdot\vec{\nabla}\Psi^{\gamma} + \sigma_t^{\gamma}\Psi^{\gamma} = q^{\gamma\gamma} + q^{\gamma} \quad \text{.....Denklem1}$$

$$\hat{\Omega}\cdot\vec{\nabla}\Psi^{e} + \sigma_t^{e}\Psi^{e} - \frac{\partial}{\partial E}S_R\Psi^{e} = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^{e} \quad \text{.....Denklem 2}$$

$$\vec{r} \in \nu,\ \hat{\Omega} \in 4\pi \text{ ve } E > 0 \quad \text{.....Denklem 3}$$

Yukarıdaki denklemlerde;

Ψ^{γ} **:** Açısal foton akısı

Ψ^{e} **:** Açısal elektron akısı

$q^{\gamma\gamma}$ **:** Fotodan fotona saçılma kaynağı

q^{ee} **:** Elektrondan elektrona saçılma kaynağı

$q^{\gamma e}$: Elektrondan fotona saçılma kaynağı

q^{γ} : Eksternal foton kaynağı

q^{e} : Eksternal elektron kaynağı

σ_t^{γ} : Makroskopik foton toplam kesit alanı

σ_t^{e} : Makroskopik elektron toplam kesit alanı

S_R : Sınırlı çarpışma ve radyasyon durdurma gücü

ifade eder. Denklem 1 ve 2 de sırası ile foton ve elektron taşınması için çözümler verilmiştir. İkincil parçacıkların çift oluşumunda meydana gelen elektronlar, bir elektron ve bir pozitron olarak kabul edilir. Ayrıca parçacık birleştirme tekniğinde fotonların elektron üretebileceği fakat elektronların foton üretemediği varsayılmıştır. İkinci olarak elektronlar tarafından üretilen fotonlardan gelen enerji hesaba katılır ancak sadece lokal olarak depolanan kısmı.

Bu varsayımların enerji toplama alanı üzerinde çok küçük bir etkisi vardır ve bu etkiler klinik Monte Carlo kod da kullanılanlara benzerdir. Denklem 3 deki ilk varsayım olan Fokker-Planck operatörü küçük enerji kayıplarına sebep olan coulomb veya yumuşak etkileşimler için kullanılır. Büyük enerji kayıplarına sebep olan etkileşimler standart Boltzmann saçılması ile temsil edilir, (7).

$$q^{\gamma\gamma}(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) = \int_0^{\infty} dE' \int_{4\pi} d\Omega' \sigma_s^{\gamma\gamma}(\vec{r}, E' \to E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') \Psi^{\gamma}(\vec{r}, E', \hat{\Omega}')$$

$$q^{\gamma e}(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) = \int_0^{\infty} dE' \int_{4\pi} d\Omega' \sigma_s^{\gamma e}(\vec{r}, E' \to E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') \Psi^{\gamma}(\vec{r}, E', \hat{\Omega}')$$

$$q^{ee}(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) = \int_0^{\infty} dE' \int_{4\pi} d\Omega' \sigma_s^{ee}(\vec{r}, E' \to E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') \Psi^{e}(\vec{r}, E', \hat{\Omega}')$$

Burada;

$\sigma_s^{\gamma\gamma}$: Makroskopik fotondan fotona diferansiyel saçılma kesiti

$\sigma_s^{\gamma e}$: Makroskopik elektrondan fotona diferansiyel oluşum kesiti

σ_s^{ee} : Makroskopik elektrondan elektrona diferansiyel saçılma kesiti

Diferansiyel saçılma ve üretim kaynağının anizotropik davranışını göstermek için, makroskobik diferansiyel saçılma kesitleri Legendre polinomlarına genişletilir, $p_1(\mu_0)$ burada $\mu_0=\hat{\Omega}\times\hat{\Omega}'$ olur. Bu genişleme diferansiyel saçılma veya üretim kesitinin şu şekilde ifade edilmesini sağlar:

$$\sigma_s^{\gamma\gamma/\gamma e/ee}(\vec{r}, E' \to E, \hat{\Omega}\cdot\hat{\Omega}') = \sum_{l}^{\infty} \frac{2l+1}{4\pi} \sigma_{s,l^{\gamma\gamma,\gamma e,ee}}(\vec{r}E' \to E) P_l(\mu_0)$$

Benzer şekilde saçılma kaynağında görünen açısal akıcılık, küresel harmonik momentlere genişletilir:

$$(\Psi(\vec{r}, E', \hat{\Omega}') = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^{l} \phi_{l,m}(\vec{r}, E') Y_{l,m}(\hat{\Omega}')$$

a) Foton ve Elektron Kaynakları

Eksternal foton q^{γ} ve elektron q^{e} kaynakları AXB de anizotropik nokta kaynak olarak modellenmiştir. Her bir statik ışın demeti faz uzayında, foton ışın kaynak modelinin üç kaynağı için de ayrı ayrı nokta kaynağı bulunur. Birincil kaynak için q^{γ}nin anizotropisi, hem partikül akıcılığı hem de enerji spektrumu uzaysal olarak değişken olan bir 2D akıcılık ızgarası ile tanımlanır. İkincil kaynak için q^{γ}'nin anizotropisi, bir 3D akı grid'i aracılığı ile açıklanır ve enerji spektrumları uzaysal olarak sabittir. Elektron kontaminasyon kaynağı q^{e}'nin anizotropisi bir 3D akı grid'i aracılığı ile tanımlanır ve enerji spektrumları uzaysal olarak sabittir. Tüm nokta kaynaklar ilgili kontrol statik ışın demetinin hedefinde bulunur. Foton nokta kaynağı için $q^{\gamma}(E,\hat{\Omega})$ pozisyonunda;

$$\hat{\Omega}\cdot\vec{\nabla}\Psi^{\gamma}+\sigma_{t}^{\gamma}\Psi^{\gamma}=q^{\gamma\gamma}+q^{\gamma}(E,\hat{\Omega})\delta(\vec{r}-\vec{r}_{p}) \quad \text{.....Denklem 4}$$

$$\hat{\Omega}\cdot\vec{\nabla}\Psi^{e}+\sigma_{t}^{e}\Psi^{e}-\frac{\partial}{\partial E}S_{R}\Psi^{e}=q^{ee}+q^{\gamma e}+q^{e} \quad \text{.....Denklem 5}$$

$$\Psi^{\gamma}\equiv\Psi^{\gamma}_{unc}+\Psi^{\gamma}_{coll} \quad \text{.....Denklem 6}$$

Burada;

Ψ^{γ}_{unc}**:** Çarpışmamış veya saçılmamış foton açısal akısı. Buna hastayla yada fantomla etkileşimde bulunan foton dahil değildir.

Ψ^{γ}_{coll}**:** Çarpışmış veya saçılmış foton açısal akısı. Buna hasta veya fantomla etkileşim sonucu üretilmiş veya saçılmış fotonlar dahildir.

Denklem 6' nın denklem 4 ve 5 de yerine yazılması, aynı zamanda lineer superpozisyonlamanın kullanılması taşıma denklemi sisteminin aşağıdaki şekle gelmesine sebep olur.

$$\hat{\Omega}\cdot\vec{\nabla}\Psi^{\gamma}_{unc}+\sigma_{t}^{\gamma}\Psi^{\gamma}_{unc}=q^{\gamma}(E,\hat{\Omega})\delta(\vec{r}-\vec{r}_{p}) \quad \text{.....Denklem 7}$$

$$\hat{\Omega}\cdot\vec{\nabla}\Psi^{\gamma}_{coll}+\sigma_{t}^{\gamma}\Psi^{\gamma}_{coll}=q^{\gamma\gamma}_{coll}+q^{\gamma\gamma}_{unc} \quad \text{.....Denklem 8}$$

$$\hat{\Omega}\cdot\vec{\nabla}\Psi^{e}+\sigma_{t}^{e}\Psi^{e}-\frac{\partial}{\partial E}S_{R}\Psi^{e}=q^{ee}+q^{\gamma e}_{coll}+q^{\gamma e}_{unc}+q^{e} \quad \text{.....Denklem 9}$$

Burada;

$q^{\gamma\gamma}_{unc}$: Birincil saçılan foton kaynağı. Hasta veya fantomun içindeki ilk foton etkileşimi sonucu oluşan veya saçılan fotonlar.

$q^{\gamma\gamma}_{coll}$: İkincil saçılan foton kaynağı. Hasta veya fantom içerisindeki ikincil foton etkileşmesi sonucu oluşan veya saçılan fotonlar.

$q^{\gamma e}_{unc}$: Birincil saçılan elektron kaynağı. Hasta veya fantomun içindeki ilk foton etkileşimi sonucu oluşan veya saçılan elektronlar.

$q_{coll}^{\gamma e}$: İkincil saçılan elektron kaynağı. Hasta veya fantom içerisindeki ikincil foton etkileşmesi sonucu oluşan veya saçılan elektronlar.

Bilinen denklem 7' nin çözümü bir kez bilindikten sonra $q_{unc}^{\gamma e}$ ve $q_{unc}^{\gamma\gamma}$ denklem 8 ve 9 da sabitlenmiş kaynaklar olarak kabul edilir ve bu sabit kaynaklar hasta geometrisi içinde çözülebilir. Denklem 7' nin bir özelliği de Ψ_{unc}^{γ} in analitik olarak çözülebilmesidir, (7).

b) Mekansal Boşluk Ayrımı

AXB deki hesaplama grid'i, mekansal olarak değişken ve yerel eleman boyutu ışın demeti içinde yüksek mekansal çözünürlük elde etmek için uyarlanır, (7).

c) Açısal Ayrım

Hastadaki saçılan parçacık alanının mekansal olarak taşınması ve açısal olarak ayrıştırmak için ayrık ordinatlar yöntemi kullanılır, (7).

d) Uzaysal İletim Kesilmesi

AXB, elektron enerjileri için 500 keV'nin altındaki kinetik enerjiler ve foton enerjileri için 1 keV'nin altındaki enerjilere bir uzaysal kesilme uygular, (5,10).

e) Doz Hesabı

İlk olarak elektron açısal akısı tüm gruplar için çözüldükten sonra herhangi bir Output grid vokselindeki doz şu şekilde ifade edilir;

$$D_i = \int_0^{\infty} dE \int_{4\pi} d\hat{\Omega} \frac{\sigma_{ED}^{e}(\vec{r},E)}{\rho(\vec{r})} \Psi^{e}(\vec{r},E,\hat{\Omega})$$

Yukarıdaki denklemde;

D_i : Voksel içerisindeki doz

σ_{ED}^{e} : Makroskopik elektron enerjisi biriktirme kesitleri. Birimi MeV/cm.

ρ : Materyalin yoğunluğu. Birimi g/cm^3

Ortamdaki doz hesaplanırken , σ_{ED}^{e} ve ρ değerleri Output grid vokselin materyal özelliklerine dayanır. Sudaki doz hesaplanırken ise σ_{ED}^{e} ve ρ değerleri suyu temel alır.

Yukarıda tarif edildiği gibi AXB enerjiye bağlı elektron akısını ortamdaki doz veya sudaki dozun seçilip seçilmediğine bakmaksızın hastanın materyal özelliklerine dayanarak hesaplar. Su içermeyen materyaller için doz, sudaki doz seçildiğinde yeterince küçük yani enerjiye bağlı elektron akısını perturbe etmeyecek şekildeki su hacmi için absorbe edilen doz olarak tanımlanır,(5). Düşük enerjili elektronların kısa menzilleri sebebi ile bu hacim, sudaki dozu deneysel olarak ölçmek için kullanılan Output doz grid vokselinden veya dedökterden çok daha küçük olabilir. Bu etki özellikle biyolojik olmayan yani yüksek yoğunluklu materyaller için çok daha önemlidir. Bu gibi durumlarda AXB'de deneysel olarak ölçülen sudaki dozlar karşılaştırıldığında dedektörü temsil eden küçük su hacminin açıkça modellenmesi önerilir, (7,10).

4.3.2.3.Materyalin Özellikleri

AXB tarafından kullanılan temel veriler, makroskopik atomik kesitlerdir. Makroskopik kesit, parçacık hareketinin birim yol uzunluğu başına belirli bir etkileşiminin olma ihtimalidir,(7). Makroskopik kesitler iki değerden oluşur; etkileşimi veren mikroskopik kesitler ve materyalin kütle yoğunluğu. Makroskopik kesit ifadesi σ ;

$$\sigma = \frac{N_a \rho}{M} \tilde{\sigma}$$

4.3.2.4. Output Doz Grid Kontrolü

Output grid boyutuna bakılmaksızın AXB Output doz gridi içerisindeki dozun tüm BT boyunca foton ve elektron taşıyıcısının etkilerini hesaplar. Bununla birlikte AXB algoritması hesaplama süresinide azaltır. Bu özellikler sayesinde kullanıcılar doz hesaplama hacmini sınırlandırarak AXB doz hesaplama zamanını daha da fazla indirebilir, (10).

4.3.2.5. Çalışma Süresini ve Bellek Tüketimini Etkileyen Faktörler

AXB'de hesaplama zamanlarını ve bellek tüketimini etkileyen faktörler Pencil Beam ve Monte Carlo'dakinden farklıdır. AXB hesaplama yalnızca sürelerinin alan sayısına az bağımlı olması bakımından MC ya benzer, (10).

Bununla birlikte AXB deki bellek tüketimi, diğer yöntemlerin (Monte Carlo vb.) bellek tüketiminden genellikle daha yüksektir. Bunun temel nedeni AXB'nin çözmesi gereken çok sayıda değişken olmasıdır. AXB'den gelen output her voksel için tek bir değer olmasına rağmen, AXB'nin bunu hesaplaması için BT boyunca elektron ve foton akısı üzerindeki enerji ve açı bağımlılığını tam olarak hesaplaması gerekir. AXB'deki bellek tüketimini ve hesaplama süresini etkileyen iki baskın faktör vardır; output grid boyutu ve output grid kapsamındaki fantom veya hasta üzerindeki radyasyon ışınlarının hacmi. Hem bellek tüketimi hem de hesaplama süresi yaklaşık olarak output grid voksel hacmi ile ters orantılıdır. Hesaplama gridi, hasta veya fantom dışındaki hava bölgelerinde daha artar. Bu davranışın en net etkisi büyük fantomlardaki küçük alanlar haricindeki çoğu durum için, hesaplama çabasının büyük bir kısmının ışın demetleri içindeki foton ve elekton akısının hesabı için harcanmasıdır, (7,10).

4.4. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemi

MultiPlan sistemi sabit ve Iris kolimatör ile kullanılacak iki doz hesaplama algoritması sunar. Bunlar Işın İzleme Doz Hesaplama Algoritması (Ray-Tracing) ve

Monte Carlo algoritmasıdır. Ancak MLC ile kullanılacak sadece bir hesaplama algoritması sunar. Bu da Işın İzleme doz Hesaplama Algoritmasıdır (Finite Size Pencil Beam).

4.4.1.Ray-Tracing (Işın İzleme) Doz Hesaplama Algoritması

Ray-Tracing Doz Hesaplama Algoritmasında (RAT), su içerisinde ölçülmüş verilerden oluşan 3 ışın tanımı kullanır. Bu tanımlar aşağıdaki gibidir;

- **Doku Fantom Oranı (TPR) :** Her kolimatörün TPR değerleri 15mm derinlikte 1 değerine kadar normalleştirilir.
- **Merkez Dışı Oranı (OCR) :** Her kolimatörün OCR değeri 0mm yarıçapta 1 değerine kadar normalleştirilir.
- **Çıktı Faktörü (DM) :** Her kolimatörün OF değeri 800mm SAD da 60mm'lik kolimatör için OF değerine normalleştirir ki bu da 1 olarak tanımlanmaktadır

TPR değerleri derinliğe ve kolimatör boyutuna dayanarak ölçülen değerlerdir. Doz hesaplamasında kullanılan TPR değeri referans noktasının bulunduğu merkez eksene (CAX) düşey olan düzlemin geçerli derinliğine bağlıdır. Geçerli derinlik, hedef vokseli içeren kaynaktan düzleme kadar her bir vokselin katkısını toplayarak hesaplanır ve burda BT elektronun suya göre yoğunluğunu kullanır, (15,16).

CyberKnife sisteminin rotasyonel ekseni yoktur ancak tanımlanmış eş merkezlere göreli olarak planlama yapılabilir. Hesaplanmak istenen TPR değeri, TPR tablosundaki değerler arasında bulunuyor ise çift doğrusal interpolasyon, dışında kalan noktalarda bulunuyorsa çift doğrusal ekstrapolasyon yöntemiyle hesaplanır. OCR değerleri tablodaki değerler arasında ise, SAD doğrultusu boyunca ve yarıçap doğrultusundaki en yakın komşular boyunca doğrusal interpolasyon yöntemi kullanılarak hesaplanır. Sonuç faktörü tablosu yani kolimatör boyutu ile SAD, çıktı faktörünün fonksiyonudur.

Saklanan ışın verisi noktalarının sayısı doz hesaplamasında ortaya çıkabilecek hata miktarını etkilemektedir. Planda daha fazla ışın olması az interpolasyon hatası olmasını sağlar çünkü rastgele ve çok sayıda ışından gelen katkının toplamı alınarak pozitif ve negatif hataların ortalama değeri bulunur, (16,17).

Işın izleme doz hesaplaması yöntemi kullanılırken ışının merkezi üzerinde olmayan herhangi bir nokta için etkin derinlik değerini hesaplayan bir algoritmadır. Verilen herhangi bir noktadaki etkin derinlik değerini hesaplamak için algoritma ilk olarak ışının merkezi ekseni olarak aynı merkezi ekseni paylaşan eşit dağılmış 10 konsentrik konilik bir kümenin yüzeyi üzerinde bulunan ışınlar boyunca etkin derinlik değerlerini 1mm geometrik derinlik adımlarıyla önceden hesaplar. Ardından algoritma verilen noktayı çevreleyen dört ışın bulur ve merkez eksene dik düzlemle kesişen ve hesaplanan noktaları içeren ışınlar üzerindeki noktaları kullanarak üçlü doğrusal interpolasyon gerçekleştirir, (16).

4.4.1.1.Kabaca Doz Hesaplanması

Kabaca doz hesaplama hacmi, bütün BT görüntüsünü kapsayacak şekilde tanımlanır. Kabaca doz hesaplama hacmi aşağıdaki gibi kullanılır;

- Işın penumbralarının kritik yapılarla kesişmesinin belirlenmesi sonucunda kritik yapılara gelebilecek ışınların devre dışı bırakılmasına olanak sağlar.
- Kabaca doz hesaplaması hacminde bulunan maksimum doz detaylı doz hesaplama ızgarasındaki maksimum dozu aşıyorsa gösterilen doz hacim grafiğine (DVO) yansımaz. Ancak plan istatistikleri ve plana genel bakış bölümünde elde edilen maksimum dozun görünmesi sağlanır.

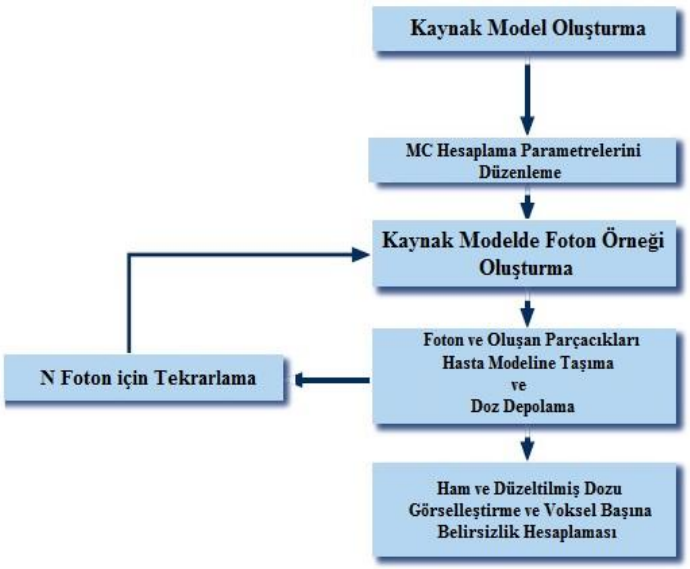
4.4.1.2. İnce Doz Hesaplanması

İnce doz hesaplaması kullanıcı tarafından tanımlanan doz hesaplama ilgi alanını kapsar. Bu alan içerisindeki hesaplama çözünürlüğü kullanıcı tarafından seçilebilir.

4.4.2.Monte Carlo Algoritması

Monte Carlo doz hesaplama algoritmaları geleneksel model tabanlı algoritmalara göre daha fazla doz hesaplama doğruluğuna sahiptir. Monte Carlo ya dayalı teknikler ikincil elektron dağılımları da dahil olmak üzere doz birikimine yol açan tüm etmenleri en doğru modellediği için mevcut en doğru hesaplama yöntemi olarak kabul edilir. Bu gelişmiş doğruluk özellikle küçük alan boyutlarına sahip ve düşük yoğunluklu doku içeren tedaviler sırasında oluşabilen yanal dağılım dengesizlik bölgelerinde çok daha belirgindir. Bu algoritma hastaya nüfuz eden her partikülün olası etkileşimlerini ayrı ayrı dikkate alır, (18,19,20).

Algoritma öncelikle lineer hızlandırıcı kafası ve hasta dahil olmak üzere tüm tedavi geometrisine ait bir model oluşturur. Her voksel için materyal türünü ve yoğunluğunu tanımlar. Daha sonra x ışını hedefinden başlayarak bir foton varsayar. Bu fotonun enerjisi ve yönü, Linak tasarımı tarafından belirlenen olasılık dağılışlarına göre rastgele olarak üretilir. Her vokseldeki foton hareketinin olası her etkileşiminin olasılığı standart veri tabloları kullanılarak değerlendirilir ve daha sonra bu etkileşimlerin hangisinin oluştuğuna karar vermek için rastgele bir sayı üreteci kullanılır. Herhangi bir etkileşim oluşmaz ise o vokseldeki enerji birikimi kaydedilir. Ayrıca etkileşimde bulunan fotondaki durum değişikliği kaydedilir ve etkileşim sonucu oluşan ikincil foton veya elektronların özellikleri daha sonraki simülasyonlar için saklanır. Bu işlem foton absorbe oluncaya veya model hacminden çıkıncaya kadar tekrarlanır. Her ikincil foton veya parçacık aynı bu şekilde simüle edilir. Her bir vokselde depolanan toplam doz fiili tedavi alanındaki tüm fotonların verdiği dozun bir tahminidir. Son olarak tüm işlem birkaç milyon birincil foton için tekrarlanır. Tüm bu sebeplerden dolayı Monte Carlo yöntemi doğru doz hesaplaması için altın standart olarak kabul edilmektedir, (20,31).



Şekil 4.4.2. CyberKnife MultiPlan tedavi planlama sisteminde uygulanan Monte Carlo algoritmasının işlem sırası

Monte Carlo algoritmasının tam olarak bu şekli ile kullanılması hesaplama açısından günler süren bir işlemdir. Be sebeple kliniklerde kullanılmak üzere daha basit Monte Carlo algoritmaları geliştirilmiştir.

4.4.2.1. Algoritmanın Dizaynı

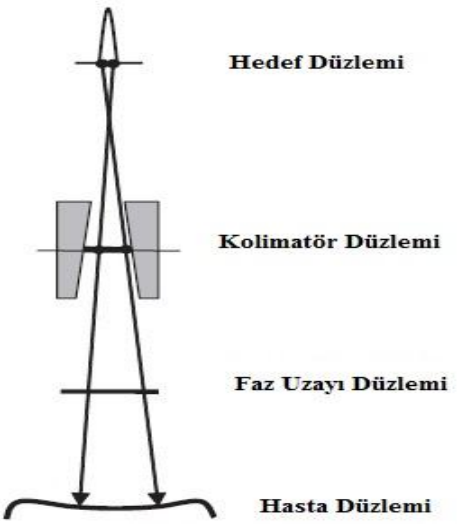
CyberKnife sistemi için hızlı Monte Carlo algoritmasının geliştirilmesinde anahtar faktörler şunlardır;

- Faz uzayı yeniden yapılandırması ve varyans azaltma yöntemleri için kaynak model konseptini benimser
- Multi-Cpu ve Multi-Cro platformlarında paralellik ve çoklu parçacık uygulamasından yararlanır
- Ayrıca CyberKnife özgü avantajlardan faydalanır;
- Tedaviler genellikle küçük hacimli hedefler içindir
- Hasta doz hesaplamasına başlarken faz uzayı oluşturmak için basit ve hızlı bir kaynak modeli CyberKnife LINAC kafasının dizaynı ile mümkün hale gelmiştir.

a) Kaynak Modeli ve Işın Kabulü

Sık kullanılan klinik lineer hızlandırıcılar için çoklu kaynak modeli geliştirilmiştir. CyberKnife' da düzleştirici bir filtre olmadığından 6MV enerji foton demetlerinin faz uzayı sunumu ve yeniden yapılandırılması için tekli kaynak modeli geliştirilmiştir, (21).

