T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

6 MV X-IŞINLARI KULLANILARAK PLANLANAN YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ HASTA TEDAVİ PLANLARININ KALİTE KONTROLÜNÜN İKİ FARKLI DOZİMETRİK YÖNTEM KULLANILARAK KARŞILAŞTIRILMASI

DERYA YÜCEL

DANIŞMAN
PROF. DR. HATİCE BİLGE

TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
TIBBİ RADYOFİZİK PROGRAMI

İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programında Derya YÜCEL tarafından hazırlanan "6 MV X-Işınları Kullanılarak Planlanan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Hasta Tedavi Planlarının Kalite Kontrolünün İki Farklı Dozimetrik Yöntem Kullanılarak Karşılaştırılması" başlıklı Yülsek Lisans tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

22 / 11 / 2011

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

1.Prof.Dr.Hatice BİLGE/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı/Danışman

2.Prof.Dr.Gönül KEMİKLER/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı

3.Prof.Dr.Emin DARENDELİLER/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı

4.Prof.Dr.Esra KAYTAN SAĞLAM/İ.Ü.İst.Tıp Fak.Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

5.Doç.Dr.İsmail ÖZBAY/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı

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 içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

DERYA YÜCEL

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve desteğini benden esirgemeyen ve yol gösteren değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim Üyesi ve Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Hatice Bilge'ye,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bana her konuda yardımcı olan İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Gönül Kemikler ve Doç. Dr. İsmail Özbay'a,

Verdikleri desteğe ve öğrettiklerine her zaman minnettar kalacağım ağabeylerim Fiz. Uzm. Dr. Aydın Çakır ve Fiz. Uzm. Dr. Murat Okutan'a,

Her daim desteğini yanımda hissettiğim Fiz. Uzm. Nazmiye Dönmez Kesen'e,

Her zaman ve her koşulda bana sahip çıkan, canımdan çok sevdiğim aileme canıgönülden teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ X
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... XİV
ÖZET ..... XVİİ
ABSTRACT ..... XVİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. X-Işınları ve Özellikleri 3
2.2. Tıbbi Doğrusal Hızlandırıcılar 3
2.2.1. Çalışma Prensipleri 4
2.2.2. Magnetron 6
2.2.3. Klystron 6
2.2.4. Kafa Yapısı 7
2.2.5. Varian RapidArc DHX Lineer Hızlandırıcı 8
2.2.6. Çok Yapraklı Kolimatörler (MLC) 10
2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavisi (IMRT) 11
2.3.1. 3 Boyutlu Radyoterapi (3DCRT) 11
2.3.2. Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavisi (IMRT) Ve Sınıflandırılması 11
2.3.3. Sabit (Fixed) Gantry IMRT 12
2.3.3.1. Step-and-Shoot IMRT 13
2.3.3.2. Dinamik IMRT 13
2.3.4. Arc Temelli IMRT 14
2.3.4.1. Fan Beam IMRT 14
2.3.4.2. Tomoterapi 15
2.3.4.3. Cone Beam Tabanlı IMRT 15

2.3.4.4. Arc IMRT 15
2.4. IMRT Tedavi Planlama Teknikleri 16
2.4.1. İleri Planlama 16
2.4.2. Tersten Planlama 16
2.5. IMRT Doz Optimizasyon Algoritmaları 17
2.5.1. Fiziksel Parametreler 17
2.5.1.1. Hava Akı Dağılımı 17
2.5.1.2. Derin Doz Dağılımı 17
2.5.1.3. MU Hesaplamaları 18
2.5.2. Pencil Beam Algoritması (FSPB) 18
2.5.3. Convolution Algoritması 19
2.6. IMRT Kalite Kontrolü (QA) 19
2.6.1. Hizmete Alım ve Testler 20
2.6.2. Rutin Cihaz Kalite Kontrolü 20
2.6.3. Tedavi Planının Kalite Kontrolü 21
2.6.3.1. Geometrik Kontrol 21
2.6.3.2. Dozimetrik Kontrol 21
2.6.4. Dozimetrik Ekipmanlar 22
2.6.4.1. Fantomlar 22
2.6.4.2. Bir Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar 23
2.6.4.3. İki Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar 24
2.6.4.4. Üç Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar 26
2.6.5. IMRT Tedavi Planlarının Kalite Kontrollerinde Kullanılan Karşılaştırma Yöntemleri 27
2.7. Gama Analizi 29
2.7.1. DTA & DD 29
2.7.2. Matematiksel Formülasyonu 30
2.7.3. Yerel Ve Küresel Referans Dozlar 31
3. GEREÇ VE YÖNTEM 32
3.1. Araç Ve Gereçler 32
3.1.1. Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı 32
3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi 32
3.1.3. Varian Eclipse AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) Algoritması 33