CK sisteminin özellikle ekstra-fokal saçılımın olmadığı bir lineer hızlandırıcı kafa dizaynına sahip olmasından dolayı CK Monte Carlo uygulamalarında kullanılan kaynak modeli bu özelliğin getirdiği avantajlardan faydalanır. Diğer kaynaklara ihtiyaç duymadan birincil foton üretimi için tek bir kaynak kullanır. Kaynak modeli, foton enerjisi, foton orjini ve foton doğrultusu için bağımsız ihtimal dağılımını içerir. Orjin ve doğrultu dağılımları radyal olarak simetrik olup enerji dağılımı uzaysal olarak sabittir. CK, on iki sabit kolimatör haricinde alan şekillendirmesi yapmaz veya yoğunluk modülasyonu kullanmaz. Bundan dolayı kaynak modeli basittir ve MC simülasyonuna ikincil demet kolimasyonunu dahil etmeye gerek duymadan hastaya direkt olarak etki eden fotonların dağılımını inşa eder. Bu uygulamada kaynak modeli, faz uzayını kolime edilmemiş demete denk gelen ikincil kolimatörün altında bir düzlemde inşa eder, (20).



Şekil 4.4.2.1.1. Faz uzayının inşa edildiği düzlemin konumu

Monte Carlo doz hesaplaması kaynak modeli, Linak da üretilen foton enerjileri ile yörüngelerin dağılımını belirler. Kaynak modeli birbirinden bağımsız 3 olasılık dağılımı içerir; (16).

i. Foton enerjisi dağılımı: Linak' ın oluşturduğu fotonların enerji spektrumudur. Enerji spektrumu, hasta modelinde oluşan başlangıç foton enerjilerinin dağılımını gösterir. Bu dağılım, ölçülmüş yüzde derin doz (%DD) eğrisi ve önceden hesaplanmış monoenerjik PDD lerden oluşan bir kütüphane kullanılarak oluşturulur.

ii. Kaynak dağılımı: X ışını hedefi düzlemindeki fotonların kökeni olan noktaları tanımlar. Kaynak dağılımı, sıfır noktasından gelen foton noktalarının dağılımını gösterir. Kaynak dağılımını oluşturmak için iki yöntem kullanılır; In-air Çıktı Faktörü Yöntemi, Gaussian Yöntemi.

iii. Akış dağılımı: Işın merkezi eksenine normal bir düzlemdeki kaynaktan rastgele oluşturulan belirli bir fotonun uyguladığı dozun ağırlığını ölçmede kullanılır. Akış dağılımı kaynak dağılımı ile birleştiğinde fotonların hedeften yayıldığı doğrultuların dağılımını gösterir. Bu, ikincil kolimatör bulunmuyorsa, kaynaktan gelen ışın merkez eksenine dik düzlemdeki yön noktalarının yarıçap olasılık dağılımı olarak hesaplanır.

Her 3 dağılımda da ikincil kolimatör boyutundan bağımsızdır yani her parametre için tek dağılım söz konusudur, (16).

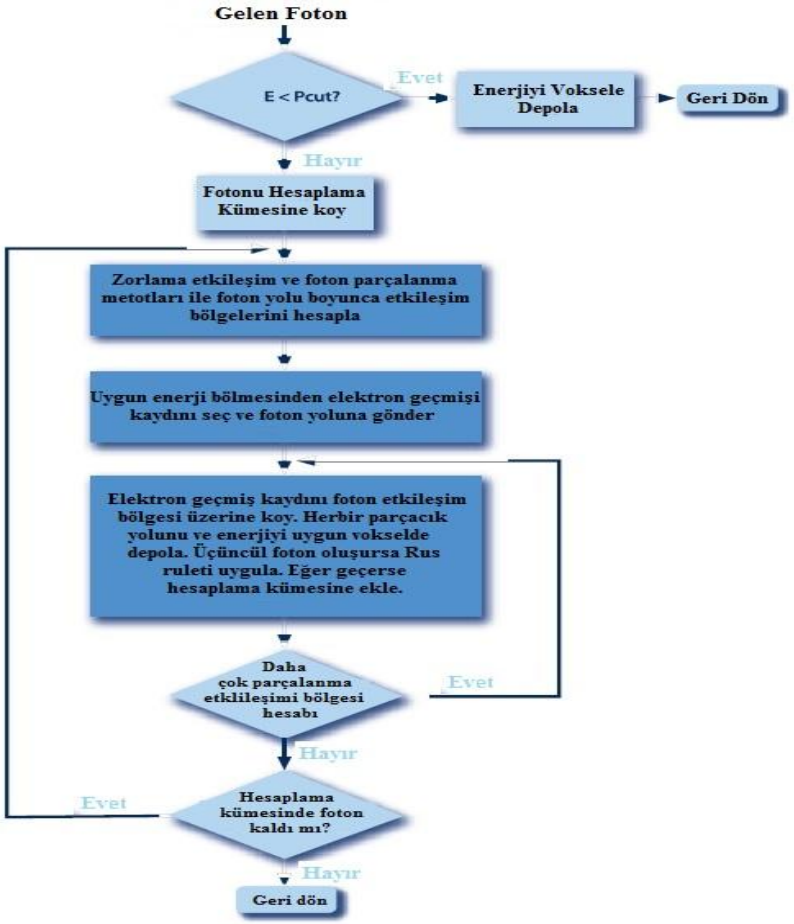
b) Kurulum Parametreleri

Bu adımda yapılan hasta dozunun hesaplanması için kullanılan MC similasyonu parametrelerinin ayarlanmasıdır. Öncelikle bütün BT hacmini kapsayacak şekilde voksellere bölünmüş ilgili BT taramasından bir hasta modeli oluşturulur. Hasta modeli görüntüleme alanını tamamen kapsar ve iki bölümden oluşur; her vokseldeki kütle yoğunluğu ve her vokseldeki materyalin türü. Her iki özellikte kendilerine denk gelen vokseldeki BT numarasından elde edilir. Monte Carlo hesaplamaları stokastiktir. Bu da kesin sonucun eldesi için her bir vokseldeki

rastgele belirsizlik düzeylerinin toplanması anlamına gelmektir. Bu belirsizlik voksel başına daha fazla foton simüle edilerek azaltılabilir. Ayrıca belirsizlik seviyesi ile hesaplama zamanı arasında ters orantı vardır. Böylece hasta modelindeki voksellerin sayısı ile birlikte simüle edilmesi gereken birincil foton sayısı belirlenebilir, (20).

c) Doz Depolama Hesap Döngüsü

Her vokseldeki foton etkileşim olasılığı kütle yoğunluğu ve materyal türüne göre belirlenir. Önceden oluşturulmuş elektron parçaları bir veri kitaplığından seçilir ve foton etkileşim noktasında üst üste bindirilir. Her adımın uzunluğu boyunca uzanan enerji miktarı daha sonra her voksel de bulunan kütle yoğunluğuna göre ölçeklendirilir.



Şekil 4.4.2.1.2. Hastada doz depolama hesabı

Hesaplama verimliliğini arttırmak için çeşitli varyans azaltma teknikleri kullanılır. Bu yöntemler; foton etkileşimi zorlanması ve parçacık bölünmesi, elektron izi tekrarlanması, menzilin reddedilmesi ve Rus ruletini içerir. Algoritmaya dört işlemci üzerinden çoklu okuma yaptırılarak hesaplama hızı daha da iyileştirildi, (20).

d) Görselleştirme

Algoritmanın son basamağı, ortaya çıkan doz dağılımının ve ilgili belirsizlik haritalarının görselleştirilmesidir, (20).

I. Devreye Alma

Kullanıcı 60 mm kon ile suda derin doz ölçümü, tüm kolimatörler için havada output faktörü ve ikincil kolimatör kaldırılarak suda demet profili ölçümü sonuçlarını sisteme girer. Program bu verilerden faydalanarak kaynak modelin üç bileşenini otomatik olarak hesaplar. Bu bileşenler; enerji spektrumu, hedef dağılımı ve akı dağılımıdır. Bu üç dağılım birincil fotonun sırasıyla enerji, orjin ve doğrultusunu örneklendirmek için kullanılır.

Tüm bu düzeltme faktörleri sisteme girildikten sonra kullanıcı her bir kolimatörün doğru MU değeri vermesi için Monte Carlo enerji depolama hesabını normalize etmek için çok yüksek doğrulukta bir hesaplama gerçekleştirir. Bu hesaplama süresi birkaç günü bulabilir fakat devreye alma sırasında sadece bir defa uygulanır, (20).

II. Monte Carlo' yu Tedavi Planlama Sistemine Entegre Etme

Monte Carlo doz hesaplama MultiPlan tedavi planlama sistemine kusursuz bir şekilde entegre edilir. Konturlama bittikten sonra doz hesaplamadaki ilk adım standart Ray Tracing algoritması kullanarak optimize edilmiş bir plan oluşturmaktır. Bu plan daha sonra Monte Carlo hesaplaması kullanılarak yeniden hesaplanır ve değerlendirilir, (20).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

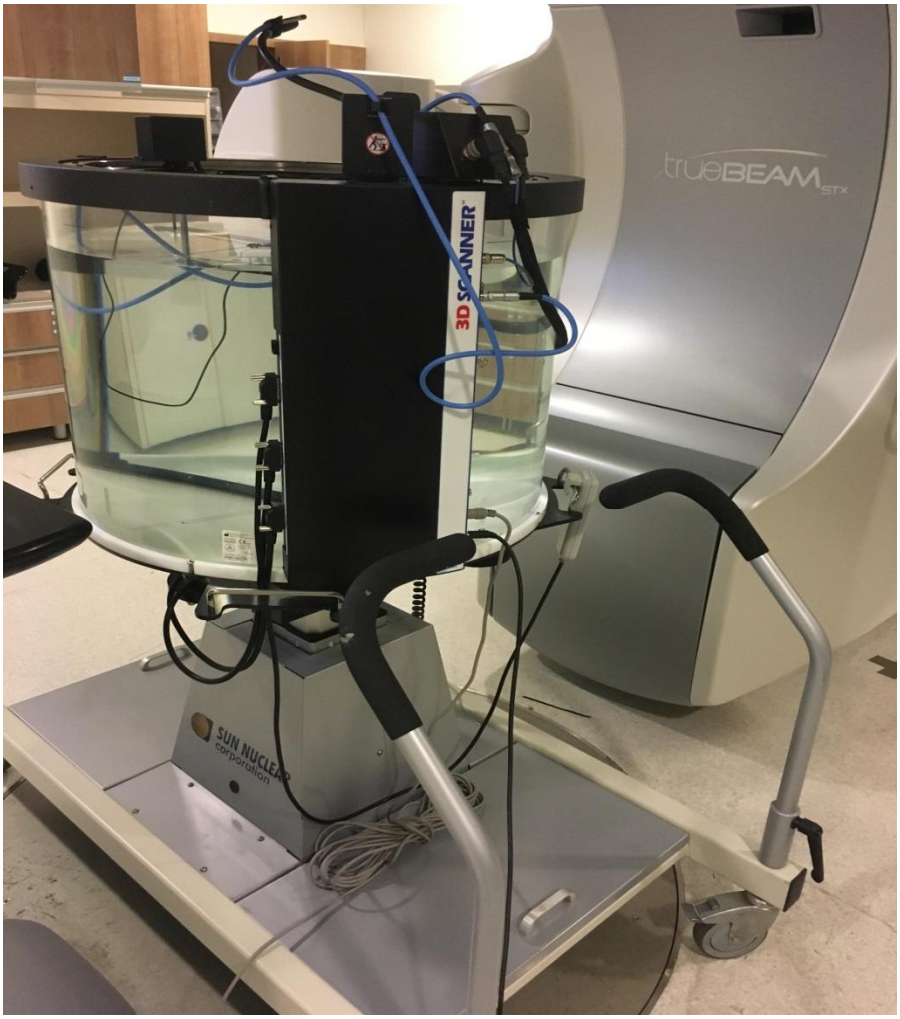
5.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma, Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Medipol Mega Üniversite Hastanesi' nde bulunan aşağıdaki cihazlar kullanılmıştır.

- Su Fantomu
- PTW 60019 Diamond Dedektör
- Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı
- Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
- Accuray CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi
- MultiPlan TPS

5.1.1. Su Fantomu

SunNuclear su fantomu yüksek enerjili radyasyon dozimetrisinde kullanılması amacı ile tasarlanmıştır. Tasarımının silindirik olması sebebi tek bir bar a sahiptir. Bu barın hareketi sayesinde istenilen bütün eksenlerde tarama yapabilir. Ayrıca sistem kurulurken sırası ile çeşitli kurulum testleri yapılır ve bunlar sonucunda sistem otomatik olarak tankı seviyelendirir ve merkezi ayarlar. Bu fantomun en büyük özelliklerinden biride merkezi bulmak için barı değil tankın tabanını hareket ettirmesidir.



Resim 5.1.1. SunNuclear Su Fantomu

Su fantomu 0.1mm konumlandırma doğruluğuna sahiptir ve 65cm tarama mesafesi olduğundan geniş alanları tararken fantomu kaydırmaya gerek yoktur. Ölçüm seçeneği olarak 'Continuous' ve 'Step by Step' olmak üzere 2 seçenek vardır. Dahası ölçüm hızı kullanıcı tarafından ayarlanabilir.

5.1.2. PTW 60019 Diamond Dedektör

Dedektörün tipi sentetik tekli kristal diamond dedektördür. Sudaki absorbe doz ölçümü için kullanılır. 0.004mm^3 lük çok küçük bir nominal hassas hacme sahiptir. Yarıçapı 1mm, kalınlığı ise 1mikrometredir.

Resim 5.1.2. PTW 60019 Diamond Dedektör

MikroDiamond dedektörde diğer dedektörlerden farklı olarak ölçüm öncesi dedektörün yaklaşık 5Gy ışınlanması gerekir. Nominal yanıt 1nC/Gy dir. Dedektöre uygulanması gereken voltaj 0 Volttur. 100Kev ila 25MV foton enerjileri için ölçüm yapılabilir ayrıca elektron ve proton enerjileri içinde ölçüm yapılabilir. Alan boyutu 1x1cm den 40x40 cm' ye kadar ölçüm alınabilir, (22).

5.1.3.Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı

TrueBeam STx sistemi, konvansiyonel ve 3-boyutlu konformal (3D) radyoterapi yanında görüntü eşliğinde radyoterapi ve radyocerrahi (IGRT ve IGRS), yoğunluk ayarlı ark terapi (RapidArc) ve stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) dahil tüm ileri radyoterapi modalitelerinde kullanılabilir. CBCT çekebilen KV ve MV seviyesindeki görüntüleme sistemlerine sahiptir. KV sistemi büyük 1.00mm küçük 0.4mm olmak üzere iki odak noktasına sahip dönen bir anotlu röntgen isini tüpüdür. KV algılayıcılar, SezyumIyodür (Csl) sintilatörü kullanan amorf bir silikon görüntü dedektörü olup 2048x1536 piksele kadar çözünürlüğe ve 40x30cm^2 ‘ lik görüntüleme alanına sahip sahiptir. Benzer şekilde MV dedektörü, Gadalinyum tabanlı sintilatör kullanan amorf silikon bir görüntü dedektörü olup, 1024x768 piksele kadar çözünürlüğe ve 40x30cm^2 ‘ lik görüntüleme alanına sahiptir.

Resim 5.1.3. Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı

Cihazın maksimum alan boyutu çeneler tarafından tanımlanan 40x40 alandır. Truebeam STx cihazı 120 yapraklı high definition multileaf collimator (HDMLC) sisteminden oluşmaktadır. İç taraftaki 32 çift tungsten yaprakların genişliği izomerkezde 2,5mm iken dış kısımda 5mm dir. HDMLC' ler kullanıldığında 40cm genişliğinde ve 22cm uzunluğunda düzensiz şekilli alanlar oluşturulabilir. Cihaz düzleştirici filtreye sahip 6, 10 ve 15MV foton demetlerine, düzleştirici filtresiz (FFF) 6 ve 10 MV foton demetlerine ve 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron demetlerine sahiptir. maksimum doz hızları 6MV FFF foton demetleri için 1400 MU/dk ve 10MV FFF foton demetleri için 2400MU/dk'dır, (23).

5.1.4. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse™ foton, proton ve elektron eksternal tedavi opsiyonlarının yanında düşük doz brakiterapi ve Cobalt radyoterapi tedavi opsiyonlarını içeren kapsamlı bir tedavi planlama sistemidir. Sistem Windows tabanlı bir arayüze sahip olmasından dolayı kullanıcı için kullanımı basittir. Sistem tersten planlama özelliğine sahiptir. Ayrıca tedavi planlaması için 3D Conformal, IMRT ve RapidArc tedavi teknikleri kullanılabilir.

Sistemde PET, MR ve PET-CT görüntüleri ayni anda görüntülenebilmekte ve bunlar füzyon yapılabilmektedir. Bu sayede hedef hacmin ve kritik organların çizimi kolaylaşmaktadır.

Eclipse, doz hesabi için 3D Pencil Beam, AAA ve AXB doz hesaplama algoritmalarını içerir. Foton tedavilerinde AAA ve Acuros® XB, elektron tedavilerinde eMC ve brakiterapi için Acuros® BV doz hesaplama algoritmalarını kullanır, (35). AAA birden fazla yanal yönde foton saçılım çekirdeğini kullanarak, doku heterojenitesini hesaba katar. AXB gelişmiş doz hesaplama algoritması, Doğrusal Boltzmann taşıma denklemini çözerek doğrudan doz hesaplamalardaki heterojenliklerin etkilerini açıkladığından dolayı bir çok çalışmada daha doğru bir doz dağılımı sağladığı gösterilmiştir, (29,30). Bu çalışmada Eclipse™ Treatment Planning System Version 13 (VarianMedicalSystems, Palo Alto, CA) kullanılmıştır.

5.1.5. Accuray CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi

CyberKnife (CK) cihazı stereotaktik radyo cerrahi ve stereotaktik beden radyoterapisi için geliştirilmiş robotik bir tedavi cihazıdır. Bu cihazla görüntü rehberliğinde yüksek doğrulukta stereotaktik tedaviler yapılabilir, (34). CyberKnife cihazı 6D Skull, X-Sight Spine, X-Sight Lung, ve Fiducial tedavi izleme algoritmalarından oluşur. Bunlara yardımcı olarak es zamanlı nefes takibi için Synchrony sistemi kullanılır. Bu takip sistemleri sayesinde robotik kol hastanın hareketine uyumlu olarak hareket ederek tümörün isin bölgesinden çıkmamasını sağlar.

Hastanın tedavi öncesi konumlandırılması için iki adet x isini kaynağı tedavi yatağına 45 derecelik açı ile iki yandan tavana monta edilir. Bu x isini kaynakları ve yerde bulunan amorf silikon dedektörlerinin birlikte kullanılması ile hasta tedavi edileceği konuma getirilir. Bu yöntemle hastanın tedavi esnasında da belirlenen aralıklarla görüntüsü alinarak tedavi doğruluğu sağlanır. Ayrıca robotik cihaza entegre olan, 6 boyutta hareket kabiliyetine sahip yatak hastanın tedavi pozisyona getirilmesinde kullanıcıya çok büyük kolaylık sağlar, (16,17).

Resim 5.1.5. Accuray CyberKnife M6

6MV foton enerjisine ve 1000MU/dak sabit doz hızına sahip lineer hızlandırıcı kısmı tedavi robotunun ucuna bağlıdır. Non-izosentrik ve non-coplanar tedavi uygulayabilme özelliğine sahiptir. Fixed kolimatör, Irıs™ kolimatör ve InCise MLC kolimatör sistemlerine sahiptir. Fixed kolimatör, 5mm ila 60mm boyutları arasında değişen 12 farklı dairesel apertüre sahiptir. Bu sayede tümörün boyutuna göre seçilebilen kolimatör sayesinde daha konformal bir tedavi uygulanabilir. Iris Değişken Apertür Kolimatörü apertürü bilgisayar kontrolünde ayarlanabilen ikinci bir kolimatördür. Iris kolimatörü sabit kolimatörlerle ayni 12 apertürü taklit edebilir. Son olarak eklenen InCise çok yapraklı kolimatör (MLC) opsiyonu, SAD 800 de 115mm x 100,1mm büyüklüğüne kadar klinik şekiller oluşturmak için 2 adet 26 şar tungsten yapraktan oluşur.

Kolimatör seçimine bağlı olarak 102 ila 180 arasında değişen farklı noktadan cihaz isin verebilir ayrıca her bir noktadan 12 farklı açı ile verebilme yeteneği ile ihtimallerin artmasını ve tümörün hedeflenen dozu almasını sağlar. Beden ışınlamalarında MLC kolimatör sistemiyle 102 farklı noktada ışınlama yapabilirken Fixed ve Iris kolimatör sistemleri ile 117 farklı noktada ışınlama yapabilmektedir. Baş ışınlamalarında ise MLC kolimatör sistemiyle 171 farklı noktada ışınlama yapabilirken Fixed ve Iris kolimatör sistemleri ile 180 farklı noktada ışınlama yapabilmektedir, (24).

5.1.6. MultiPlan TPS

MultiPlan tedavi planlama sistemi CyberKnife cihazına özel geliştirilmiş bir sistemdir. Sistem Windows tabanlı olması açısından kullanıcıya birçok kolaylık sağlar. Sistemde plan açabileceğiniz 4 ayrı pencere bulunmaktadır. Yalnız bu pencerelerin sadece birincisinde plan yapılabilmektedir.

Sistemde MR, PET ve PET CT görüntülerini ayni anda açılabilir ve bu görüntüleme yöntemleri füzyon yapılabilir. MultiPlan sistemi ileri ve ters plan yapabilme yeteneğine sahiptir. Ayrıca bu sistem 2 tane hesaplama algoritması içerir. Birincisi Ray-Tracing algoritması ikincisi ise Monte Carlo algoritmasıdır.

5.2. Yöntem

Çalışmamız iki aşamalı olarak planlandı;

İlk olarak su fantomu ve mikrodiamond dedektör kullanılarak yeni bir cihaz kurulumu için Eclipse planlama sistemine girilmesi gereken veriler toplandı. Bu ölçümler sonucunda Eclipse tedavi planlama sisteminde yeni bir TrueBeam STx cihazı kuruldu.

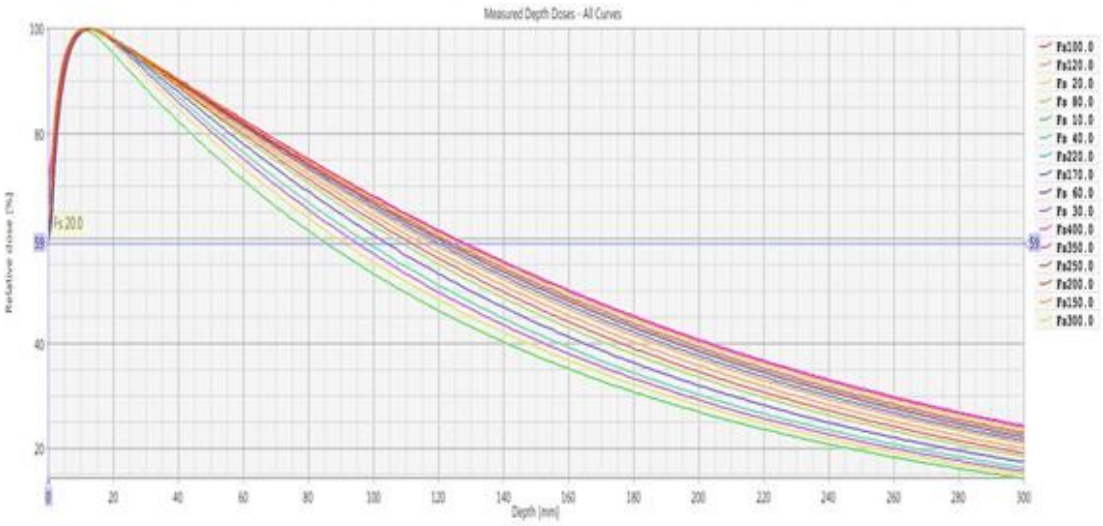
İkinci aşamada ise daha önceden tedavi almış hastalarımız arasından belirli kriterlere göre 10 beyin SRS hastası ve 10 akciğer SBRT hastası seçildi. Bu seçilen hastalara TrueBeam cihazı için Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde AAA ve AcurosXB algoritmaları, CyberKnife cihazı içinde MultiPlan Tedavi Planlama Sisteminde Ray-Tracing ve MonteCarlo algoritmaları kullanılarak plan yapıldı. Sonrasında ise planların doz dağılımları karşılaştırılıp algoritmalar arası farkları ortaya koyuldu.

5.2.1. Cihaz Kurulumu

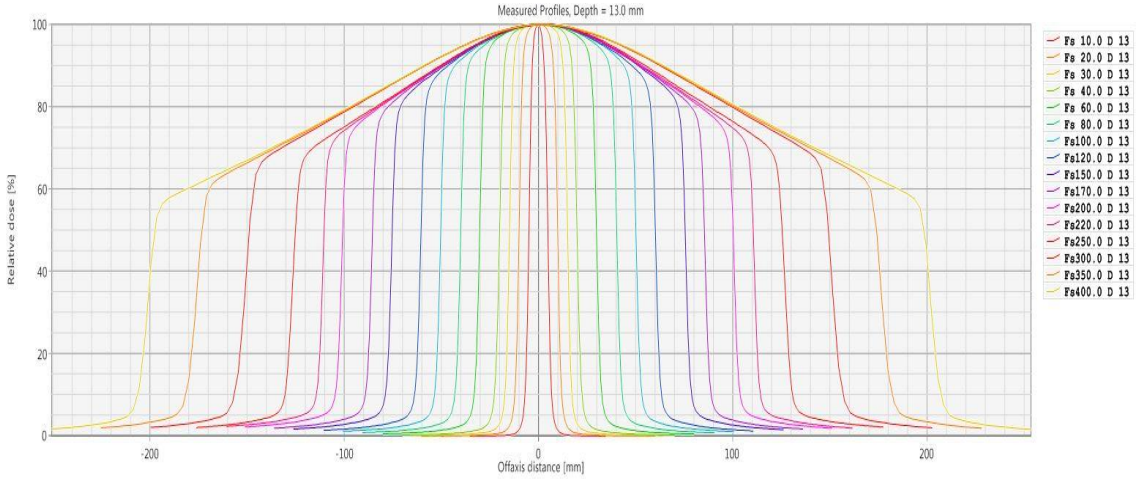
Ölçümler için öncelikle SunNuclear su fantomu kuruldu. Klinikte bulunan Eclipse TPS içerisinde TrueBeam STx 2.0 tedavi cihazı için sanal tedavi cihazı oluşturulup, sadece 6MV (FFF) demet enerjisi için kabul testi ölçümleri gerçekleştirildi. Gerçekleştirilen tüm ölçümler (YDD, profiller, output faktörleri) üretici firma tarafından AAA ve AXB algoritmaları için Eclipse klavuzunda zorunlu tutulan ve önerilen talimara göre elde edildi. SRS ve SBRT üzerine bir çalışma yapılacağı için PTW 60019 MicroDiamond (PTW GmbH, Freiburg, Almanya) dedektör ile ölçüm alındı. SSD:100cm de 6MV(FFF) foton enerjisi için doz hızı 1400 MU/dak seçilerek 16 farklı kolimatör açık alan boyutu için ($1x1cm^2$, $2x2cm^2$, $3x3cm^2$, $4x4cm^2$, $6x6cm^2$, $8x8cm^2$, $10x10cm^2$, $12x12cm^2$, $15x15cm^2$, $17x17cm^2$, $20x20cm^2$, $22x22cm^2$, $25x25cm^2$, $30x30cm^2$, $35x35cm^2$, $40x40cm^2$) 5 farklı derinlikte (1.3cm 5cm 10cm 20cm 30cm) yüzde derin doz (YDD) eğrileri ve profil taramaları yapıldı. Ayrıca diyagonal profil ölçümleri en büyük açık alan boyutu olan

40x40 cm^2 için 1,3 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm ve 30 cm derinliklerde elde edildi. Elde edilen tüm profil ölçümleri için SNC Dosimetry (Sun Nuclear Corp, Florida, ABD) yazılımı içerisinde merkezi eksene normalizasyon ve yumuşatma işlemleri uygulandı.

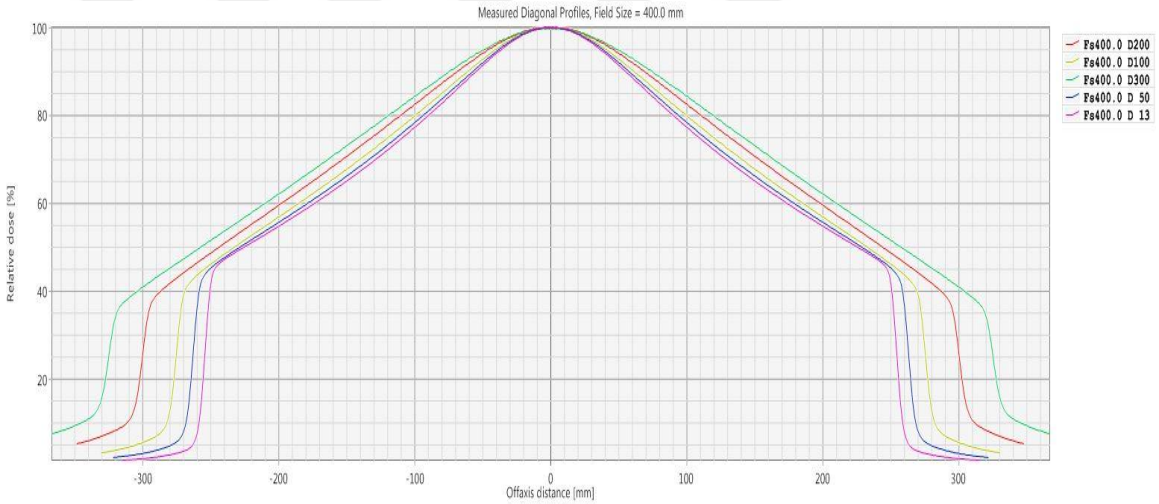
AAA ve Acuros XB doz hesaplama algoritmaları için ayrı ayrı olmak üzere demet verilerinin hesaplatılması amacıyla ölçümleri gerçekleştirilen derin doz eğrileri (en küçük alan boyutu 2x2cm^2), crossline profiller (en küçük alan boyutu 2x2 cm^2), diyagonal profiller (alan boyutu 40x40 cm^2) ve output faktörleri (en küçük alan boyutu 2x2 cm^2) verileri Eclipse TPS içerisine yüklendi. Eclipse foton demetlerinin hesaplatılma sürecinde YDD eğrileri ve profiller için en küçük alan boyutu olarak 2x2 cm^2 alan boyutunda elde edilen verilerin hesaplatılmasına izin vermektedir. Ayrıca Eclipse 1x1 cm^2 'e kadar olan alan boyutları için output faktörlerin sisteme girilmesine izin vermektedir ancak küçük alan belirsizlik göz önünde bulundurularak output faktör değerleride 2x2 cm^2 alan boyutundan başlanarak sisteme girildi.



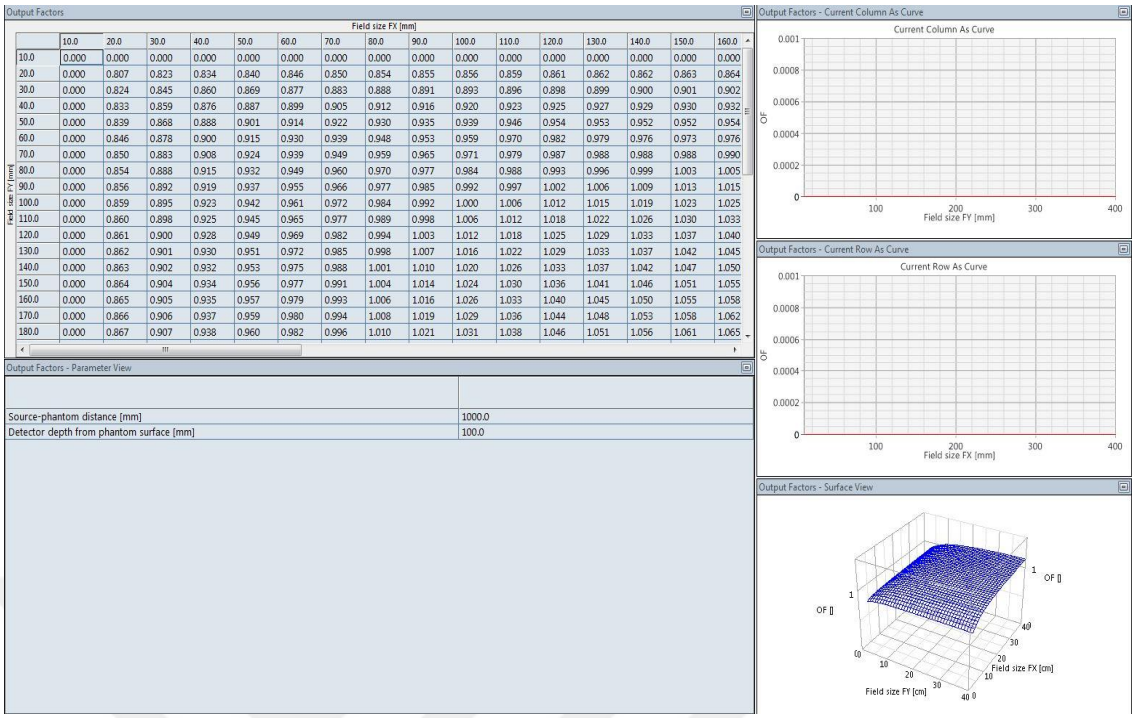
Resim 5.2.1.1. Ölçülerek sisteme girilen Derin Doz Eğrileri



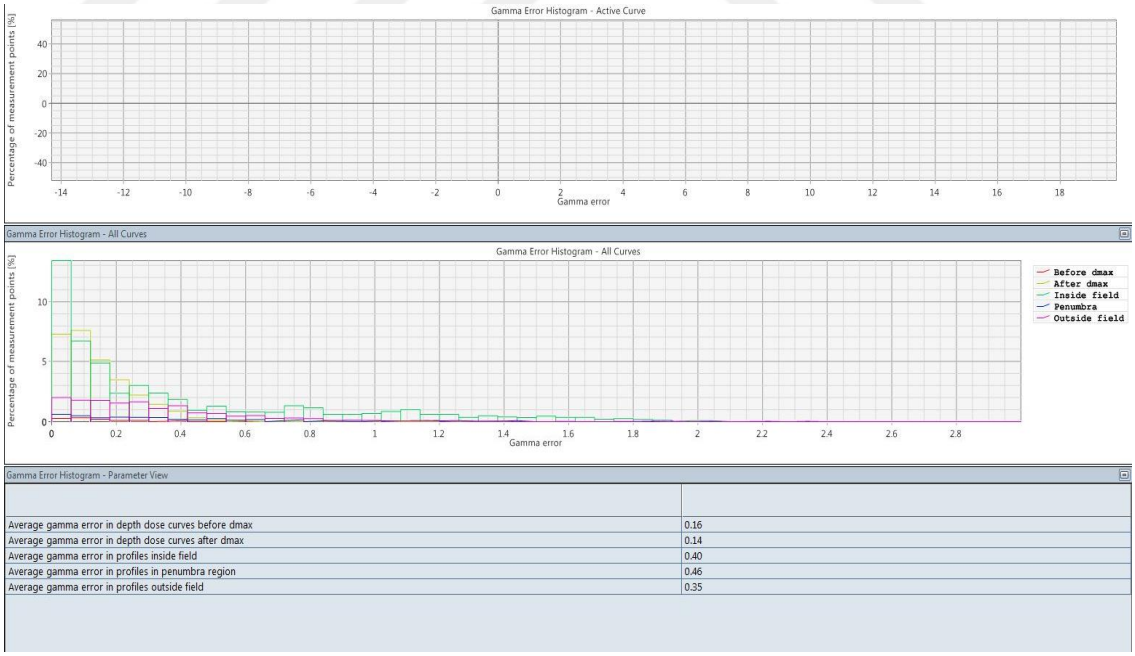
Resim 5.2.1.2. Sisteme girilen Profil ölçüm verileri



Resim 5.2.1.3. Sisteme girilen Diagonal Profil ölçümleri



Resim 5.2.1.4. Sisteme girilen Output ölçüm verileri



Resim 5.2.1.5. Girilen veriler sonucu sistemin yaptığı Avarage Gamma Hata hesabı

5.2.2. Hasta Seçimi

Bu çalışmada daha önce tedavi için Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı ile 1mm aralıkla SRS ve SBRT tedavileri için görüntüleri çekilen 10 adet akciğer ve 10 adet beyin hastası seçildi. Bu hastalardan akciğer hastalarının tümörleri heterojen bölgeyi beyin hastalarının tümörleri ise homojen bölgeyi temsil edecek şekilde belirlendi.

Tablo 5.2.2.1. Beyin hastalarının tümör boyutları (cc)

BEYİN	**KÜÇÜK**	**ORTA**	**BÜYÜK**
1.HASTA	7,99	12,76	26,78
2.HASTA	6,41	11,09	22,35
3.HASTA	5,29	11,19	23,31
4.HASTA	5,33	11,23	24,62
5.HASTA	4,79	13,00	27,29
6.HASTA	5,74	17,71	25,67
7.HASTA	5,28	13,99	28,74
8.HASTA	6,41	13,06	28,56
9.HASTA	4,63	13,31	23,54
10.HASTA	5,97	15,55	29,17

Tablo 5.2.2.2. Akciğer hastalarının tümör boyutları (cc)

AKCİĞER	KÜÇÜK	ORTA	BÜYÜK
1.HASTA	7,69	27,27	56,51
2.HASTA	7,60	26,79	65,83
3.HASTA	9,05	27,02	62,70
4.HASTA	5,29	24,10	59,47
5.HASTA	8,38	24,41	60,93
6.HASTA	9,84	22,35	55,72
7.HASTA	4,67	22,38	60,66
8.HASTA	6,47	21,10	60,13
9.HASTA	4,96	23,76	56,66
10.HASTA	4,61	22,17	66,34

Hedef hacim ve kritik organlar ICRU 62 raporuna göre radyasyon onkoloğu ve dozimetrist tarafından konturlandı, (33). Akciğer hastalarında mevcut olan 10cc den küçük PTV hacimlerin üzerine marj verilerek 20cc-30cc arası orta boyutta tümörler ve yine marj verilerek 50cc-60cc arası büyük boy tümörler elde edildi. Beyin hastalarında ise küçük tümörler 10cc' den küçük, orta boy tümörler 10cc ile 20cc arasında, büyük boy tümörler ise 20cc ile 30cc arasında bir hacme sahip olacak şekilde belirlendi.

5.2.3.Tedavi Planlarının Oluşturulması

Konturlama işlemi tamamlandıktan sonra oluşturulan her bir PTV hacmi için ayrı ayrı tedavi planları hazırlandı. Tüm beyin planlarında Vmat tekniği kullanılarak tek fraksiyonluk SRS planları, akciğer planlarında ise yine Vmat tekniği kullanılarak üç fraksiyonluk SBRT planları hazırlandı.

İki farklı anatomik bölgede belirlenen toplamdaki 20 hastanın her biri için AAA, AcurosXB, Ray-Tracing ve Monta Carlo algoritmaları kullanılarak planlar yapıldı. Reçete doz, beyin hastaları için 1x1700 cGy, akciğer hastaları için ise 3x1800 cGy belirlendi. Hedef hacimlere doz vermeye çalışılırken kritik organ dozları da dikkate alındı. Doz konformasyonunu maksimize etmek için ters planlama modülü kullanıldı.

Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde, AAA ve AcurosXB algoritması ile tüm hastalar için yapılan planlarda çift coplaner partial ark kullanıldı. Ayrıca enerji olarak 6MV FFF foton ışınları ve doz hızı olarak 1400 MU/dk kullanıldı. Bütün planlar için intermediate doz hesabı yapıldı. Normalizasyon değeri, oluşturulan tüm planlarda GTV' nin %95' inin tanımlanan dozun %100' ünü almasını sağlayacak şekilde yapıldı. PTV' nin aldığı minimum dozun reçete dozunun %95' inden az olmaması ve PTV' nin aldığı maksimum dozun ise reçete dozunun %130' undan fazla olmaması sağlandı. Hesaplama grid büyüklüğü başlangıçta 0.25cm en son hesapta ise 0.1cm olarak tercih edildi çünkü yapılan çalışmalar hem AAA hem de AXB algoritmaları için 0.1cm grid büyüklüğünün doz doğruluğunu önemli miktarda arttırdığını göstermiştir. Bu hesaplama sonucu çıkan planlar belirlenen kriterlere göre değerlendirildi, (25,26).

MutiPlan TPS' de, akciğer hastaları için yapılan planlarda X-Sight Akciğer izleme algoritması ve Sequential optimizasyonu kullanıldı. Beyin hastaları için yapılan planlarda ise 6D Kafatası izleme algoritması ve yine Sequential optimizasyonu kullanıldı. Beyin ve akciğer hastalarındaki üç farklı boyuttaki tümörlerin her biri öncelikle MC algoritmasında planlandı. Hesaplanan bu planlar optimizasyona sokulmadan sadece yeniden RAT algoritması ile hesaplatıldı. Ayrıca tüm hastalar için sadece Ray Tracing algoritması kullanılarak üçüncü bir plan yapıldı. Böylelikle aynı tümör boyutuna ait MC, RAT ve MC→RAT olmak üzere üç farklı plan elde edildi.

Oluşturulan planlarda tümör boyutuna uygun olarak seçilen sabit kolimatörler her hasta için benzer şekilde kullanıldı. MultiPlan TPS planları 6 MV FFF foton enerjisine ve 1000 MU/dk olan doz hızına göre hazırlandı. Plan normalizasyonu oluşturulan tüm planlarda PTV'nin %95' inin tanımlanan dozun %100' ünü almasını sağlayacak şekilde yapıldı. RAT ve MC ile yapılan tüm planlar yüksek çözünürlükte hesaplatılıp bu hesap sonucu elde edilen veriler üzerinden planlar değerlendirildi.

5.2.4. Tedavi Planlarını Karşılaştırma Kriterleri

Bu çalışmada yapılan tüm planlarda GTV' nin %100' ü reçete edilen dozu alacak ve PTV' nin en az %95' i yine reçete edilen dozu kapsayacak şekilde normalize edildi. Eclipse TPS ve MultiPlan TPS ile yapılan planlar ait veriler doz hacim histogramından ve plan sonucu verilerinden bakılarak kaydedildi.

Beyin hastalarının plan kalitesini değerlendirmek için ise Paddick formülüne göre hesaplanan konformalite index (CI) verileri kullanıldı, (27). Ayrıca gradiyent index (GI) verileri de hesaplanıp tablo haline getirildi.

$$GI = \frac{D_{50\%}}{D_{100\%}} \qquad CI = \frac{(V_{PTV} \cap V_{\%100})^2}{V_{PTV} \times V_{\%100}}$$

Akciğer hastalarının plan değerlendirilmesinde ise aşağıda tablo halinde verilen RTOG 0813 kriterleri göz önünde bulunduruldu.

Tablo 5.2.4. RTOG0813 plan kriterleri

PTV VOLUME (cc)	Ratio of prescription Isodose Volume to the PTV Volume		Ratio of 50% prescription Isodose Volume to the PTV Volume, R50		Maximum Dose (in % of dose prescribed) 2 cm from PTV in any Direction, D2cm (%)		Percent of Lung receiving 20 Gy Total or More V20%	
	Deviation		Deviation		Deviation		Deviation	
	None	Minor	None	Minor	None	Minor	None	Minor
1.8	1.2	1.5	5.9	7.5	50	57	10	15
3.8	1.2	1.5	5.5	6.5	50	57	10	15
7.4	1.2	1.5	5.1	6.0	50	58	10	15
13.2	1.2	1.5	4.7	5.8	50	58	10	15
22	**1.2**	**1.5**	**4.5**	**5.5**	**54**	**63**	**10**	**15**
34	1.2	1.5	4.3	5.3	58	68	10	15
50	1.2	1.5	4.0	5.0	62	77	10	15
70	1.2	1.5	3.5	4.8	66	86	10	15
95	1.2	1.5	3.3	4.4	70	89	10	15
126	1.2	1.5	3.1	4.0	73	91	10	15
163	1.2	1.5	2.9	3.7	77	94	10	15

6. BULGULAR

6.1. Tedavi Planlama Sistemlerinde Yapılan Planların Dozimetrik Değerlendirilmesi

Eclipse ve MultiPlan tedavi planlama sistemlerinde yapılan bütün planlarda GTV 'nin reçete edilen dozun %100 'ünü ve PTV 'nin reçete edilen dozun %95 'ini alması sağlandı. Bu kriterler sağlanırken tüm planlarda kritik organ dozları kabul edilen değerlerin altında tutuldu.

Eclipse ve MultiPlan tedavi planlama sistemlerinde yapılan beyin hastalarındaki hedef volümlere ait CI (Conformity Index), GI (Gradient Index) ve MU (Toplam MU) değerleri ve sadece MultiPlan TPS 'de yapılan planlara ait tedavi zamanları karşılaştırıldı. Bu değerler Tablo 6.1.1 - 6.1.21. 'de gösterildi.

Eclipse ve MultiPlan tedavi planlama sistemlerinde yapılan akciğer hastalarında ise RTOG0813 'de belirtilen dört kriter ve MU (toplam MU) değerleri ve sadece MultiPlan TPS 'de yapılan planlara ait tedavi zamanları karşılaştırıldı. Bu değerler Tablo 6.1.22. - 6.1.54. 'de gösterildi.

Tablolarda MC ile verilen değerler Monte Carlo plan sonuçlarını RAT ile verilen değerler Ray-Tracing plan sonuçlarını MC→RAT ile verilen değerler ise MC ile yapılan planların sadece RAT ile yeniden hesaplanması sonucu elde edilen verileri göstermektedir.

Akciğer hastalarına ait tablolarda koyu renk ile belirtilmiş olan değerler RTOG 0813 'de bulunan kriterlerlere göre None ve Minor 'ün her ikisi içinde kriterin sağlanamadığını göstermektedir.

Tablo 6.1.1. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	CI		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	0.92	0.93	1.07
HASTA 2	0.91	0.92	1.08
HASTA 3	0.92	0.93	1.07
HASTA 4	0.92	0.92	0
HASTA 5	0.93	0.93	0
HASTA 6	0.93	0.93	0
HASTA 7	0.93	0.93	0
HASTA 8	0.91	0.91	0
HASTA 9	0.92	0.93	1.07
HASTA 10	0.92	0.92	0

Tablo 6.1.2. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	GI		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	3.12	3.15	0.95
HASTA 2	3.12	3.14	0.63
HASTA 3	3.08	3.16	2.53
HASTA 4	3.01	3.06	1.63
HASTA 5	3.08	3.12	1.28
HASTA 6	3.09	3.14	1.59
HASTA 7	3.06	3.11	1.60
HASTA 8	3.04	3.11	2.25
HASTA 9	2.99	3.07	2.60
HASTA 10	3.11	3.15	1.26

Tablo 6.1.3. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	3675	3735	1.60
HASTA 2	4387	4631	5.26
HASTA 3	3747	3728	0.50
HASTA 4	3349	3637	7.91
HASTA 5	3844	3845	0.02
HASTA 6	3856	3742	3.04
HASTA 7	3297	3658	9.86
HASTA 8	3758	3777	0.50
HASTA 9	3803	3872	1.78
HASTA 10	3854	3601	7.02

Tablo 6.1.4. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	CI		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	0.91	0.91	0
HASTA 2	0.91	0.91	0
HASTA 3	0.91	0.91	0
HASTA 4	0.91	0.91	0
HASTA 5	0.91	0.92	1.08
HASTA 6	0.92	0.93	1.07
HASTA 7	0.90	0.92	2.17
HASTA 8	0.89	0.89	0
HASTA 9	0.91	0.91	0
HASTA 10	0.91	0.91	0

Tablo 6.1.5. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	GI		% FARK
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	3.17	3.14	0.95
HASTA 2	3.18	3.18	0
HASTA 3	3.20	3.21	0.31
HASTA 4	3.16	3.21	1.55
HASTA 5	3.16	3.13	0.95
HASTA 6	3.11	3.09	0.64
HASTA 7	3.13	3.12	0.32
HASTA 8	3.14	3.13	0.31
HASTA 9	3.12	3.16	1.26
HASTA 10	3.12	3.16	1.26

Tablo 6.1.6. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU		% FARK
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	3485	3044	14.48
HASTA 2	3522	3860	8.75
HASTA 3	4582	4774	4.02
HASTA 4	3920	4017	2.41
HASTA 5	4833	4608	4.88
HASTA 6	4054	4022	0.79
HASTA 7	4015	3646	10.12
HASTA 8	3985	3976	0.22
HASTA 9	3730	3713	0.45
HASTA 10	3974	3743	6.17

Tablo 6.1.7. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.

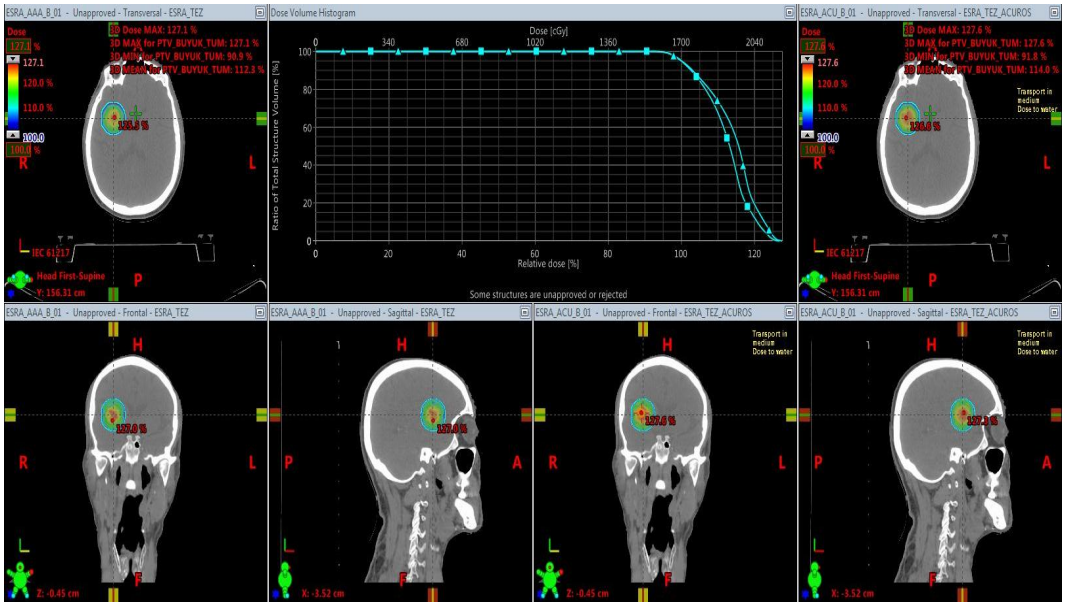
	CI		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	0.92	0.91	1.09
HASTA 2	0.89	0.89	0
HASTA 3	0.87	0.90	3.33
HASTA 4	0.92	0.92	0
HASTA 5	0.89	0.89	0
HASTA 6	0.91	0.91	0
HASTA 7	0.88	0.88	0
HASTA 8	0.89	0.87	2.29
HASTA 9	0.91	0.91	0
HASTA 10	0.88	0.90	2.22

Tablo 6.1.8. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.

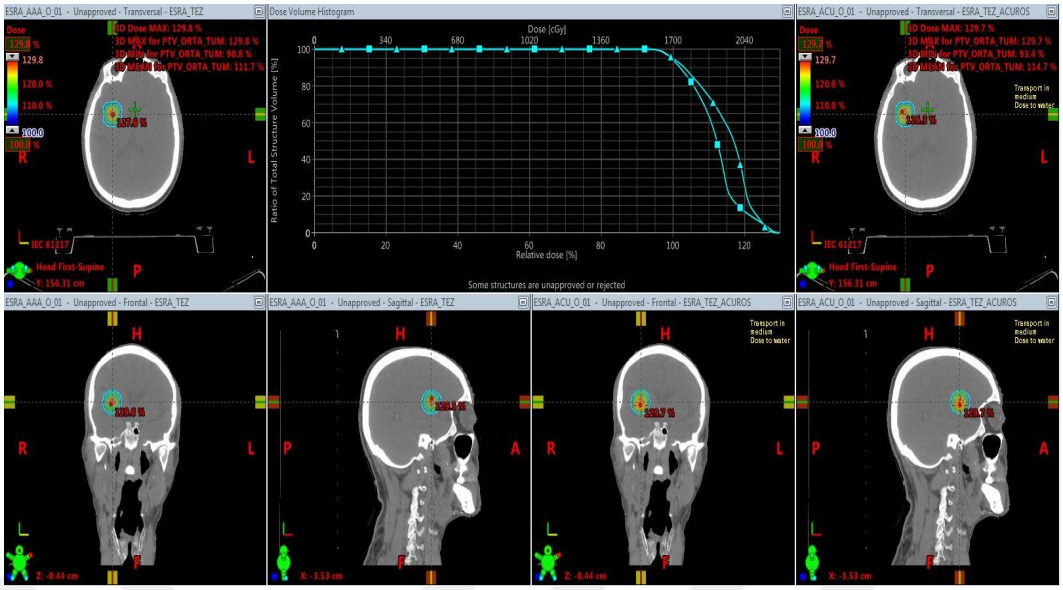
	GI		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	3.26	3.19	2.19
HASTA 2	3.25	3.32	2.10
HASTA 3	3.40	3.38	0.59
HASTA 4	3.35	3.39	1.17
HASTA 5	3.31	3.34	0.89
HASTA 6	3.25	3.25	0
HASTA 7	3.35	3.35	0
HASTA 8	3.25	3.25	0
HASTA 9	3.38	3.45	2.02
HASTA 10	3.25	3.31	1.81

Tablo 6.1.9. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

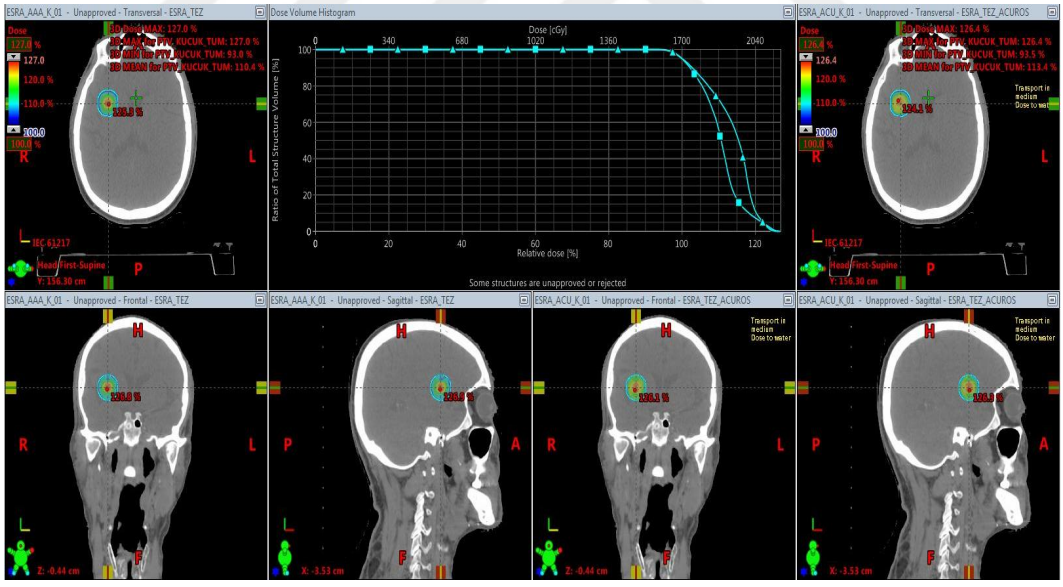
	TOPLAM MU		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	3864	3950	2.17
HASTA 2	3655	4053	9.81
HASTA 3	3614	3994	9.51
HASTA 4	3854	3483	10.65
HASTA 5	4112	4023	2.21
HASTA 6	4147	4366	5.01
HASTA 7	3967	3953	0.35
HASTA 8	3692	4098	9.90
HASTA 9	3736	3569	4.67
HASTA 10	3982	3524	12.99



Resim 6.1.1. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB büyük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.2. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB orta tümör boyutuna sahip hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.3. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB küçük tümör boyutuna sahip hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması

Tablo 6.1.10. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	CI			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	0.87	0.88	0.93	1.13	5.68
HASTA 2	0.86	0.86	0.91	0	5.81
HASTA 3	0.86	0.87	0.93	1.14	6.89
HASTA 4	0.87	0.87	0.92	0	5.74
HASTA 5	0.88	0.88	0.92	0	4.54
HASTA 6	0.86	0.87	0.92	1.14	5.74
HASTA 7	0.88	0.88	0.92	0	4.54
HASTA 8	0.85	0.86	0.91	1.16	5.81
HASTA 9	0.87	0.87	0.91	0	4.59
HASTA 10	0.86	0.86	0.92	0	6.97

Tablo 6.1.11. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	GI			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	3.28	3.02	3.10	8.60	2.65
HASTA 2	3.19	3.21	3.33	0.62	3.74
HASTA 3	3.01	3.04	3.18	0.99	4.61
HASTA 4	3.11	3.14	3.17	0.96	0.96
HASTA 5	3.02	3.06	3.08	1.31	0.65
HASTA 6	2.97	2.98	3.07	0.34	3.02
HASTA 7	2.98	2.99	3.03	0.33	1.34
HASTA 8	2.87	2.89	3.05	0.69	5.54
HASTA 9	3.06	3.06	3.17	0	3.59
HASTA 10	2.98	2.99	3.09	0.33	3.34

Tablo 6.1.12. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.

	TEDAVİ ZAMANI (Dakika)			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	40	40	41	0	2.50
HASTA 2	36	35	38	2.86	8.57
HASTA 3	35	35	37	0	5.71
HASTA 4	36	36	38	0	5.56
HASTA 5	32	32	37	0	15.63
HASTA 6	35	35	35	0	0
HASTA 7	35	35	41	0	17.14
HASTA 8	40	40	41	0	2.50
HASTA 9	35	35	35	0	0
HASTA 10	36	35	42	2.86	20.0

Tablo 6.1.13. Büyük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	6929	6797	6767	1.94	0.44
HASTA 2	6258	6167	6162	1.48	0.08
HASTA 3	6227	6102	6138	2.05	0.59
HASTA 4	6498	6370	6451	2.01	1.27
HASTA 5	6654	6517	6656	2.10	2.13
HASTA 6	6509	6396	6363	1.77	0.52
HASTA 7	7029	6919	6676	1.59	3.51
HASTA 8	7058	6959	6880	1.42	1.14
HASTA 9	6208	6126	6120	1.34	0.10
HASTA 10	7113	7018	6942	1.35	1.08

Tablo 6.1.14. : Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	CI			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	0.84	0.85	0.91	1.18	7.06
HASTA 2	0.83	0.83	0.90	0	8.43
HASTA 3	0.84	0.84	0.90	0	7.14
HASTA 4	0.83	0.83	0.91	0	9.64
HASTA 5	0.85	0.85	0.91	0	7.06
HASTA 6	0.85	0.85	0.91	0	7.06
HASTA 7	0.84	0.84	0.90	0	7.14
HASTA 8	0.81	0.81	0.90	0	11.11
HASTA 9	0.84	0.85	0.90	1.18	5.88
HASTA 10	0.84	0.84	0.90	0	7.14

Tablo 6.1.15. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	GI			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	3.31	3.09	3.25	7.12	5.18
HASTA 2	3.45	3.52	3.55	1.99	0.85
HASTA 3	3.27	3.32	3.39	1.51	2.11
HASTA 4	3.34	3.39	3.57	1.47	5.31
HASTA 5	3.20	3.23	3.43	0.93	6.19
HASTA 6	3.24	3.21	3.34	0.93	4.05
HASTA 7	3.22	3.24	3.33	0.62	2.78
HASTA 8	3.20	3.25	3.41	1.54	4.92
HASTA 9	3.28	3.29	3.27	0.30	0.61
HASTA 10	3.01	3.04	3.13	0.99	2.96

Tablo 6.1.16. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.

	TEDAVİ ZAMANI (Dakika)			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	36	36	33	0	8.33
HASTA 2	30	30	31	0	3.33
HASTA 3	29	29	30	0	3.45
HASTA 4	30	30	31	0	3.33
HASTA 5	30	30	32	0	6.67
HASTA 6	33	34	36	2.94	5.88
HASTA 7	31	31	33	0	6.45
HASTA 8	30	31	34	3.23	9.68
HASTA 9	32	32	35	0	9.38
HASTA 10	34	34	38	0	11.76

Tablo 6.1.17. Orta tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	7459	7345	6879	1.55	6.34
HASTA 2	6505	6427	6351	1.21	1.18
HASTA 3	6348	6264	6230	1.34	0.54
HASTA 4	6546	6467	6303	1.22	2.54
HASTA 5	6918	6846	6861	1.05	0.22
HASTA 6	7905	7797	7741	1.39	0.72
HASTA 7	7142	7082	7051	0.85	0.44
HASTA 8	7270	7224	7071	0.64	2.12
HASTA 9	6823	6782	6739	0.60	0.63
HASTA 10	7509	7471	7411	0.51	0.80

Tablo 6.1.18. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının CI (Conformity Index) kriterine göre karşılaştırılması.

	CI			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	0.81	0.81	0.90	0	11.11
HASTA 2	0.80	0.80	0.87	0	8.75
HASTA 3	0.80	0.81	0.87	1.23	7.41
HASTA 4	0.80	0.81	0.88	1.23	8.64
HASTA 5	0.81	0.81	0.88	0	8.64
HASTA 6	0.82	0.81	0.88	1.23	8.64
HASTA 7	0.80	0.80	0.87	0	8.75
HASTA 8	0.79	0.78	0.87	1.28	11.54
HASTA 9	0.80	0.81	0.87	1.23	7.41
HASTA 10	0.79	0.81	0.86	2.47	6.17

Tablo 6.1.19. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının GI (Gradient Index) kriterine göre karşılaştırılması.

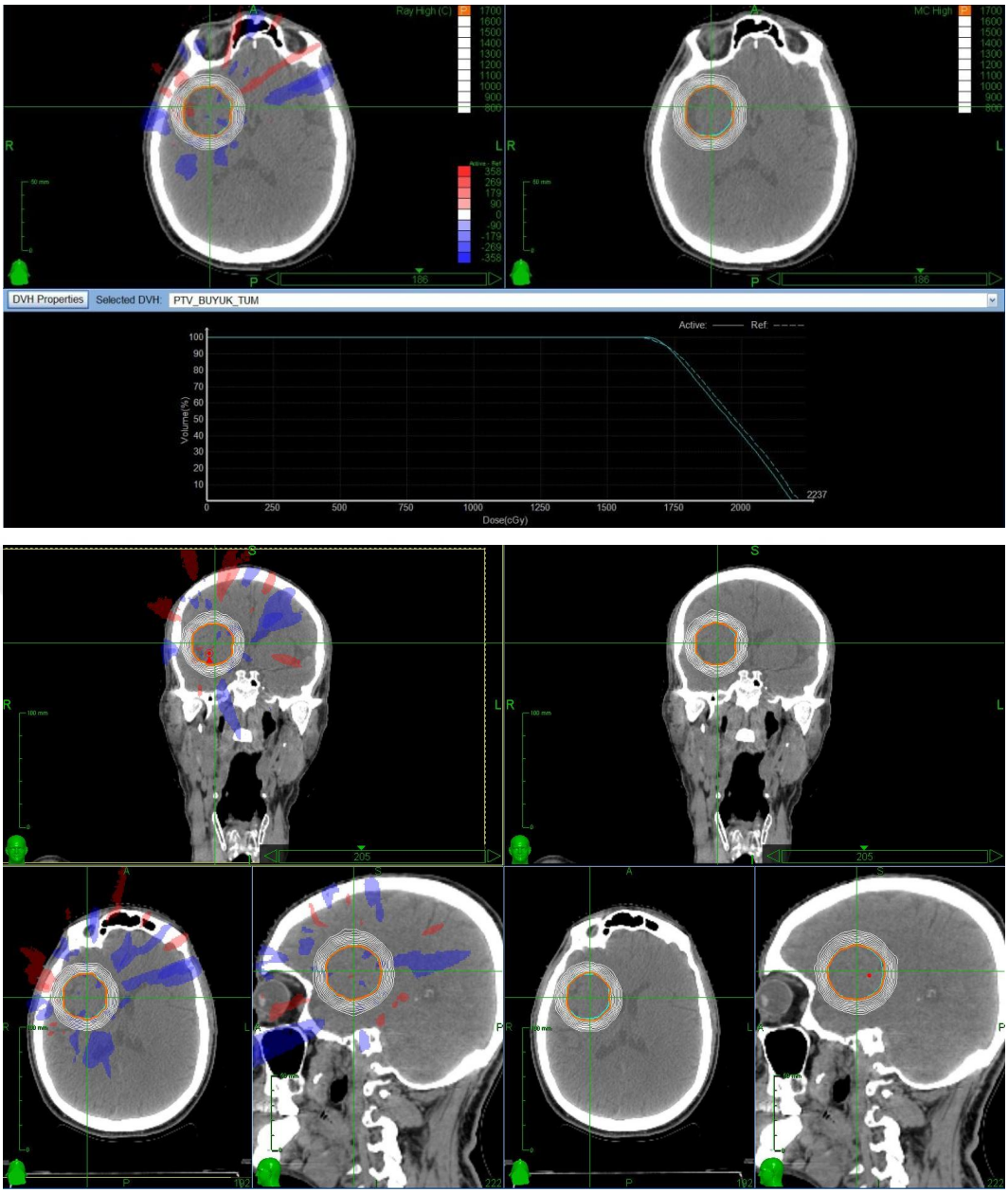
	GI			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	3.21	3.31	3.36	3.02	1.51
HASTA 2	3.46	3.51	3.63	1.42	3.42
HASTA 3	3.39	3.47	3.66	2.31	5.48
HASTA 4	3.57	3.64	3.88	1.92	6.59
HASTA 5	3.58	3.65	3.84	1.92	5.21
HASTA 6	3.52	3.55	3.57	0.85	0.56
HASTA 7	3.51	3.55	3.77	1.13	6.20
HASTA 8	3.39	3.44	3.62	1.45	5.23
HASTA 9	3.10	3.17	3.32	2.21	4.73
HASTA 10	3.26	3.35	3.50	2.69	4.48

Tablo 6.1.20. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.

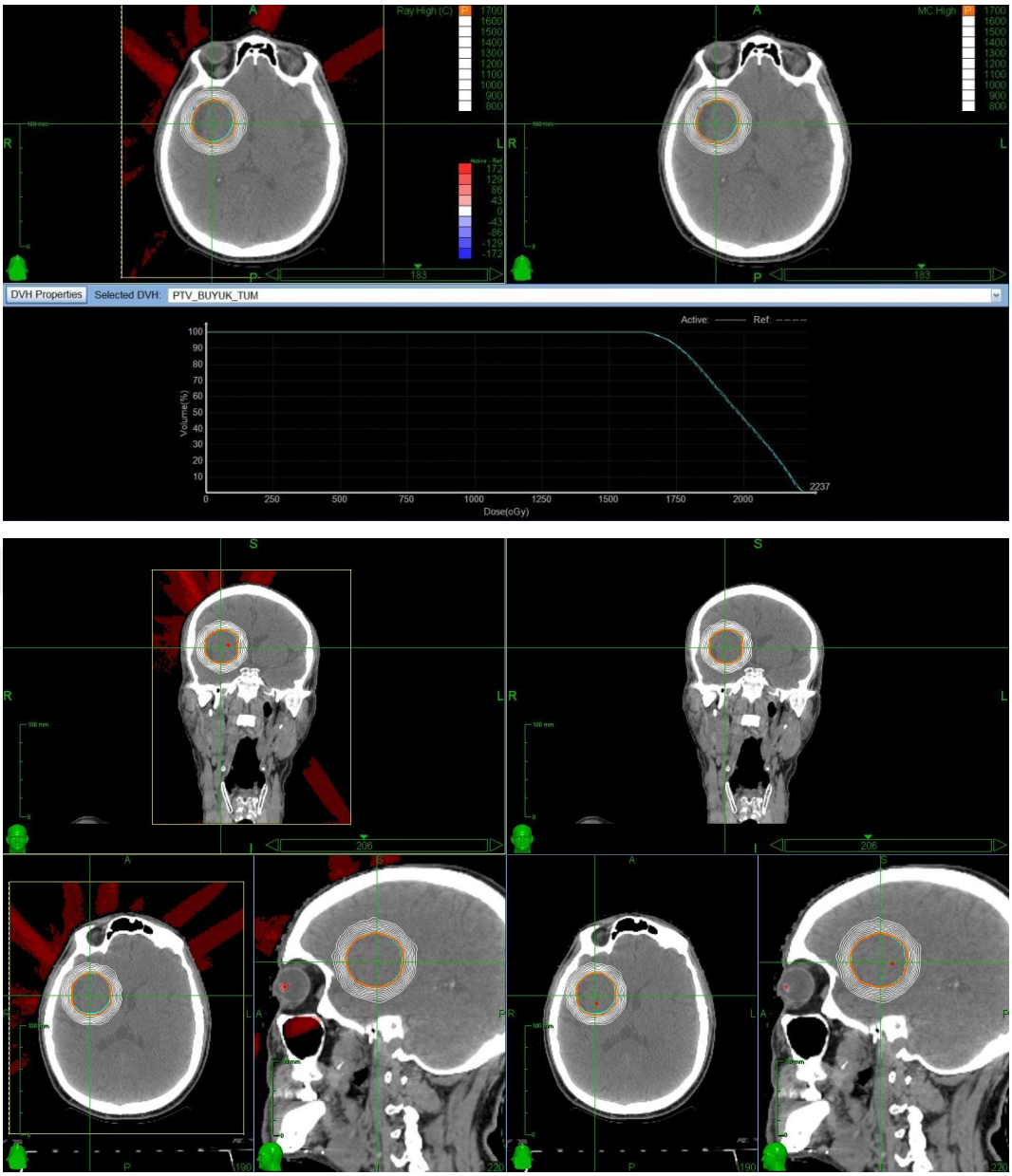
	TEDAVİ ZAMANI (Dakika)			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	25	26	32	3.85	23.08
HASTA 2	28	28	29	0	3.57
HASTA 3	26	25	26	4.00	4.00
HASTA 4	26	25	26	4.00	4.00
HASTA 5	25	25	28	0	12.0
HASTA 6	28	28	28	0	0
HASTA 7	26	26	26	0	0
HASTA 8	29	29	32	0	10.34
HASTA 9	28	28	31	0	10.71
HASTA 10	28	27	32	3.70	18.52

Tablo 6.1.21. Küçük tümör boyutuna sahip beyin hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

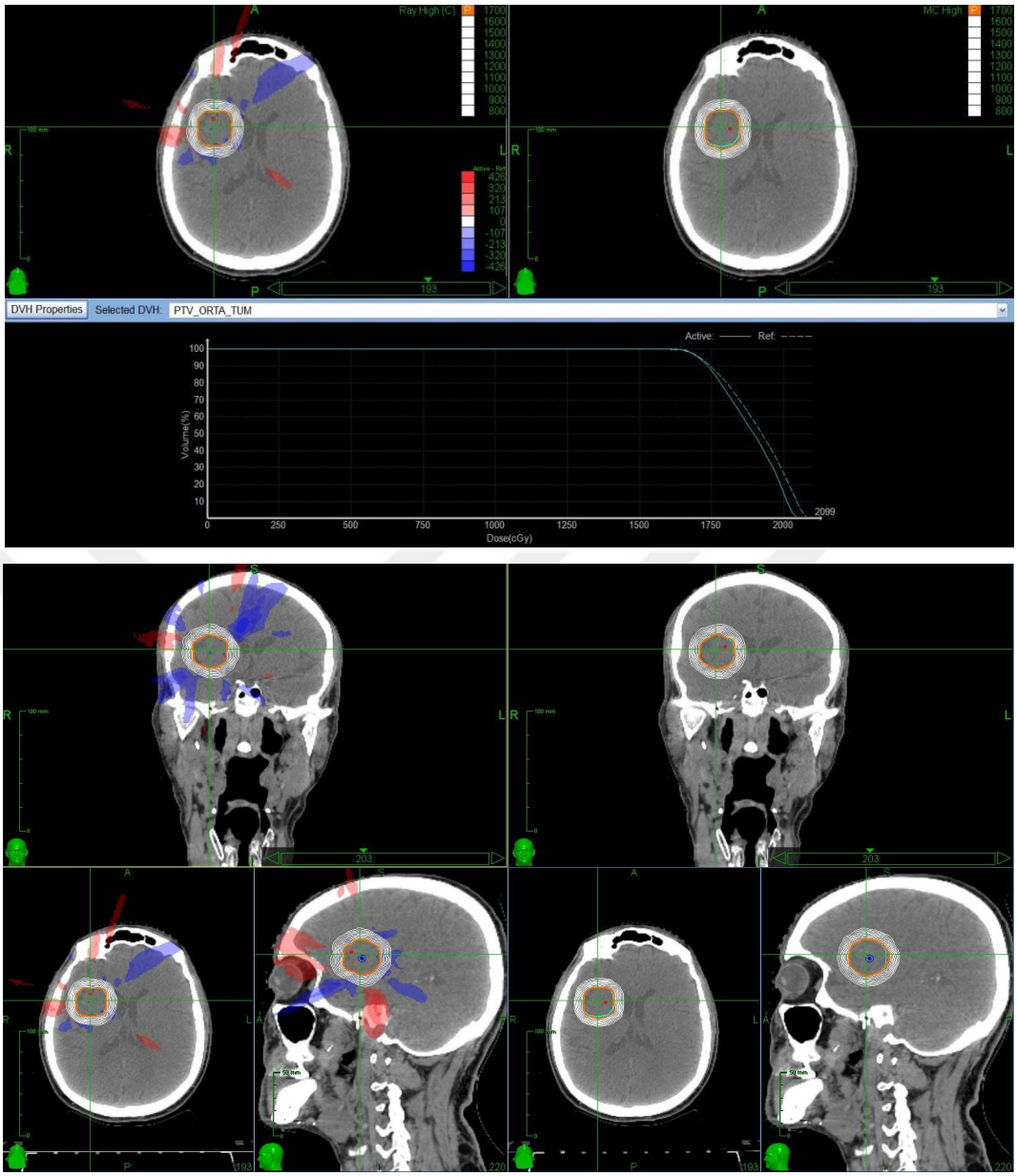
	TOPLAM MU			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	8338	8442	8798	1.23	4.22
HASTA 2	8441	8296	8333	1.75	0.45
HASTA 3	7326	7149	7414	2.48	3.71
HASTA 4	7518	7338	7343	2.45	0.07
HASTA 5	7047	6891	7185	2.26	4.27
HASTA 6	7890	7770	7629	1.54	1.81
HASTA 7	7499	7360	7369	1.89	0.12
HASTA 8	8497	8374	8251	1.47	1.47
HASTA 9	8608	8378	8478	2.75	1.19
HASTA 10	7781	7621	7898	2.10	3.61



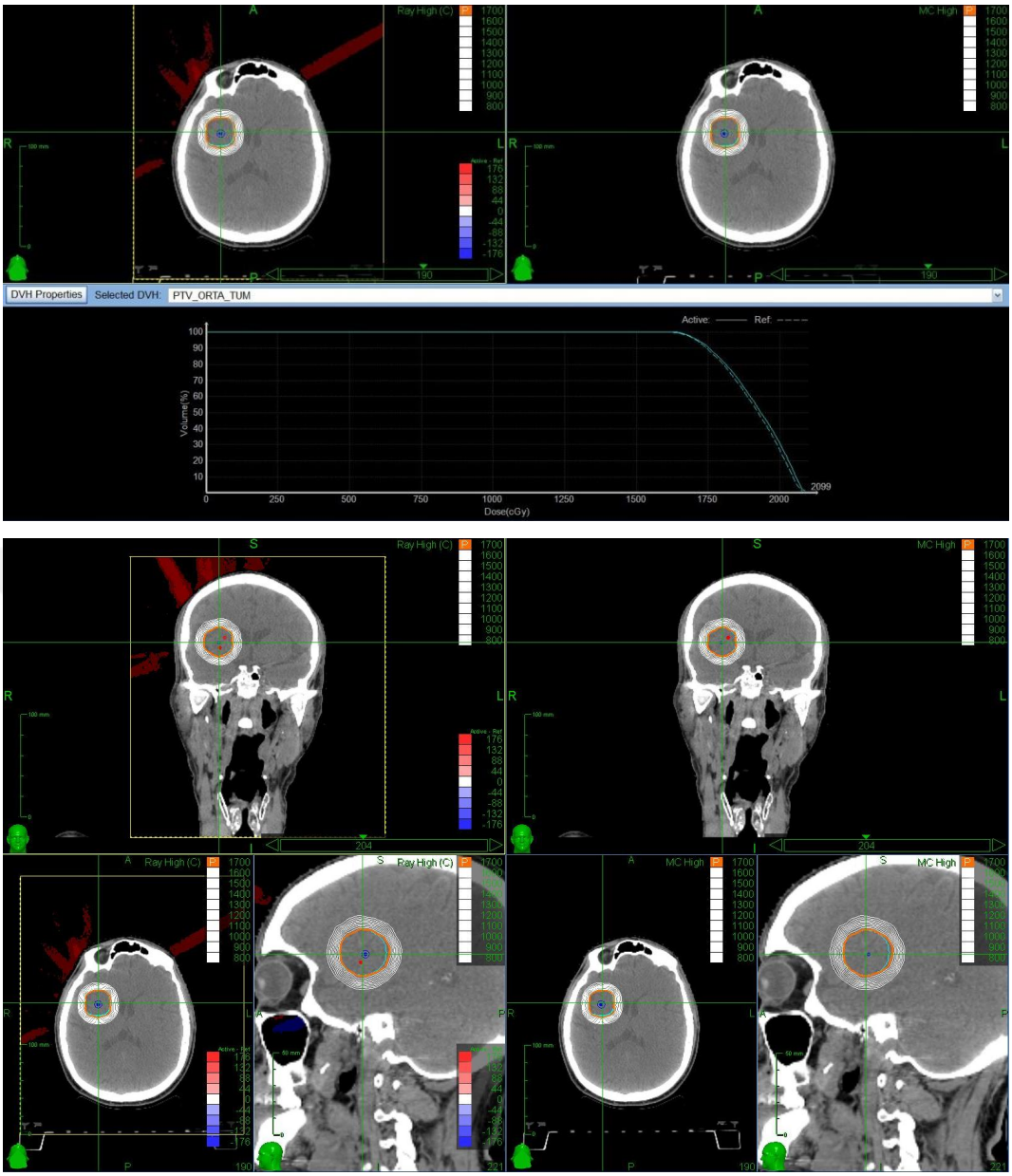
Resim 6.1.4. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



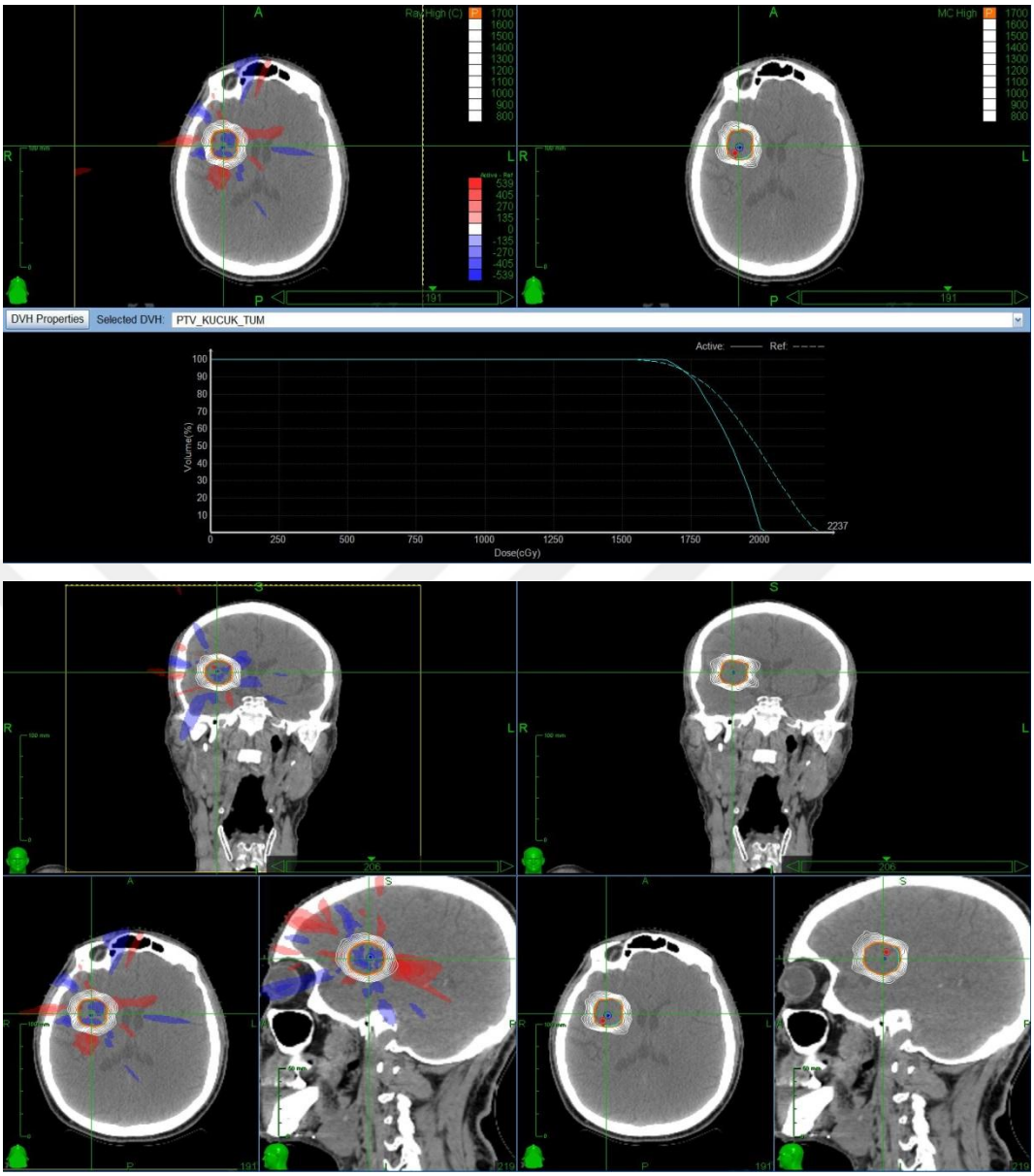
Resim 6.1.5. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



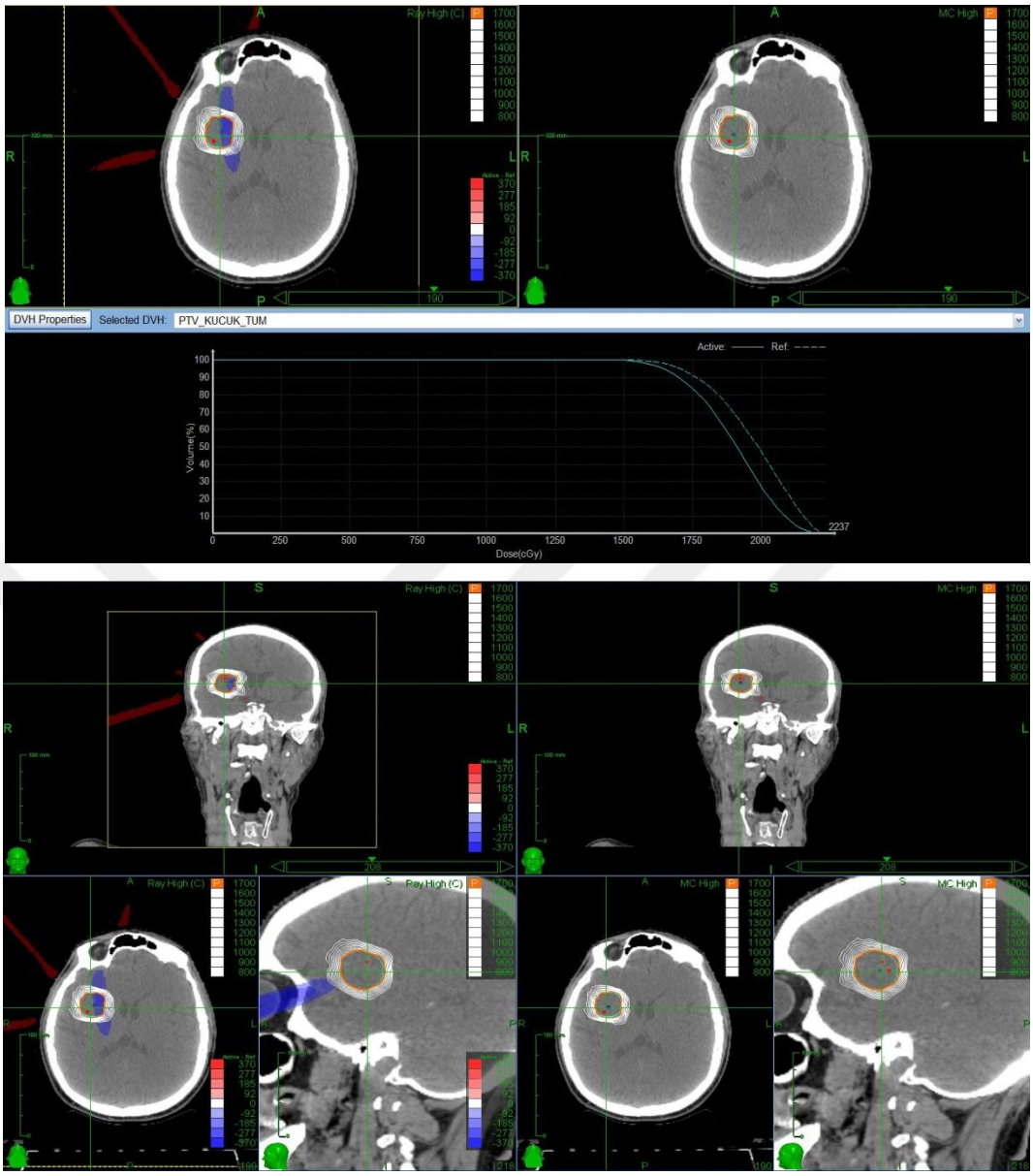
Resim 6.1.6. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.7. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.8. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.9. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip beyin hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması

Tablo 6.1.22. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{100\%}$		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	0.97	1.05	7.62
HASTA 2	0.98	1.03	4.85
HASTA 3	0.97	0.98	1.02
HASTA 4	0.97	0.96	1.04
HASTA 5	0.97	0.96	1.04
HASTA 6	0.98	0.96	2.08
HASTA 7	0.98	0.98	0
HASTA 8	0.97	1.04	6.73
HASTA 9	0.97	0.98	1.02
HASTA 10	0.96	0.97	1.03

Tablo 6.1.23. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{50\%}$		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	3.32	3.84	13.54
HASTA 2	3.58	3.88	7.73
HASTA 3	3.34	3.35	0.30
HASTA 4	3.24	3.41	4.99
HASTA 5	3.50	3.57	1.96
HASTA 6	3.34	3.33	0.30
HASTA 7	3.32	3.41	2.64
HASTA 8	3.26	3.88	15.98
HASTA 9	3.46	3.40	1.76
HASTA 10	3.65	3.97	8.06

Tablo 6.1.24. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	D_{2cm}		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	54.2	64.6	16.10
HASTA 2	58.5	65.0	10.00
HASTA 3	52.5	51.6	1.74
HASTA 4	55.0	55.6	1.08
HASTA 5	55.0	56.3	2.31
HASTA 6	52.4	53.4	1.87
HASTA 7	54.0	55.8	3.23
HASTA 8	54.9	59.6	7.89
HASTA 9	55.9	57.3	2.44
HASTA 10	59.8	60.6	1.32

Tablo 6.1.25. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	V_{20}		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	4.83	5.40	10.56
HASTA 2	5.49	6.09	9.85
HASTA 3	5.65	5.80	2.59
HASTA 4	6.85	7.10	3.52
HASTA 5	11.79	11.86	0.59
HASTA 6	7.02	7.10	1.13
HASTA 7	5.31	5.36	0.93
HASTA 8	3.21	3.81	15.75
HASTA 9	3.21	3.19	0.63
HASTA 10	4.74	5.08	6.69

Tablo 6.1.26. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	4622	4201	10.02
HASTA 2	4567	4252	7.41
HASTA 3	5286	4925	7.33
HASTA 4	4151	3848	7.87
HASTA 5	4619	4086	13.04
HASTA 6	4998	4604	8.56
HASTA 7	5043	5045	0.04
HASTA 8	4079	4008	1.77
HASTA 9	5784	5693	1.60
HASTA 10	5220	5155	1.26

Tablo 6.1.27. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{100\%}$		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	0.96	1.04	7.69
HASTA 2	0.97	1.01	3.96
HASTA 3	0.97	0.97	0
HASTA 4	0.96	0.95	1.05
HASTA 5	0.97	0.95	2.11
HASTA 6	0.95	0.95	0
HASTA 7	0.98	0.99	1.01
HASTA 8	0.98	1.13	13.27
HASTA 9	0.97	0.97	0
HASTA 10	0.95	1.01	5.94

Tablo 6.1.28. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{50\%}$		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	3.46	4.24	18.40
HASTA 2	3.63	3.97	8.56
HASTA 3	3.49	3.61	3.32
HASTA 4	3.52	4.01	12.22
HASTA 5	3.63	3.81	4.72
HASTA 6	3.47	3.61	3.88
HASTA 7	3.64	3.80	4.21
HASTA 8	3.51	4.80	26.88
HASTA 9	3.45	3.50	1.43
HASTA 10	3.81	4.81	20.79

Tablo 6.1.29. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	D_{2cm}		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	49.7	55.5	10.45
HASTA 2	48.0	54.2	11.44
HASTA 3	47.0	47.4	0.84
HASTA 4	47.1	52.7	10.63
HASTA 5	47.8	48.7	1.85
HASTA 6	46.5	46.9	0.85
HASTA 7	46.9	48.4	3.10
HASTA 8	49.2	59.2	16.89
HASTA 9	49.1	49.5	0.81
HASTA 10	49.4	57.1	13.49

Tablo 6.1.30. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	V_{20}		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	2.76	3.27	15.60
HASTA 2	2.69	3.03	11.22
HASTA 3	2.86	3.01	4.98
HASTA 4	3.52	3.92	10.20
HASTA 5	6.29	6.46	2.63
HASTA 6	3.71	3.81	2.62
HASTA 7	2.60	2.68	2.99
HASTA 8	1.45	1.85	21.62
HASTA 9	2.05	2.03	0.99
HASTA 10	2.14	2.56	16.41

Tablo 6.1.31. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	4414	3899	13.21
HASTA 2	4798	4536	5.78
HASTA 3	5422	4975	8.98
HASTA 4	4551	4004	13.66
HASTA 5	5342	4797	11.36
HASTA 6	5308	5100	4.08
HASTA 7	4896	4515	8.44
HASTA 8	4442	4147	7.11
HASTA 9	6490	5733	13.20
HASTA 10	5675	4127	37.51

Tablo 6.1.32. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{100\%}$		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	1.02	1.11	8.11
HASTA 2	0.98	1.00	2.00
HASTA 3	0.96	0.98	2.04
HASTA 4	0.98	1.00	2.00
HASTA 5	0.96	0.96	0
HASTA 6	0.96	0.95	1.05
HASTA 7	0.95	1.02	6.86
HASTA 8	1.00	1.12	10.71
HASTA 9	0.96	0.98	2.04
HASTA 10	0.97	1.04	6.73

Tablo 6.1.33. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{50\%}$		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	4.06	5.49	26.05
HASTA 2	4.35	4.85	10.31
HASTA 3	4.03	4.23	4.73
HASTA 4	4.28	5.13	16.57
HASTA 5	4.01	4.26	5.87
HASTA 6	3.73	3.90	4.36
HASTA 7	4.55	5.14	11.48
HASTA 8	4.00	5.49	27.14
HASTA 9	3.84	4.10	6.34
HASTA 10	4.58	5.33	14.07

Tablo 6.1.34. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.

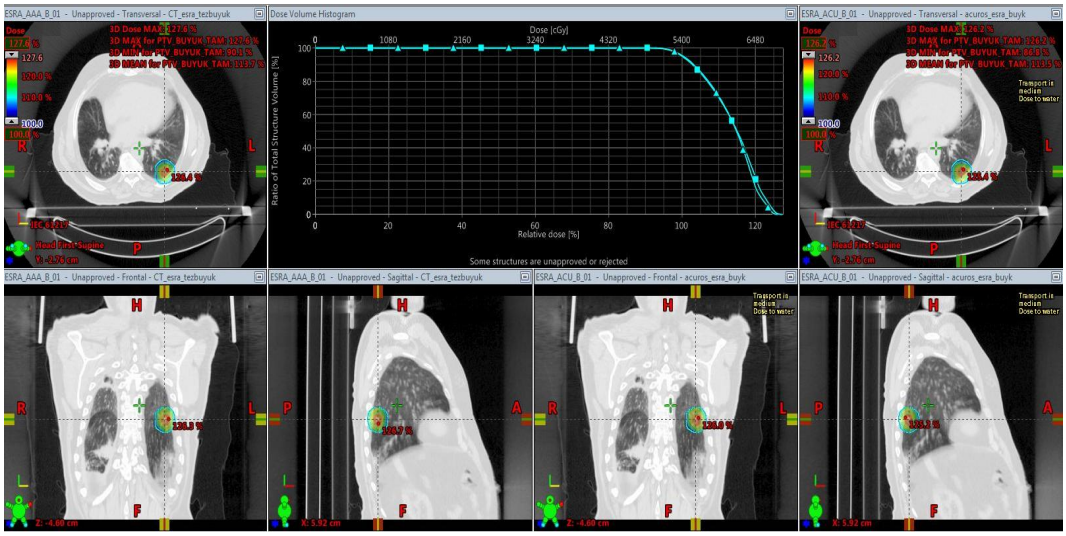
	D_{2cm}		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	42.2	50.5	16.44
HASTA 2	41.0	44.3	7.45
HASTA 3	38.5	39.3	2.04
HASTA 4	37.3	44.7	16.55
HASTA 5	39.7	41.4	4.11
HASTA 6	40.2	42.5	5.41
HASTA 7	39.2	42.0	6.67
HASTA 8	42.4	51.9	18.30
HASTA 9	35.8	37.3	4.02
HASTA 10	37.8	41.5	8.92

Tablo 6.1.35. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.

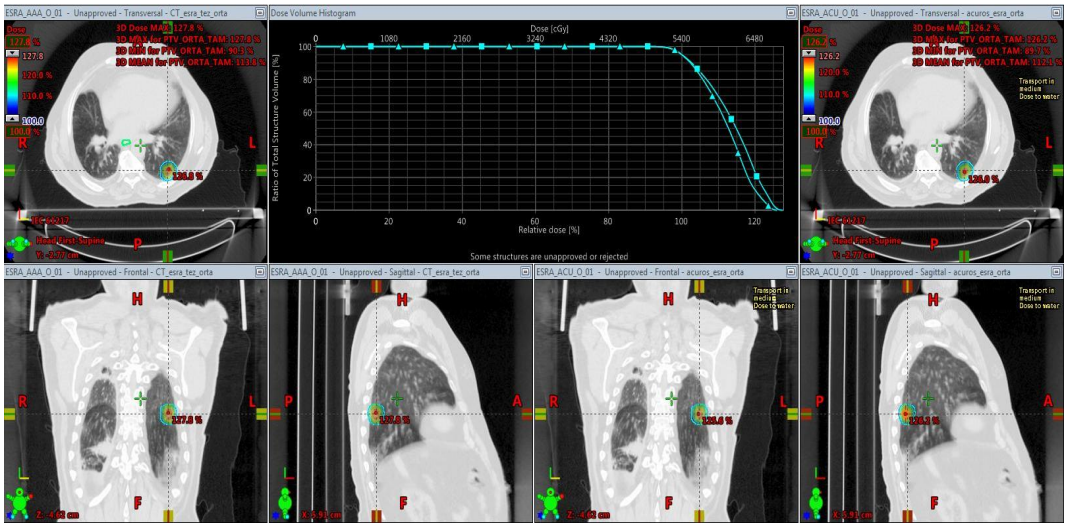
	V_{20}		**% FARK**
	AAA	**AXB**	**AAA vs AXB**
HASTA 1	1.08	1.36	20.59
HASTA 2	1.08	1.17	7.69
HASTA 3	1.27	1.31	3.05
HASTA 4	1.15	1.35	14.81
HASTA 5	2.61	2.84	8.10
HASTA 6	2.11	2.20	4.09
HASTA 7	0.78	0.83	6.02
HASTA 8	0.61	0.74	17.57
HASTA 9	0.76	0.81	6.17
HASTA 10	0.55	0.68	19.12

Tablo 6.1.36. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının Eclipse Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

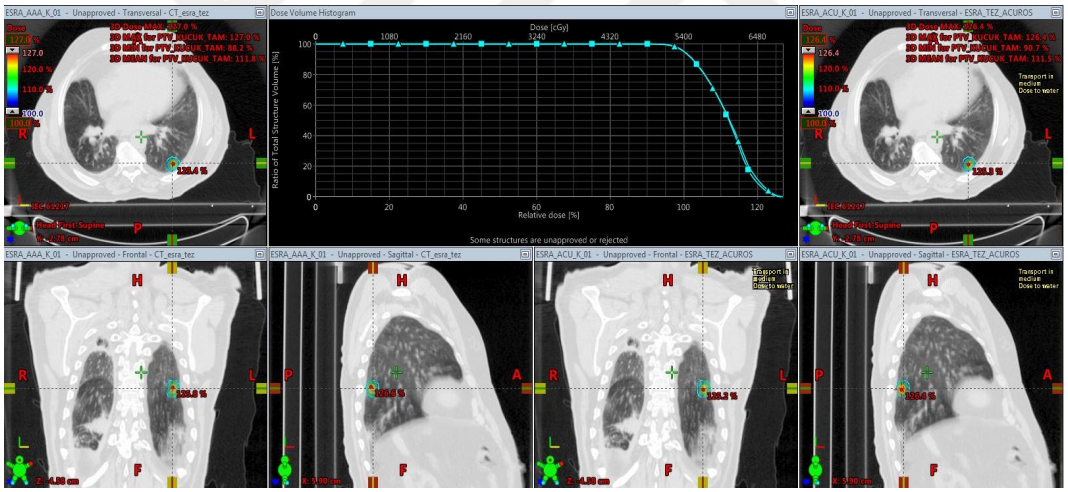
	TOPLAM MU		% FARK
	AAA	AXB	AAA vs AXB
HASTA 1	5199	5109	1.76
HASTA 2	5098	4917	3.68
HASTA 3	5433	5547	2.06
HASTA 4	4894	4755	2.92
HASTA 5	4890	4707	3.89
HASTA 6	5257	5278	0.40
HASTA 7	5052	4759	6.16
HASTA 8	5458	5724	4.65
HASTA 9	6240	5338	16.90
HASTA 10	5910	5744	2.89



Resim 6.1.10. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB büyük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılmas



Resim 6.1.11. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB orta tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.12. Eclipse TPS' de planlanan (solda) AAA ve (sağda) AXB küçük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması

Tablo 6.1.37. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{100\%}$			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	0.57	1.10	1.01	48.18	8.18
HASTA 2	0.75	1.08	1.02	30.56	5.56
HASTA 3	0.90	1.07	1.03	15.89	3.74
HASTA 4	0.83	1.05	0.99	20.95	5.71
HASTA 5	0.84	1.04	0.99	19.23	4.81
HASTA 6	0.94	1.03	0.98	8.74	4.85
HASTA 7	0.86	1.09	1.02	21.10	6.42
HASTA 8	0.76	1.07	1.03	28.97	3.74
HASTA 9	0.87	1.04	0.98	16.35	5.77
HASTA 10	0.89	1.08	0.99	17.59	8.33

Tablo 6.1.38. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{50\%}$			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	3.13	4.28	3.08	26.87	28.04
HASTA 2	3.40	4.12	3.28	17.48	20.39
HASTA 3	3.71	4.30	3.96	13.72	7.91
HASTA 4	3.01	3.65	3.12	17.53	14.52
HASTA 5	3.82	4.40	3.49	13.18	20.68
HASTA 6	4.06	4.48	4.06	9.38	9.38
HASTA 7	3.59	4.28	4.12	16.12	3.74
HASTA 8	3.50	4.48	4.05	21.88	9.60
HASTA 9	3.94	4.33	3.91	9.01	9.70
HASTA 10	3.66	4.32	3.53	15.28	18.29

Tablo 6.1.39. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	D_{2cm}			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	33.0	39.3	31.4	16.03	20.10
HASTA 2	33.6	40.3	27.7	16.63	31.27
HASTA 3	34.4	38.1	39.8	9.71	4.46
HASTA 4	27.3	35.7	31.6	23.53	11.48
HASTA 5	35.9	37.5	34.5	4.27	8.00
HASTA 6	36.1	39.6	40.4	8.84	2.02
HASTA 7	32.0	37.7	36.6	15.12	2.92
HASTA 8	34.3	37.3	42.0	8.04	12.60
HASTA 9	36.0	38.5	37.9	6.49	1.56
HASTA 10	34.5	41.4	40.0	16.67	3.38

Tablo 6.1.40. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	V_{20}			% FARK	
	MC-RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	6.90	8.30	5.10	16.87	38.55
HASTA 2	6.90	7.50	5.60	8.00	25.33
HASTA 3	11.1	12.20	12.20	9.02	0
HASTA 4	9.01	10.4	8.80	13.37	15.38
HASTA 5	16.8	19.1	14.7	12.04	23.04
HASTA 6	10.8	11.0	10.5	1.82	4.55
HASTA 7	6.70	7.70	6.40	12.99	16.88
HASTA 8	6.01	6.80	5.80	11.62	14.71
HASTA 9	4.80	4.70	4.20	2.13	10.64
HASTA 10	4.20	4.50	4.10	6.67	8.89

Tablo 6.1.41. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	24345	33708	23161	27.78	31.29
HASTA 2	30592	38314	31171	20.15	18.64
HASTA 3	34321	42113	38657	18.50	8.21
HASTA 4	23837	29977	21498	20.48	28.29
HASTA 5	31689	38196	25148	17.04	34.16
HASTA 6	38178	43229	32330	11.68	25.21
HASTA 7	29306	35935	23834	18.45	33.67
HASTA 8	26408	35497	26163	25.60	26.30
HASTA 9	37154	41123	33641	9.65	18.19
HASTA 10	21554	26251	25328	17.89	3.52

Tablo 6.1.42. Büyük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.

	TEDAVİ ZAMANI (Dakika)			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	34	37	39	8.11	5.41
HASTA 2	30	33	38	9.09	15.15
HASTA 3	32	34	42	5.88	23.53
HASTA 4	32	34	35	5.88	2.94
HASTA 5	38	40	31	5.00	22.50
HASTA 6	37	39	39	5.13	0
HASTA 7	32	34	31	5.88	8.82
HASTA 8	33	36	38	8.33	5.56
HASTA 9	38	39	38	2.56	2.56
HASTA 10	21	23	34	8.70	47.83

Tablo 6.1.43. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{100\%}$			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	0.85	1.12	1.05	24.11	6.25
HASTA 2	0.84	1.11	1.02	24.32	8.11
HASTA 3	0.82	1.07	1.02	23.36	4.67
HASTA 4	0.99	1.17	1.03	15.38	11.97
HASTA 5	0.98	1.09	1.07	10.09	1.83
HASTA 6	0.97	1.05	1.02	7.62	2.86
HASTA 7	0.73	1.17	1.01	37.61	13.68
HASTA 8	1.01	1.18	1.01	14.41	14.41
HASTA 9	0.90	1.10	1.04	18.18	5.45
HASTA 10	0.88	1.17	1.02	24.79	12.82

Tablo 6.1.44. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{50\%}$			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	4.12	5.12	4.27	19.53	16.60
HASTA 2	4.37	5.40	4.06	19.07	24.81
HASTA 3	4.19	5.09	4.50	17.68	11.59
HASTA 4	4.65	5.76	4.59	19.27	20.31
HASTA 5	4.86	5.63	4.95	13.68	12.08
HASTA 6	5.18	5.78	5.22	10.38	9.69
HASTA 7	4.14	5.48	3.88	24.45	29.20
HASTA 8	5.07	6.43	3.16	21.15	50.86
HASTA 9	4.84	5.41	4.20	10.54	22.37
HASTA 10	5.39	6.53	4.54	17.46	30.47

Tablo 6.1.45. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	D_{2cm}			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	34.1	37.5	35.6	9.07	5.07
HASTA 2	34.1	41.0	39.8	16.83	2.93
HASTA 3	32.3	37.4	35.6	13.64	4.81
HASTA 4	35.0	36.7	35.8	4.63	2.45
HASTA 5	33.1	37.8	34.7	12.43	8.20
HASTA 6	34.4	38.3	33.0	10.18	13.84
HASTA 7	30.3	36.0	31.2	15.83	13.33
HASTA 8	32.8	36.5	34.3	10.14	6.03
HASTA 9	34.6	38.1	36.5	9.19	4.20
HASTA 10	41.3	41.4	39.5	0.24	4.59

Tablo 6.1.46. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	V_{20}			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	6.10	7.01	5.40	12.98	22.97
HASTA 2	4.40	5.20	3.80	15.38	26.92
HASTA 3	7.80	8.80	6.30	11.36	28.41
HASTA 4	7.60	9.00	5.90	15.56	34.44
HASTA 5	11.1	13.0	10.8	14.62	16.92
HASTA 6	8.20	8.40	7.30	2.38	13.10
HASTA 7	3.80	5.00	3.80	24.0	24.0
HASTA 8	3.90	4.80	1.90	18.75	60.42
HASTA 9	3.00	3.20	1.90	6.25	40.63
HASTA 10	3.20	3.50	2.60	8.57	25.71

Tablo 6.1.47. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

	TOPLAM MU			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	19392	24347	18815	20.35	22.72
HASTA 2	27890	35411	23985	21.24	32.27
HASTA 3	39705	50615	32530	21.55	35.73
HASTA 4	22985	29898	20439	23.12	31.64
HASTA 5	28549	35089	25469	18.64	27.42
HASTA 6	33746	38859	29625	13.16	23.76
HASTA 7	23584	31591	20472	25.35	35.20
HASTA 8	24500	33685	20007	27.27	40.61
HASTA 9	34969	39289	27617	11.0	29.71
HASTA 10	25529	33064	20704	22.79	37.38

Tablo 6.1.48. Orta tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.

	TEDAVİ ZAMANI (Dakika)			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	22	24	21	8.33	12.50
HASTA 2	30	32	27	6.25	15.63
HASTA 3	35	38	31	7.89	18.42
HASTA 4	24	26	22	7.69	15.38
HASTA 5	29	31	28	6.45	9.68
HASTA 6	33	35	32	5.71	8.57
HASTA 7	25	28	22	10.71	21.43
HASTA 8	25	28	25	10.71	10.71
HASTA 9	33	35	27	5.71	22.86
HASTA 10	26	28	27	7.14	3.57

Tablo 6.1.49. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 birinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{100\%}$			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	1.13	1.34	1.08	15.67	19.40
HASTA 2	1.31	1.40	1.10	6.43	21.43
HASTA 3	0.97	1.31	1.17	25.95	10.69
HASTA 4	1.01	1.27	1.14	20.47	10.24
HASTA 5	1.17	1.21	1.07	3.31	11.57
HASTA 6	1.04	1.11	1.02	6.31	8.11
HASTA 7	0.90	1.37	1.15	34.31	16.06
HASTA 8	0.95	1.27	1.10	25.20	13.39
HASTA 9	1.23	1.30	1.11	5.38	14.62
HASTA 10	1.17	1.22	1.06	4.10	13.11

Tablo 6.1.50. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 ikinci kriterine göre karşılaştırılması.

	$R_{50\%}$			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	5.70	7.60	5.13	25.0	32.50
HASTA 2	6.36	7.43	4.66	14.40	37.28
HASTA 3	4.10	5.50	4.97	25.45	9.64
HASTA 4	6.20	7.16	5.02	13.41	29.89
HASTA 5	3.94	4.82	3.61	18.26	25.10
HASTA 6	4.19	4.73	3.49	11.42	26.22
HASTA 7	4.26	6.80	4.03	37.35	40.74
HASTA 8	4.08	6.73	4.24	39.38	37.0
HASTA 9	4.66	5.45	4.84	14.50	11.19
HASTA 10	5.19	7.23	5.18	28.22	28.35

Tablo 6.1.51. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 üçüncü kriterine göre karşılaştırılması.

	D_{2cm}			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	28.1	37.3	32.6	24.66	12.60
HASTA 2	35.3	37.2	36.6	5.11	1.61
HASTA 3	33.4	37.0	34.0	9.73	8.11
HASTA 4	30.8	35.9	34.5	14.21	3.90
HASTA 5	33.6	36.9	31.6	8.94	14.36
HASTA 6	33.1	37.7	33.7	12.20	10.61
HASTA 7	45.4	47.1	40.1	3.61	14.86
HASTA 8	35.6	41.5	35.7	14.22	13.98
HASTA 9	35.4	38.4	36.5	7.81	4.95
HASTA 10	27.9	34.1	30.4	18.18	10.85

Tablo 6.1.52. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının RTOG 0813 dördüncü kriterine göre karşılaştırılması.

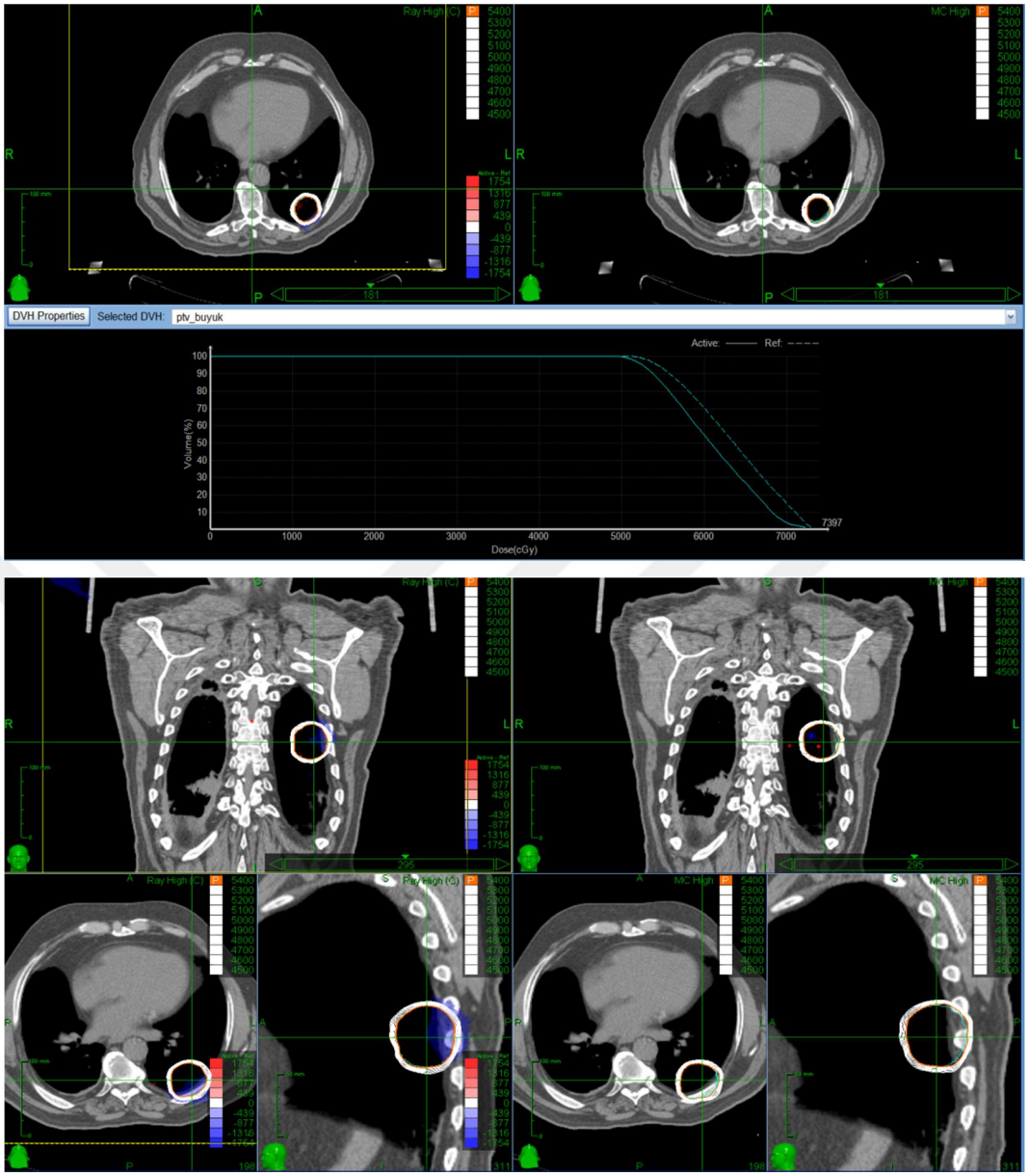
	V_{20}			% FARK	
	MC → RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
HASTA 1	2.60	3.70	2.30	29.73	37.84
HASTA 2	1.60	2.50	1.70	36.0	32.0
HASTA 3	2.00	3.50	2.60	42.86	25.71
HASTA 4	2.20	3.40	1.80	35.29	47.06
HASTA 5	3.10	4.80	6.30	35.42	31.25
HASTA 6	1.90	3.00	3.20	36.67	6.67
HASTA 7	0.90	1.40	0.90	35.71	35.71
HASTA 8	0.90	1.50	2.50	40.0	66.67
HASTA 9	0.90	0.90	0.90	0	0
HASTA 10	1.00	1.70	0.90	41.18	47.06

Tablo 6.1.53. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının toplam MU değerlerine göre karşılaştırılması.

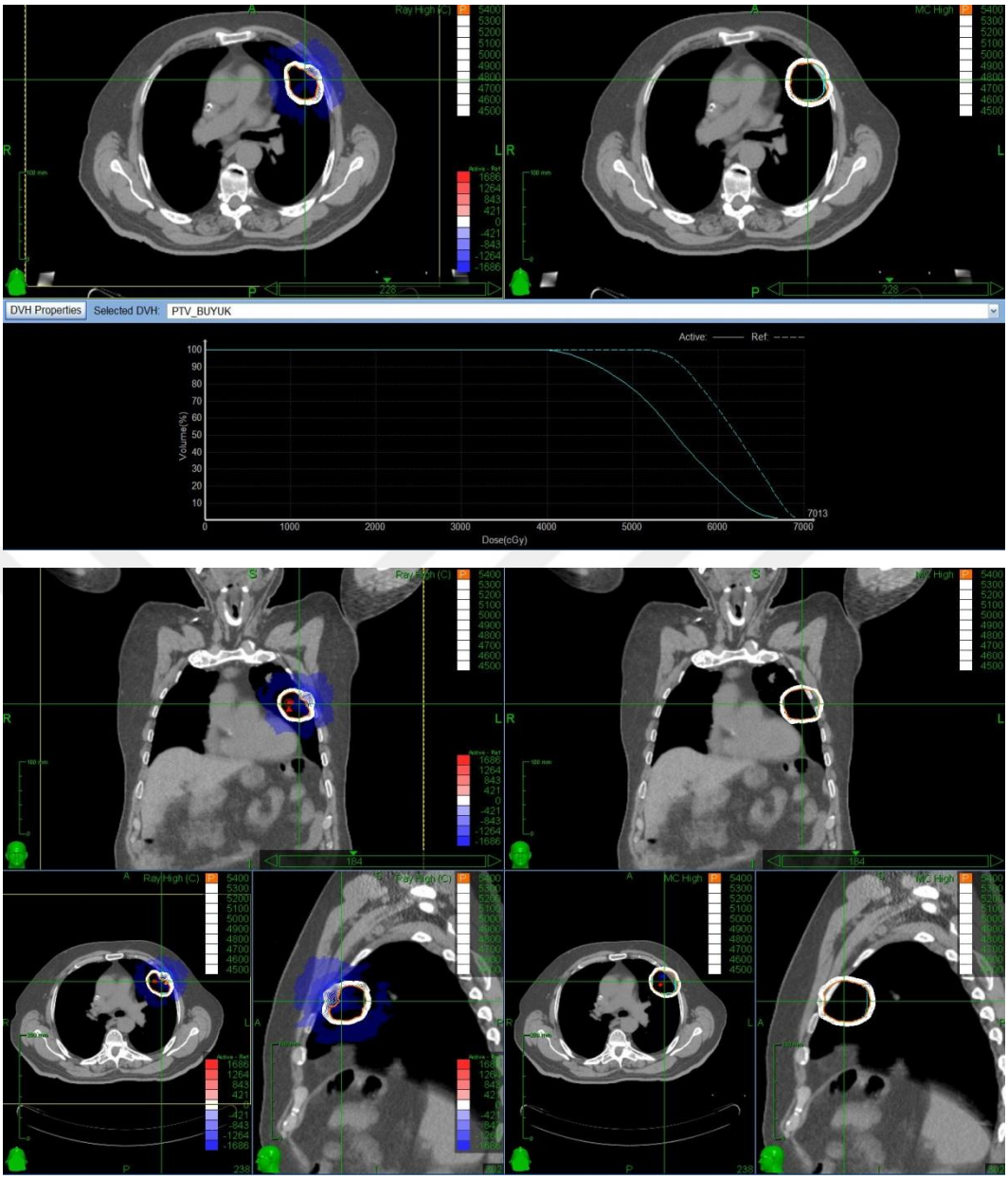
	TOPLAM MU			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	20856	30134	18593	30.79	38.30
HASTA 2	26137	33020	19977	20.84	39.50
HASTA 3	50523	66798	42400	24.36	36.53
HASTA 4	27280	39264	23711	30.52	39.61
HASTA 5	42864	57706	20406	25.72	64.64
HASTA 6	52361	60565	25568	13.55	57.78
HASTA 7	40996	66257	29978	38.13	54.75
HASTA 8	30343	49635	22126	38.87	55.42
HASTA 9	56283	66265	41263	46.14	37.73
HASTA 10	35691	56181	19556	36.47	65.19

Tablo 6.1.54. Küçük tümör boyutuna sahip akciğer hastalarının MultiPlan Tedavi planlama sisteminde yapılan planlarının hesaplanan tedavi sürelerine göre karşılaştırılması.

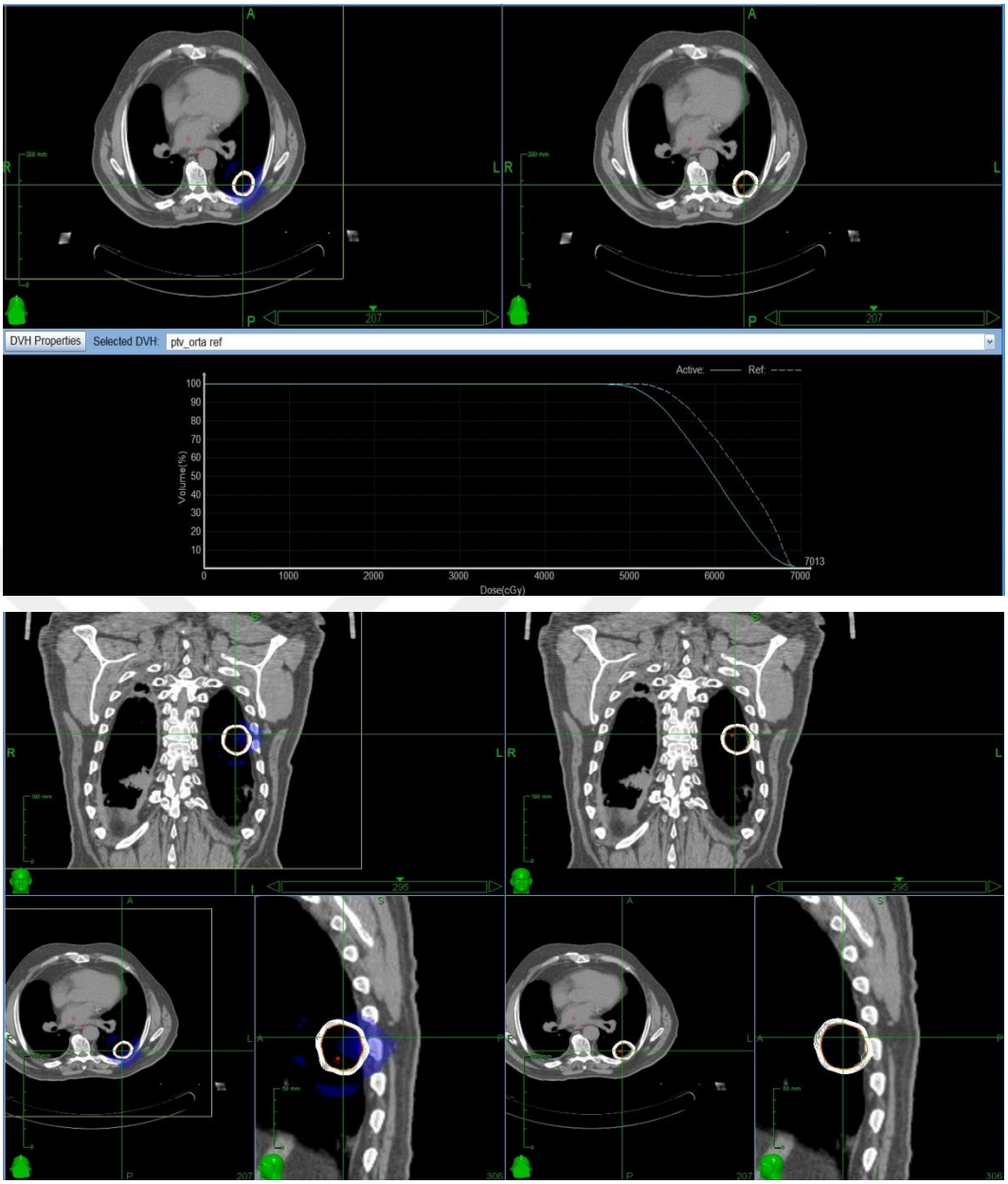
	TEDAVİ ZAMANI (Dakika)			% FARK	
	MC → RAT	MC	RAT	MC vs MC→RAT	MC vs RAT
HASTA 1	22	25	21	12.0	16.0
HASTA 2	23	25	21	8.0	16.0
HASTA 3	32	38	30	15.79	21.05
HASTA 4	23	27	25	14.81	7.41
HASTA 5	27	32	21	15.63	34.38
HASTA 6	32	35	25	8.57	28.57
HASTA 7	27	36	24	25.0	33.33
HASTA 8	21	28	21	25.0	25.0
HASTA 9	33	37	31	10.81	16.22
HASTA 10	28	35	18	20.0	48.57



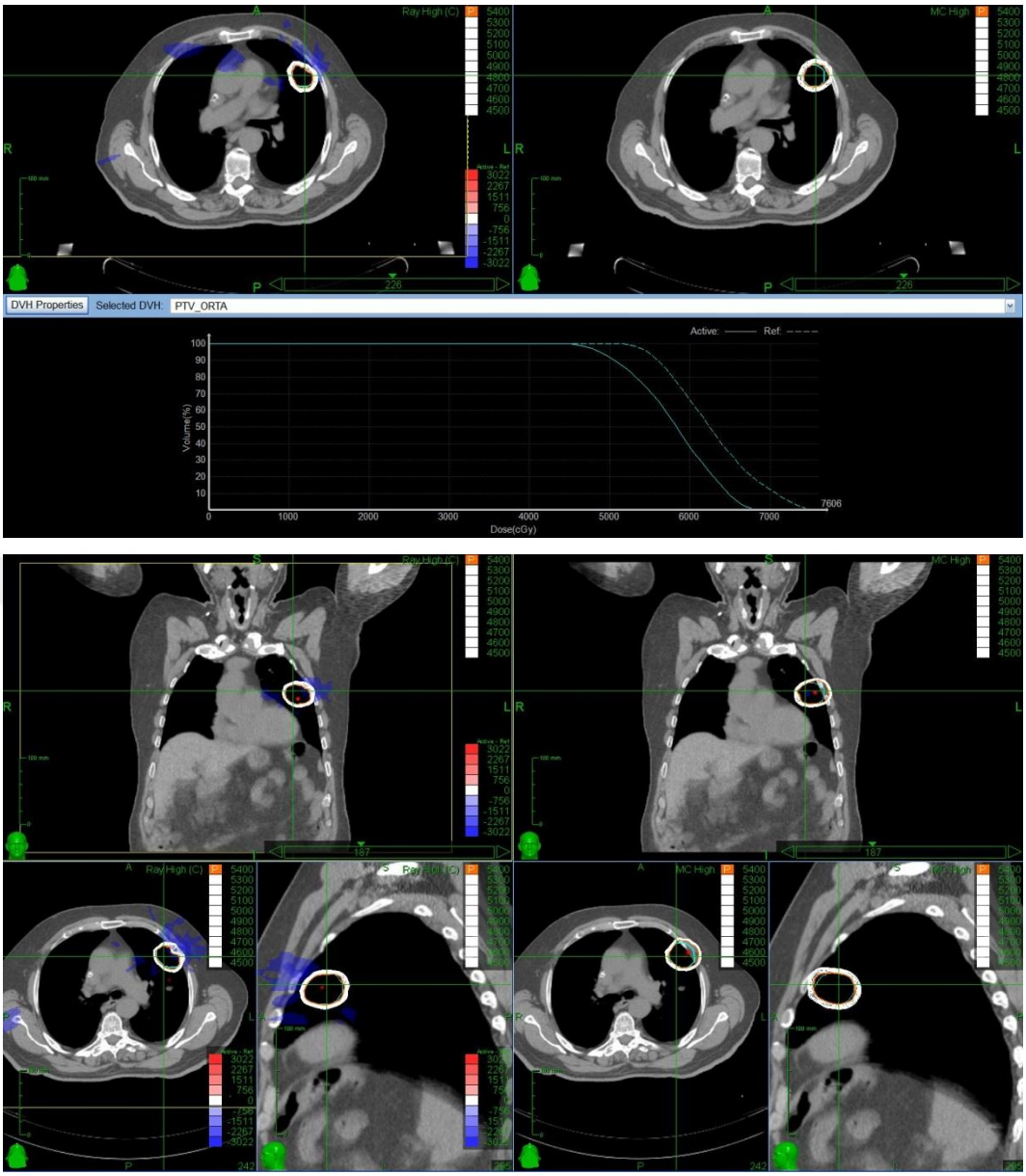
Resim 6.1.13. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



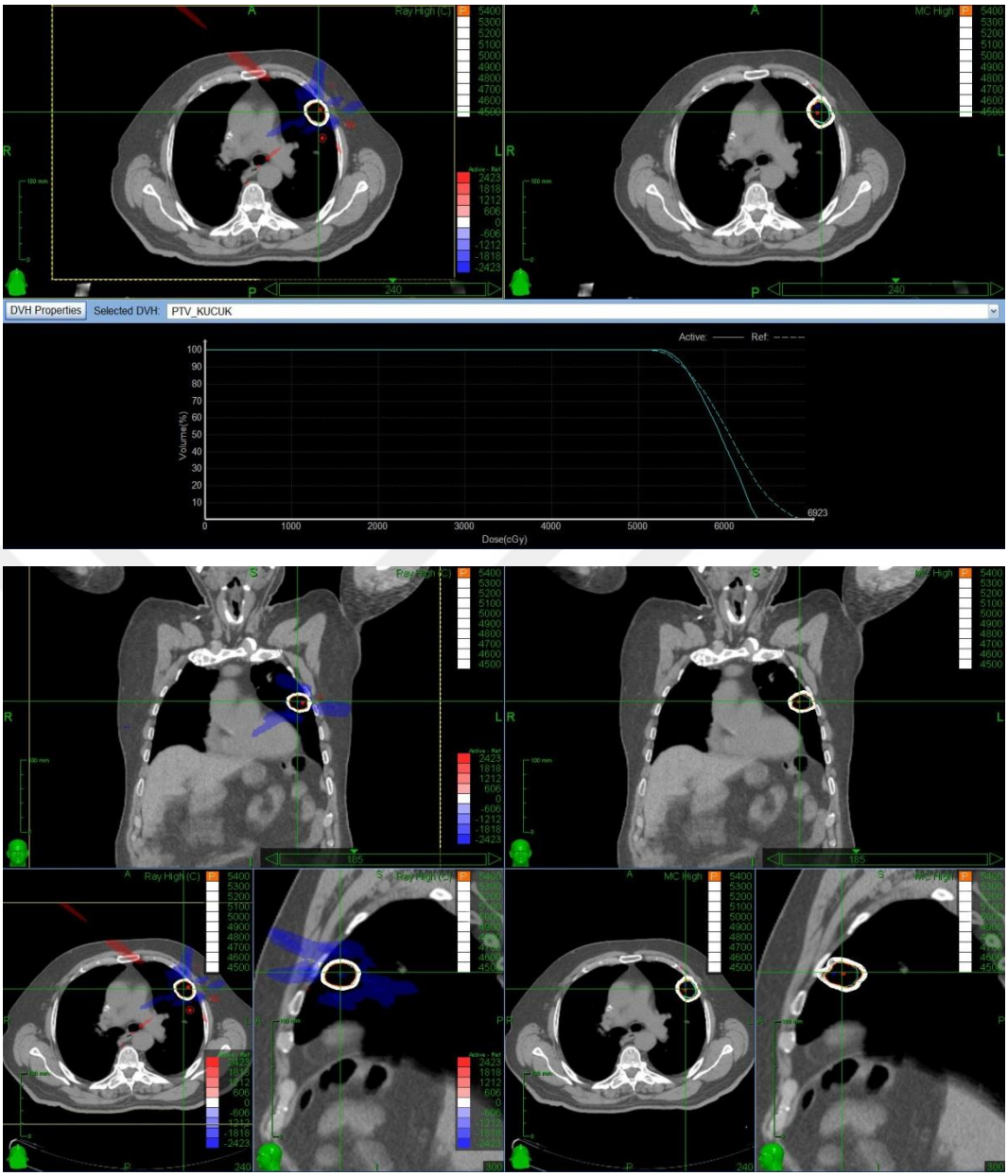
Resim 6.1.14. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC büyük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



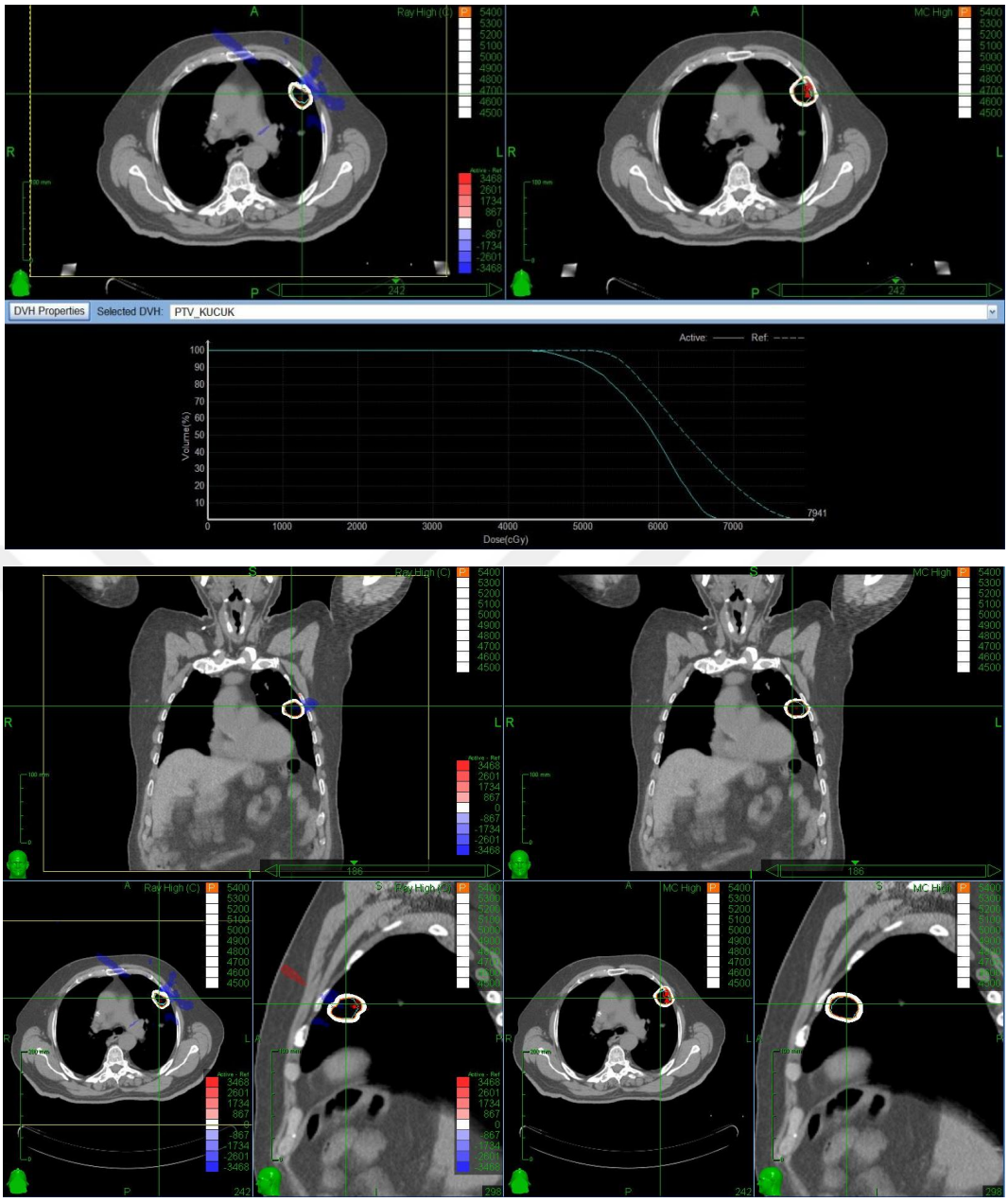
Resim 6.1.15. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.16. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC orta tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.17. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması



Resim 6.1.18. MultiPlan TPS' de planlanan (solda) MC→RAT ve (sağda) MC küçük tümör boyutuna sahip akciğer hasta planlarının random olarak seçilen bir tanesinde hedef hacimdeki doz dağılımının karşılaştırılması

6.2. SPSS İstatistik Programı ile Elde Edilen Sonuçlar

Beyin tümörlü Eclipse TPS' de planlanan hastalar için GI, CI ve Toplam MU değerleri, MultiPlan TPS de planlanan hastalar için ise bunlara ek olarak tedavi süreleri değerlendirildi. Akciğer tümörlü Eclipse TPS de planlanan hastalar RTOG0813 deki dört kriter ve Toplam MU değerleri, MultiPlan TPS' de planlanan hastalar ise bunlara ek olarak tedavi zamanları açısından da değerlendirildi. Her tümör boyutuna ait veriler kendi aralarında algoritma bazında değerlendirildi.

Küçük, orta ve büyük olmak üzere üç farklı tümör boyutuna sahip beyin hastaları için; TrueBeam STx cihazında Eclipse (CI) AAA – AXB, Eclipse (GI) AAA – AXB, Eclipse (MU) AAA – AXB, CyberKnife cihazında MultiPlan (CI) MC→RAT – MC – RAT , MultiPlan (GI) MC→RAT – MC – RAT, MultiPlan (MU) MC→RAT – MC – RAT ve son olarak MultiPlan (Tedavi Zamanı) MC→RAT – MC – RAT.

Akciğer hastalarına ait veriler ise yine küçük, orta ve büyük olmak üzere üç farklı boyuttaki tümörler için; TrueBeam STx cihazında Eclipse ($R_{100\%}$) AAA – AXB, Eclipse ($R_{50\%}$) AAA – AXB, Eclipse (D_{2cm}) AAA – AXB, Eclipse (V_{20}) AAA – AXB, Eclipse (MU) AAA – AXB, CyberKnife cihazında MultiPlan ($R_{100\%}$)MC→RAT – MC – RAT, MultiPlan ($R_{50\%}$)MC→RAT – MC – RAT, MultiPlan (D_{2cm})MC→RAT – MC – RAT, MultiPlan (V_{20})MC→RAT – MC – RAT, MultiPlan (MU) MC→RAT – MC – RAT ve son olarak MultiPlan (Tedavi Zamanı) MC→RAT – MC – RAT.

Tablo 6.2.1. Küçük beyin tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA		p
	AAA	AXB	AXB vs AAA
CI	0.896	0.898	0.662
GI	3.305	3.323	0.233
TOPLAM MU	3757	3823	0.297

Tablo 6.2.2. Orta beyin tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA		p
	AAA	AXB	AXB vs AAA
CI	0.908	0.898	0.102
GI	3.149	3.153	0.677
TOPLAM MU	4010	3940	0.395

Tablo 6.2.3. Büyük beyin tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA		p
	AAA	AXB	AXB vs AAA
CI	0.921	0.925	0.046
GI	3.070	3.121	0.005
TOPLAM MU	3862	3901	0.704

Tablo 6.2.4. Küçük beyin tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA			p	
	MC→RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
CI	0.80	0.80	0.87	0.317	0.004
GI	3.39	3.46	3.61	0.005	0.005
TOPLAM MU	7894	7761	7869	0.001	0.090

Tablo 6.2.5. Orta beyin tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA			p	
	MC→RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
CI	0.83	0.83	0.90	0.157	0.004
GI	3.25	3.25	3.36	0.167	0.007
TOPLAM MU	7042	6970	6863	0.023	0.036

Tablo 6.2.6. Büyük beyin tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA			p	
	MC→RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
CI	0.86	0.87	0.91	0.046	0.004
GI	3.04	3.03	3.12	0.108	0.005
TOPLAM MU	6648	6537	6515	0.121	0.524

Tablo 6.2.7. Küçük akciğer tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA		**p**
	AAA	**AXB**	**AXB vs AAA**
$R_{100\%}$	0.966	0.977	0.108
$R_{50\%}$	0.361	4.016	0.005
D_{2cm}	48.07	51.96	0.005
V_{20}	3.007	3.262	0.007
TOPLAM MU	5343	5188	0.147

Tablo 6.2.8. Orta akciğer tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA		**p**
	AAA	**AXB**	**AXB vs AAA**
$R_{100\%}$	0.974	1.016	0.010
$R_{50\%}$	4.143	4.792	0.005
D_{2cm}	39.41	43.54	0.005
V_{20}	1.20	1.329	0.005
TOPLAM MU	5134	4583	0.001

Tablo 6.2.9. Büyük akciğer tümörüne sahip Eclipse TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA		**p**
	AAA	**AXB**	**AXB vs AAA**
$R_{100\%}$	0.972	0.991	0.205
$R_{50\%}$	3.401	3.604	0.019
D_{2cm}	55.22	57.98	0.013
V_{20}	5.810	5.079	0.007
TOPLAM MU	4837	4582	0.002

Tablo 6.2.10. Küçük akciğer tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA			**p**	
	MC→RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
$R_{100\%}$	1.08	1.28	1.10	0.005	0.005
$R_{50\%}$	4.86	6.34	4.51	0.005	0.005
D_{2cm}	33.86	38.31	34.57	0.005	0.005
V_{20}	1.71	2.64	2.31	0.008	0.374
TOPLAM MU	38333	52582	26357	0.000	0.000

Tablo 6.2.11. Orta akciğer tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA			**p**	
	MC→RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
$R_{100\%}$	0.89	1.12	1.02	0.005	0.005
$R_{50\%}$	4.68	5.66	4.33	0.005	0.005
D_{2cm}	34.2	38.07	35.6	0.005	0.005
V_{20}	5.91	6.79	4.97	0.005	0.005
TOPLAM MU	28084	35184	23966	0.000	0.000

Tablo 6.2.12. Büyük akciğer tümörüne sahip MultiPlan TPS' de planlanan hasta grubu için algoritmalara ait ortalama değerler ve karşılaştırma sonuçları

	ORTALAMA			**p**	
	MC→RAT	**MC**	**RAT**	**MC vs MC→RAT**	**MC vs RAT**
$R_{100\%}$	0.82	1.06	1.00	0.005	0.005
$R_{50\%}$	3.58	4.26	3.66	0.005	0.005
D_{2cm}	33.71	38.54	36.19	0.005	0.203
V_{20}	8.32	9.22	7.74	0.007	0.008
TOPLAM MU	29738	36434	28093	0.000	0.000

7. TARTIŞMA

SBRT tedavilerini konvansiyonel radyaterapiden ayıran en önemli özellik az fraksiyonda yüksek doz verilmesidir. Görüntüleme tekniklerininde gelişmesine pararlel olarak hedef hacme verilen marjlar giderek azalmıştır, (28). Böylelikle SBRT nin amacı olan sadece hedef volüme yüksek doz verirken hedef dışında dozu olabildiğince düşürme işlemi gerçekleştirilebilir hale gelmiştir. Bu çalışmada beyin ve akciğer hastalarına iki farklı tedavi planlama sistemi olan Eclipse ve MultiPlan da bulunan AAA, AcurosXB, Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmaları kullanılarak yapılan tedavi planları karşılaştırılmıştır.

Çalışmada öncelikle Eclipse TPS sisteminde cihaz oluşturmak için gerekli ölçümler belirlenmiş ve bu ölçümler alınarak sisteme yeni bir TrueBeam STx cihazı tanımlanmıştır. Daha önceden tedavi almış tümör boyutları 1 ila 10 cc arasında olan 10 tane beyin hastası belirlenmiştir. Yine aynı şekilde tedavi almış olan, tümör boyutları 1 ila 10 cc arasında değişen 10 tane akciğer hastası seçilmiştir. Beyin hastalarına marj verilerek 10 ila 20 cc arası orta boyutta tümörler, 20 ila 30cc arası büyük boyutta tümörler elde edilmiştir. Akciğer hastalarına ise aynı şekilde marj verilerek 20 ila 30 cc arasında değişen orta boyutlu tümörler 50 ila 60cc arasında değişen büyük boyutlu tümörler elde edilmiştir. Varian TrueBeam STx için kullanılan Eclipse TPS sisteminde yapılan bu işlemler CyberKnife cihazı için kullanılan MultiPlan TPS sistemine aktarılmıştır. Beyin hastalarındaki hedef volümler için doz 1x1700 cGy, akciğer hastalarındaki hedef volümler için ise 3x1800 cGy olarak tanımlanmıştır. Eclipse TPS' de yapılan planlar AAA ve AXB algoritmaları; MultiPlan TPS' de yapılan planlar ise RAT ve MC algoritmaları ile hesaplatılmıştır. Tüm hastalar için yapılan planlarda kritik organ dozları belirlenen kriterleri sağlayacak şekilde ayarlanmıştır. Beyin hastalarına ait plan sonuçları GI, CI ve Toplam Mu değerleri açısından değerlendirilmiştir. Akciğer hastalarına ait planlar RTOG0813' de belirtilen $R_{100\%}$, $R_{50\%}$, D_{2cm}, V_{20} kriterlerine ve ayrıca Toplam MU değerlerine göre değerlendirilmiştir. Bunlara ek olarak MultiPlan TPS' de yapılan planlara ait tedavi zamanları da hem beyin hem de akciğer hastaları için değerlendirilmiştir. Bunlara ek olarak yapılan istatistiksel karşılaştırmada aynı tümör

boyutuna sahip beyin hastalara ait AAA ve AXB de yapılan planlar için, algoritmalar arasındaki CI ve GI değişim karşılaştırmalarında Bağımlı non parametrik değerler olduğundan dolayı Wilcoxon testi kullanılmıştır. Yine aynı tümör boyutuna sahip hastalara ait planlar için, algoritmalar arasındaki toplam MU değerleri karşılaştırıldığında Bağımlı parametrik değerler olduğundan dolayı Students t paired testi kullanılmştır.

Akciğer hastalarındaki her bir tümör volümü için ayrı ayrı MultiPlan TPS' de yapılan hasta plan verilerinin ortalamalarının karşılaştırılmasında $R_{100\%}$ ortalama en yüksek değeri 1.28 ile küçük tümör boyutuna sahip MC hasta planlarından, ortalama en düşük değer 0.82 ise büyük boyutta tümöre sahip hastalara yapılan MC→RAT hasta planlarından elde edilmiştir. Diğer önemli kriter olan $R_{50\%}$ hesabı yapıldığında ortalama olarak en büyük değer 6.34, küçük boyutta tümöre sahip hastalara ait MC planlarından, ortalama olarak en düşük değer ise 3.58 ile büyük tümör boyutuna sahip hastaların MC→RAT planlarından elde edilmiştir. Akciğer hastalarında bakılan bir diğer kriter D_{2cm} hesaplandığında ortalama en yüksek değer 38.54 ile büyük tümör boyutuna sahip hastalara ait Acuros planlarından ortalama en düşük değer olan 33.71 ise büyük tümör boyutuna sahip hastaların MC→RAT planlarının sonucunda hesaplanmıştır. RTOG0813' ün son kriteri V_{20} değeri hesaplandığında ise ortalama en büyük değeri 9.22 ile büyük tümör boyutuna ait MC planları, ortalama en küçük değeri ise 1.71 ile küçük tümör boyutuna sahip MC→RAT planları vermiştir. RTOG0813' de belirtilmeyen ancak CyberKnife tedavi planlarında bakılması önemli olan toplam MU ve tedavi zamanları değerleri sırası ile en yüksek MU değeri 52582 ile küçük tümör boyutuna sahip MC planlarına, ortalama en düşük değer ise 23966 ile orta tümör boyutuna sahip RAT planlarına aittir, ortalama en yüksek tedavi zamanı 34.9 dakika ile büyük tümör boyutuna sahip MC planlarında en düşük değer ise 23.7 ile küçük tümör boyutuna sahip RAT tedavi planlarında hesaplanmıştır.

Akciğer hastalarındaki her bir tümör volümü için ayrı ayrı Eclipse TPS' de yapılan hasta plan verilerinin ortalamalarının karşılaştırılmasında $R_{100\%}$ ortalama en yüksek sonuç 1.016 ile orta boyutta tümöre sahip hastalara yapılan AXB hasta planlarından, ortalama en düşük değer 0.966 ise küçük tümör boyutuna sahip AAA hasta planlarından elde edilmiştir. İkinci önemli kriter olan $R_{50\%}$ hesabı yapıldığında ortalama olarak en büyük değer 4.792, orta boyutta tümöre sahip hastalara ait AXB planlarından, ortalama olarak en düşük değer ise 0.361 ile küçük tümör boyutuna sahip hastaların AAA planlarından elde edilmiştir. Akciğer hastalarında bakılan bir diğer kriter D_{2cm} hesaplandığında ortalama en yüksek değer 57.98 ile büyük tümör boyutuna sahip hastalara ait Acuros planlarından ortalama en düşük değer olan 39.42 ise orta tümör boyutuna sahip hastaların AAA planlarının sonucunda hesaplanmıştır. RTOG0813' ün son kriteri V_{20} değeri hesaplandığında ise ortalama en büyük değeri 5.810 ile büyük tümör boyutuna ait AAA planları, ortalama en küçük değeri ise 1.200 ile orta tümör boyutuna sahip AAA planları vermiştir. Son kriter olan toplam MU değerlerine bakıldığında en yüksek değer 5343 ile küçük tümör boyutuna sahip AAA planlarına, ortalama en düşük değer ise 4582 ile büyük tümör boyutuna sahip AXB planlarına aittir.

MultiPlan TPS' de planlanan beyin hastalarındaki her bir tedavi volümü için ayrı ayrı CI, GI ve toplam MU verilerinin ortalama değerleri hesaplanmıştır. Bu değerlerden en yüksek CI ortalaması 0.91 ile büyük tümöre sahip hastalara yapılan RAT planlarından elde edilmiştir. Ortalama en düşük CI değeri 0.80 ise küçük tümör boyutuna sahip hastalara yapılan MC ve MC→RAT planlarından elde edilmiştir. GI değerlerine bakıldığında en yüksek ortalama 3.61 küçük tümör boyutuna sahip hastalara yapılan RAT planları sonucunda hesaplanmıştır. En düşük ortalama GI değeri 3.03 ise büyük tümör boyutuna sahip hastalara yapılan MC planları sonucunda hesaplanmıştır. Toplam MU değerleri açısından değerlendirildiğinde en yüksek ortalama MU değeri 7894 olan küçük boyutta tümöre sahip MC→RAT hasta planlanlarına aittir. En düşük ortalama MU değeri 6515 ise, küçük boyutlu tümöre sahip RAT' de planlanmış hasta verilerine aittir.

Eclipse TPS' de planlanan beyin hastalarındaki her bir tedavi volümü için ayrı ayrı CI, GI ve toplam MU verilerinin ortalama değerleri hesaplanmıştır. Bu değerlerden en yüksek CI ortalaması 0.925 ile büyük tümöre sahip hastalara yapılan AXB planlarından elde edilmiştir. Ortalama en düşük CI değeri 0.896 ise küçük tümör boyutuna sahip hastalara yapılan AAA planlarından elde edilmiştir. GI değerlerine bakıldığında en yüksek ortalama 3.323 küçük tümör boyutuna sahip hastalara yapılan AXB planları sonucunda hesaplanmıştır. En düşük ortalama GI değeri 3.070 ise büyük tümör boyutuna sahip hastalara yapılan AAA planları sonucunda hesaplanmıştır. Son olarak toplam MU değerleri açısından değerlendirildiğinde en yüksek ortalama MU değeri 4010 olan orta boyutta tümöre sahip AAA hasta planlanlarına aittir. En düşük ortalama MU değeri 3757 ise, küçük boyutlu tümöre sahip AAA' de planlanmış hasta verilerine aittir.

Akciğer tümörüne sahip hastalara MultiPlan TPS' de yapılan farklı algoritmalara ait tedavi planlar değerlendirilirken RTOG0813 kriterlerine ek olarak toplam MU değerleri ve tedavi süreleri dikkate alınmıştır. $R_{100\%}$ kriteri açısından değerlendirdiğimiz zaman büyük tümör boyutuna sahip hastalardaki MC vs MS→RAT karşılaştırma sonuçlarının %48' lere kadar çıktığı görülmüştür. MC vs RAT karşılaştırmalarında ise bu fark küçük tümör boyutuna sahip tedavi planları arasında %21' e kadar düşmüştür. İkinci kriterimiz olan $R_{50\%}$ değerlerinde ise küçük tümör boyutuna sahip hasta planlarından MC vs RAT arasında hesaplanan fark %40.74 ile en yüksek değer olmuştur. D_{2cm} verileri değerlendirildiğinde en büyük fark %31.27 ile küçük tümör boyutuna sahip hasta planları arasında yapılan MC vs RAT karşılaştırılmasında bulunmuştur. V_{20} ve toplam MU keriter sonuçları benzer şekilde küçük tümör hacmine sahip hastalarda MC vs RAT plan karşılaştırmaları sonucunda en yüksek değeri sırası ile %66.67 ve %65.19 olarak bulunmuştur. Son olarak tedavi süreleri arasındaki en büyük fark %48.57 olarak küçük tümör hacmine sahip hastalardaki MC vs RAT plan karşılaştırmaları sonucunda elde edilmiştir. Yalnızca küçük tümör hacmine sahip hasta planlarındaki V_{20} ve büyük tümör hacmine sahip hasta planlarındaki D_{2cm} değerlerinin MC vs RAT karşılaştırma

sonuçları istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Geri kalan tüm karşılaştırma sonuçları bütün tümör hacimlerine sahip hasta tedavi planları $R_{100\%}$, $R_{50\%}$, D_{2cm}, V_{20} ve toplam MU değerleri açısından MC vs MC→RAT ve MC vs RAT karşılaştırmaları sonucunda istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar vermiştir.

Jun Li ve ark. (33) hedef hacimleri (PTV), 10.7 cc ila 117.1 cc arasında değişen on beş hastaya tedavi planı hazırlanmıştır. Hasta tedavi planları süperpozisyon algoritması kullanılarak hesaplatılmış ve reçete edilen doz PTV' nin % 95'ini kaplayacak şekilde ölçeklendirilmiştir. Süperpozisyon planları, aynı demet ayarlarıyla (kiriş sayısı, kiriş enerjisi, açılar, alan boyutları ve monitör üniteleri) Monaco tedavi planlama sisteminin MC algoritması ile yeniden hesaplatılmıştır. Kullanılan enerjisi 6 MV' dir ve tüm hesaplamalar aynı doğrusal hızlandırıcı ışını verilerine dayandırılmıştır. Ayrıca MC planları, kiriş ağırlıklarının, RTOG protokolü 0813 tarafından önerilen kriterleri karşılayacak şekilde ayarlanmasıyla yeniden optimize edilmiştir. Yeniden optimizasyonda, kirişler (kiriş sayısı, kiriş açıları) aynı tutulmuş ve yalnızca kiriş ağırlıkları optimize edilmiştir. Nihai olarak optimize edilmiş MC planlarının dozimetrik parametreleri açısından diğer planlarla karşılaştırılmıştır. Sonuçlar gözlemlenebilir PTV volüm bağımlılığının olmadığını göstermiştir. Süperpozisyon planlarında $R_{100\%}$ ve V_{20} kriterleri değerlendirildiğinde 15 vakada tüm durumlar için küçük sapma değerleri hesaplanmıştır yani protokol kriterlerinden büyük bir sapma olmamıştır. 3 vaka için $R_{50\%}$ de büyük sapmalar meydana gelmiştir ve 2 vaka içinde D_{2cm} de büyük sapmalara mevcuttur. $R_{100\%}$, $R_{50\%}$, D_{2cm} ve V_{20}' nin geçiş oranları sırasıyla (diğer bir deyişle büyük bir sapma olmayan vakaların yüzdesi) %100, %80, %87 ve %100 olarak bulunmuştur. MC algoritması ile yeniden hesaplanan planlarda, kriterleri ihlal eden vakaların sayısında artış gözlenmiştir. 3 olguda $R_{100\%}$ değerlerinde büyük sapmalar hesaplanmıştır. Ayrıca 8 olgu için $R_{50\%}$ ve 4 olgu için de D_{2cm} değerlerinde büyük sapmalar olmuştur. $R_{100\%}$, $R_{50\%}$ ve D_{2cm} deki geçiş oranları sırasıyla %80, %47 ve %73'e düşmüştür. V_{20} değerinin geçiş oranı %100' de kalmasına rağmen, V_{20} değerleri

aslında oldukça belirgin şekilde artmıştır. MC algoritması ile optimize edilmiş planlarında, $R_{50\%}$ sonuçlarında büyük sapmalara sahip 5 olgu ve D_{2cm} sonuçlarında ise büyük sapmalar olan 3 olgu bulunmaktadır. $R_{100\%}$, $R_{50\%}$, D_{2cm} ve V_{20} geçme oranları sırasıyla %100, %67, %80 ve %100' dür. $R_{50\%}$ ve D_{2cm} geçiş oranları süperpozisyon planlarınınkinden daha düşük çıkmıştır. Süperpozisyon ve MC hesaplamaları arasındaki $R_{50\%}$ geçme değerindeki azalma oranı yaklaşık %80 bulunmuştur. Bu dozimetrik farklılıkların, elektronik dengesizliğin modellemesinde MC ve süperpozisyon algoritmaları arasındaki farklılıklara atfedilebileceği belirtilmiştir. MC ile süperpozisyon hesaplamaları arasındaki farklılıklardan dolayı, bazı durumlarda üst üste yerleştirme (süperpozisyon) planları kriterleri karşılarken MC tarafından yeniden hesaplanan planların kriterleri karşılamadığını görülmüştür. Yeniden optimizasyon işleminden sonra bile, kriterleri karşılayamayan birkaç MC planı olmuştur. Mevcut protokol kriterleri, süperpozisyon algoritması doz hesaplamaları temel alınarak oluşturulmuştur. Bu nedenle elde edilen sonuçlara göre, bazı ölçütlerin MC doz hesaplamaları için çok katı olabileceği vurgulanmıştır. Sınırlı olmasına rağmen, MC temelli tedavi planlama sistemlerinin kullanımı artması ile bu geçiş dönemi boyunca MC doz hesaplamaları için protokol kriterlerinin yeniden ayarlanması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Bu tez çalışmasında akciğer tedavi planlarının hesaplanmasında doku heterojenitesini hesaba katmayan RAT algoritmasının doku inhomojenite düzeltmelerini ve elektron lateral saçılma etkilerini hesaba katmamasından dolayı MC planlarının ve MC ile optimize edilip sadece hesaplaması RAT ile yeniden yapılan planların, kriterleri karşılama konusunda RAT planlarına oranla büyük ölçüde yetersiz kaldığı görülmüştür. Bu sonuçlar Jun Li ve ark. yaptığı çalışma ile uyum göstermiştir. Bu da RAT algoritmasının kaynaklanmaktadır. Aradaki farkların bazı kriterlerde %60' lara kadar çıkmasından dolayı özellikle hava kemik ve yumuşak dokunun bir arada bulunduğu bölgedeki hedef hacme yapılan tedavi planlarında RAT kullanımı klinik açıdan kesinlikle önerilmemektedir.

Akciğer tümörleri için Eclipse TPS' de yapılan farklı algoritmalara ait planlar değerlendirilirken RTOG0813 kriterleri ve toplam MU değerleri dikkate alınmıştır. Birinci kriter olan $R_{100\%}$ değerine bakıldığında tümör boyutu küçüldükçe algoritmalar arasındaki farkın genel olarak arttığı gözlenmiştir. Algoritmalar arası en büyük fark %13.27 olarak bulunmuştur. $R_{100\%}$ değeri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde küçük ve büyük tümör boyutuna sahip AAA ve AXB de yapılan hasta planları arasında anlamlı bir fark olmamasında rağmen orta boyutta tümöre sahip hasta planları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Orta boyutlu tümör planları değerlendirildiğinde $R_{100\%}$ için en iyi sonucu AXB planları vermiştir. Diğer kriterler olan $R_{50\%}$, D_{2cm} ve V_{20} verilerine bakıldığında algoritmalar arasındaki en büyük farklar sırası ile %27.14, %18.30 ve %21.62 olarak hesaplanmıştır. Ayrıca bu üç kriter için tüm tümör boyutlarına ait farklı algoritma planları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Son olarak toplam MU değeri için küçük boyutta tümöre sahip farklı algoritmalardaki hasta planları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmazken orta ve büyük boyuta sahip hasta planlarında algoritmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmıştır. Yüzde fark olarak değerlendirildiğinde ise algoritmalar arasındaki toplam MU değerleri arasındaki en büyük fark %37.51 olmuştur.

Suresh Rana ve ark. (2) tarafından yapılan çalışmada PTV hacimler 3.2cc ve 43cc arasında değişen 14 farklı SBRT hastası için Eclipse tedavi planlama sistemindeki AAA ve AXB algoritmaları kullanılarak hasta tedavi planları yapılmıştır. AAA ve AXB planları RTOG0813' e göre yani, izodoz hacminin PTV ($R_{100\%}$) hacmine oranı, dozun %50 sini alan hacmin PTV' ye ($R_{50\%}$) oranı, PTV' den 2cm uzaktaki maksimum doz (D_{2cm}) ve son olarak ipsilateral akciğer hacminin %20 sinin aldığı doz (V_{20}) miktarına bakılarak planlar karşılaştırılmıştır. Planlar hesaplanırken grid boyutu 0.25 olarak belirlenmiştir. Ölçümlerle en yakın sonuçları AXB algoritması vermiştir ve fark %1.7 ila %2.8 arasında değişmektedir. En fazla fark AAA algoritması için bulunmuştur. Hava boşluğunun boyutu 5x5 iken fark %1.7 ila %12.5 arasındadır ancak alan 10x10 iken bu fark %1.4 ila %6.8 e

gerilemiştir. Sonuç olarak yapılan çalışmalar göstermiştir ki AAA e kıyasla AXB düşük yoğunluklu ortamdaki doz tahmini için daha doğrudur ancak iki algoritmada RTOG0813 kriterlerini dozimetrik olarak karşıladığı için kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir.

Bu tez çalışmasında da benzer şekilde sonuçlar karşılaştırıldığında RTOG 0813 de bulunan tüm kriterler iki algoritma içinde sağlanmış ancak akciğer gibi düşük yoğunluklu bölgeler için AXB hesaplama kalitesinin daha yüksek olduğu görülmüştür. Suresh Rana ve ark. grid boyutunu 0.25 olarak belirlemiş ancak bizim çalışmamızda bu 0.1 olarak belirlenmiştir bu nedenle net bir karşılaştırma yapmamız engellenmiştir.

Beyin tümörleri için MultiPlan TPS' de yapılan planlar değerlendirilmesinde üç önemli kriter olan GI, CI ve toplam MU değerleri karşılaştırılmıştır. CI değerleri ve tedavi süreleri asarındaki fark benzer şekilde küçük tümör hacmine sahip hasta planları arasında yapılna MC vs RAT karşılaştırmasındasırası ile %11.54 ve %23.08 ile en büyük değerleri hesaplanmıştır. GI sonuçlarına bakıldığında en yüksek yüzde farkın büyük tümör hacmine sahip hasta planlarından MC vs MC→RAT karşılaştırmasından %8.60 olarak hesaplanmıştır. Son olarak toplam MU değerleri karşılaştırmasında en yüksek fark %6.34 ile orta tümör hacmine sahip hasta planları arasındaki MC vs RAT karşılaştırılmasından elde edilmiştir. İstatistiksel test sonuçlarını değerlendirmek gerekir ise CI verilerine göre MC vs RAT karşılaştırma sonuçlarına göre tüm tümör boyutların sahip hastalar için algoritmalar arasında anlamlı sonuçlar bulunmuş, MC vs MC→RAT plan karşılaştırmalarında ise büyük beyin tümörüne sahip hastalar dışında diğer iki tümör hacmine sahip hasta plan sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. GI değerlerine bakıldığında ise yine benzer şekilde MC vs RAT karşılaştırma sonuçlarına göre tüm tümör boyutlarına sahip hastalar için algoritmalar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. MC vs MC→RAT plan karşılaştırmalarında ise küçük tümör boyutuna sahip hasta planları dışında kalan orta ve büyük tümör hacmine sahip hasta

plan sonuçları istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Toplam MU değerleri değerlendimesinde MC vs RAT plan karşılaştırmalarının orta beyin tümör boyutuna sahip hasta planları istatistiksel olarak anlamlı bir fark verirken küçük ve büyük tümör boyutuna sahip hasta planları istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. MC vs MC→RAT karşılaştırmalarında büyük tümör hacmine sahip hasta planları arasında algoritma farkı istatistiksel olarak anlamsız çıkmasına karşın küçük ve orta tümör hacmine sahip hasta plan karşılaştırma sonuçları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Subhash Sharma ve ark. (18) MultiPlan TPS'nde kullanılan MC algoritmasını Eclipse tedavi planlama sistemindeki PBC ve AAA algoritmaları ile karşılaştırmıştır. Hesaplanan ve planlanan doz dağılımları dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Bütün fantom (homojen, akciğer ve katı fantom) ışınlamalarının sonucunda görülmüştür ki MC algoritması ile yapılan planların doz dağılımlarının diğer algoritmalara göre en kesin ve doğru sonucu vermiştir. Genel olarak AAA algoritması da PBC algoritmasından daha iyi sonuç verdi rapor edilmiştir

Bu çalışma gerçek hasta planı kullanılmasından ve fantom çalışması olmamasından dolayı dozimetrik karşılaştırılma yapılamamış bu nedenle her TPS sistemi kendi içinde karşılaştırılmıştır fakat Subhash Sharma ve ark. farklı TPS ait algoritmaları karşılaştırabilmek için dozimetrik ölçüm yapmıştır. Algoritmaların MC ile uyumluluklarını belirtmek ve en uyumlu sonucu veren algoritmayı bulmak için dozimetrik çalışma yapmak gerekmektedir. Subhash Sharma ve ark. PBC algoritmasını MC ile en az uyumlu bulmuştur. RAT algoritmasınında temelde bir Pencil Beam algoritması olmasından dolayı bu çalışmanın sonucunda en büyük farklı RAT ve MC arsında bulunması bakımında sonuçların uyumluluk göstermiştir.

Beyin tümörleri için Eclipse TPS' de yapılan planlar değerlendirilmesinde üç önemli kriter olan GI, CI ve Toplam MU değerleri karşılaştırılmıştır. CI değerleri

arasındaki fark tüm farklı hacimleri tümörler için en büyük fark küçük tümör hacmine sahip hasta planları arasında çıkmıştır ancak fark %3.33' ü geçmemiştir. GI verileri değerlendirildiğinde %2.60 ile en yüksek fark büyük tümör hacmine sahip hasta planları arasında olmuştur. Son olarak toplam MU değerleri için en büyük fark orta tümör hacmine sahip hasta planları arasında %14.48 olarak hesaplanmıştır. Elde edilen veriler sonucunda küçük ve orta boyutlu tümörler için yapılan AAA ve AXB planlarına ait GI, CI ve toplam MU değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına karşın büyük boyutlu tümörlerde AAA ve AXB algoritmaları ile yapılan planlar arasında özellikle CI ve GI değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmıştır. Bu farka göre değerlendirildiğinde CI değerleri açısından AXB planlarından elde edilen veriler daha iyi çıkarken GI değerleri açısından AAA plan verileri daha iyi sonuçlar vermiştir.

Fogliata ve ark. (32) tarafından yapılan çalışmada hava, yağ doku, kas, akciğer dokusu, kemik ve kıkırdak gibi farklı yoğunlukta materyallerden ve oluşan fantomlar kullanılmıştır. Yapılan PDD ve profil ölçüm sonuçlarına bakıldığında kemik dokuda algoritmalar arası büyük farklar gözlenmezken özellikle çok düşük yoğunluklu akciğer dokusu ve normal akciğer dokusu için anlamlı farklar bulunmuştur. MC ile en uyumlu sonucu AXB algoritması vermiştir. Özellikle küçük alan ve yüksek enerjiler kullanıldığında AAA ve MC arasındaki uyumsuzluk artmıştır. Sonuç olarak AcurosXB'nin klinikte MC ya alternatif olabileceği bildirilmiştir.

Bu tez çalışmasında homojen ortamda benzer sonuçlar veren iki algoritmanın, heterojen ortamda istatistiksel olarak en anlamlı ve yüzde olarak en farklı sonucu vermesinde AXB algoritmasının yanal elektron saçılmalarını ve heterojenite düzelmelerini hesaba katmasının etkisi olmuştur. Bu sonuç Fogliata ve ark. yaptığı çalışmada bulunan sonuçlar ile uyum içerisindedir.

8. SONUÇ

Radyoterapide gelişmelerin hızlanması ve radyocerrahiye olan ilginin artması ile birlikte plan verilerinin kesinliği daha da önem kazanmıştır. Yüksek ve az fraksiyon tedavilerin artması ile hata payı 1mm nin altına inmiştir. Özellikle gelişen tedavi teknikleri ve cihazların mekanik özelliklerindeki hassasiyet bu gelişimi destekleyici niteliktedir.

Bu çalışmada kullanıldığı geçmişten günümüze tartışılan algoritmaların doz hesaplama doğruluğu karşılaştırılmıştır. Daha konformal bir hasta planı sağlamak için kullanılması gereken en ideal plan bulunmaya çalışılmıştır. Bu sebeple iki farklı tedavi planlama sisteminde bulunan 4 farklı algoritmada aynı hastalar üzerine plan yapılıp, bu plan sonuçlarına göre algoritmalar arasındaki farklar ortaya konmuştur.

Çalışmanın sonunda; TrueBeam STx ve CyberKnife cihazlarındaki mekanik farklılıklar ve planlama sistemlerindeki bir çok farklılıklar sebebi ile yapılan hasta planları kendi TPS sistemleri arasında karşılaştırılmış ve her iki durumdada homojen yapıya sahip beyinde bulunan hedef hacme yönelik plan sonuçları daha benzer çıkarken heterojen bir yapıya sahip akciğer de bulunan hedef hacme yönelik planlar arasında çok ciddi farklar hesaplanmıştır. Eclipse tedavi planlama sistemi için beyinde algoritmalar birbirine bir üstünlük sağlayamamış ancak akciğer planları değerlendirildiğinde AXB algoritmasından alınan sonuçların AAA algoritmasına nazaran RTOG0813 kriterlerine daha başarılı sonuçlar vermiştir. Bunun en önemli sebebi Acuros algoritmasının doz hesabı sırasında LBTE kullanarak lateeral elektron saçılmasını ve doku inhomojenitesini daha iyi hesaplamasıdır.

MuitiPlan TPS sistemindeki verilere bakıldığında ise MC algoritması henüz kliniklerde yaygın olarak kullanılmamasına ve RTOG0813 kriterlerini karşılamakta sıkıntı yaşamasına rağmen random olarak çok fazla sayıda parçacığı hesaba katması bu nedenle gerçeğe en yakın sonuçları vermesi bakımından özellikle farklı yoğunlukların bir arada bulunduğu bölgelerde tercih edilmesi tavsiye edilir. Burada elde edilen en önemli sonuç, MultiPlan TPS sisteminde RAT ve MC arasında

heterojen ortamda meydana gelen dozimetrik farklılığın bütün kriterler arasında çok ciddi bir fark meydana getirmesi ve bu farkın özellikle heterojen bölgede bulunan hedef hacimler için tedavi planı yapılırken klinik olarak mutlaka dikkate alınması gerektiğidir.

9. KAYNAKLAR

1. 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.

2. 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.

3. 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.

4. Marrazzo L, Zani M, Pallotta S, Greto D, Scoccianti S, Talamonti C, et al. Comparison of stereotactic plans for brain tumors with two different multileaf collimating systems. J Appl Clin Med Phys; 15:4100, 2014.

5. 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.

6. 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.

7. Varian Medical Systems OS. Eclipse Algorithms Reference Guide Eclipse ; (December):1–368, 2011.

8. Seppala J, Suilamo S, Kulmala J, Mali P, Minn H, A dosimetric phantom study of dose accuracy amd build-up effects using IMRT and RapidArc in stereotactic irradition of lung tumours, Rad. Onc, 7:79, 2012.

9. Sievinen J, Ulmer W, Kaissl W. AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems; 2005.

10. Failla GA, Wareing T, Archambault Y, Thompson S. Acuros® XB advanced dose calculation for the Eclipse™ treatment planning system. Clinical perspectives Palo Alto (CA): Varian Medical Systems; 2010.

11. Tillikainen L, Helminen H, Torsti T, Siljamäki S, Alakuijala J, Pyyry J, Ulmer W. A 3D pencil-beam-based superposition algorithm for photon dose calculation in heterogeneous media. Phys Med Biol; 53:3821-3839, 2008.

12. Bush K, Gagne IM, Zavgorodni S, Ansbacher W, Beckham W: Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations. Med Phys, 38(Suppl 4):2208–2221, 2011.

13. Kroon PS, Hol S, Essers M. Dosimetric accuracy and clinical quality of Acuros XB and AAA dose calculation algorithm for stereotactic and conventional lung volumetric modulated arc therapy plans. Radiat Oncol; 8:149, 2013.

14. Vassiliev ON, Wareing TA, McGhee J, Failla G, Salehpour MR, Mourtada F. Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. Phys Med Biol; 55:581–598, 2010.

15. CyberKnife Tedavi Uygulama Kılavuzu. Sayfa 2-7.

16. CyberKnife Fizik Esasları Kılavuzu. Sayfa 2-26.

17. CyberKnife Treatment Delivery Manual Sayfa 2-7.

18. Sharma S, Ott J, Williams J, Dickow D. Dose calculation accuracy of the monte carlo algorithm for cyberknife compared with other commercially available dose calculation algorithms. Med Dosim; 36(4):347–50, 2011.

19. Wilcox EE, Daskalov GM, Lincoln H, Shumway RC, Kaplan BM, Colasanto JM. Comparison of Planned Dose Distributions Calculated by Monte Carlo and Ray-Trace Algorithms for the Treatment of Lung Tumors With CyberKnife: A Preliminary Study in 33 Patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys.; 77(1):277–84, 2010.

20. Monte Carlo Dose Calculation Algorithm For The CyberKnife Robotic Radiosurgery System Accuray Medical Systems; 2010.

21. Ma C, Li JS, Deng J, Fan J. Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for CyberKnife treatment planning 1, 2016.

22. http://www.ptw.de/2733.html?&cId=2279 Erişim tarihi: 18.02.17

23. 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. 39(10):6360-71, 2012.

24. http://www.accuray.com/product/cyberknife. Erişim Tarihi: 12.03.17

25. Huang B, Wu L, Lin P, Chen C. Dose calculation of Acuros XB and Anisotropic Analytical Algorithm in lung stereotactic body radiotherapy treatment with flattening filter free beams and the potential role of calculation grid size. Rad. Onc; 4–11, 2015.

26. Ong CL, Cuijpers JP, Senan S, Slotman BJ. Impact of the calculation resolution of AAA for small fields and RapidArc treatment plans Impact of the calculation resolution of AAA for small fields and RapidArc treatment plans. 2014;4471, 2011.

27. Paddick I: A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans: Technical note. J Neurosurg, 93:219-22, 2000.

28. Benedict SH, Followill D, Galvin JM, Hinson W, Kavanagh B, Keall P, et al. Stereotactic body radiation therapy : The report of AAPM Task Group 101. (December 2009):4078–101, 2010.

29. Fogliata A, Scorsetti M, Navarria P, Catalano M, Clivio A, Cozzi L, Lobefalo F, Nicolini G, Palumbo V, Pellegrini C, Reggiori G, Roggio A, Vanetti E, Alongi F, Pentimalli S, Mancosu P: Dosimetric comparison between VMAT with different döşe calculation algorithms and protons for soft-tissue sarcoma radiotherapy. Acta Oncol, 52:545–552, 2013.

30. Han T, Followill D, Mikell J, Repchak R, Molineu A, Howell R, Salehpour M, Mourtada F: Dosimetric impact of Acuros XB deterministic radiation transport algorithm for heterogeneuous dose calculation in lung cancer. Med Phys, 40(Suppl 5):2651–2664, 2013.

31. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Cozzi L. Dosimetric evaluation of Acuros XB advanced dose calculation algorithm in heterogeneous media. Radiat Oncol 2011; 6:82, 2011.

32. Li J, Ph D, Galvin J, Sc D, Harrison A, Sc M, et al. Dosimetric Verification Using Monte Carlo Calculations for Tissue Heterogeneity-Corrected Conformal Treatment Plans Following RTOG 0813 Dosimetric Criteria for Lung Cancer Stereotactic Body Radiotherapy. Radiat Oncol Biol. ; 84(2):508–13, 2012.

33. ICRU Report No. 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy supplement to ICRU Report 50, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland 1999.

34. 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. Jul 1;65(3):924-33, 2006.

10. ETİK KURUL ONAYI

MEDİPOL UNV İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

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

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.12528
Konu : Etik Kurulu Kararı

31/05/2017

Sayın Esra LALEŞAHİN

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Farklı Tedavi Algoritmalarının SRS ve SBRT Tedavi Planlamalarına Etkisinin Dozimetrik İncelenmesi" 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-Imza Kanununa gore Prof. Dr. Hanefi OZBEK

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	**ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI**	Farklı Tedavi Algoritmalarının SRS ve SBRT Tedavi Planlamalarına Etkisinin Dozimetrik İncelenmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Esra LALEŞAHİN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
Değerlendirilen Belgeler	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	24.05. 2017		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	24.05.2017		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
Karar Bilgileri	**Karar No: 203**	**Tarih: 31/05/2017**		
	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 GİRİŞİMSEL 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
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Ergoterapi	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd. Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet Hikmet ÜÇIŞIK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	

* :Toplantıda Bulunma

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

ADI	Esra	**Soyadı**	LALEŞAHİN

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mezuniyet Yılı**
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü	2015
Lise	Pertevniyal Anadolu Lisesi	2009

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl-Yıl)**
Medikal Fizik Stajı	Medipol Mega Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü	2015-2017
Medikal Fizik Stajı	Özel Universal Giovanni Alberto Agnelli Hastanesi	2012

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