3.1.3.1. Yapılandırma Algoritması....33
3.1.3.2. Doz Hesaplama Algoritması....34
3.1.4. PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom....35
3.1.5. PTW OCTAVIUS Su Eşdeğeri Katı Fantom....36
3.1.6. PTW 2D-ARRAY Seven29....37
3.1.7. PTW 30012 Model Farmer Tipi İyon Odası....38
3.1.8. PTW T10005 Model UNIDOS Elektrometre....39
3.1.9. PTW VeriSoft Yazılımı....40
3.2. Yöntem....40
3.2.1. IMRT Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması....40
3.2.1.1. IMRT Tedavi Planlarının Seçimi....40
3.2.1.2. IMRT Kalite Kontrol (QA) Planlarının Oluşturulması....41
3.3. IMRT Kalite Kontrol Planlarının Ölçüm Ve Değerlendirilmesi....42
3.3.1. Varian DHX Lineer Hızlandırıcısına Ait MLC Kontrollerinin Yapılması....42
3.3.2. PTW Farmer Tipi İyon Odası İle Mutlak (Absolute) Doz Ölçümü....44
3.3.3. PTW RW3 Katı Su Fantomu ve PTW 2D-ARRAY 729 İle IMRT QA Planlarının Ölçülmesi....45
3.3.4. PTW OCTAVIUS Fantom ve PTW 2D-ARRAY 729 İle IMRT QA Planlarının Ölçülmesi....46
3.3.5. PTW 2D-ARRAY 729 Kullanılarak Alınan Ölçümlerin Gama Analizlerinin Yapılması....48
4. BULGULAR....50
4.1. PTW VeriSoft 4.1 İle Yapılan Gama Analizlerinin Sonuçları....50
4.1.1. PTW RW3 Katı Su Fantomu İle Yapılan Analizler....51
4.1.2. PTW OCTAVIUS Fantom İle Yapılan Analizler....55
4.1.3. PTW OCTAVIUS Fantom İle Radyasyona Cevabın Açı İle Değişişimini Gösteren Analizlerin Sonuçları....59
4.2. Gama Analizleri Sonuçlarının Karşılaştırmalı Grafikleri....61
4.2.1. Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması....62
4.2.2. Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması....63
4.2.3. Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması....64
4.2.4. Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması....65
4.2.5. Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması....66

4.2.6. Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması.....67
4.2.7. Ek Ölçümlerin Açıya Bağlı Grafikleri.....68
5. TARTIŞMA.....70
KAYNAKLAR.....79
ÖZGEÇMİŞ.....83

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Fantomlarda kullanılan bazı yapı maddeleri 23
Tablo 3-1: PTW 30012 model farmer tipi iyon odasının içerdiği bileşenler ve boyutları 38
Tablo 3-2: PTW 30012 model farmer tipi iyon odasının çalışma aralığı 39
Tablo 3-3: Varian DHX Lineer Hızlandırıcısına Ait MLC Testleri 42
Tablo 3-4: Varian DHX Lineer Hızlandırıcısına Ait MLC Testlerinin Gama Analizi Sonuçları 44
Tablo 4-1: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 51
Tablo 4-2: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 52
Tablo 4-3: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 53
Tablo 4-4: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 54
Tablo 4-5: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 55
Tablo 4-6: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 56
Tablo 4-7: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 57

Tablo 4-8: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 58
Tablo 4-9: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 59
Tablo 4-10: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 60
Tablo 4-11: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 60
Tablo 4-12: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları 61

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Bir tıbbi lineer hızlandırıcının yapısı 3
Şekil 2-2: Sürüklenme tüpü ve parçaları 4
Şekil 2-3: Elektronların elektromanyetik dalga üzerinde hızlandırılması 5
Şekil 2-4: Bir tıbbi lineer hızlandırıcının kafa (gantry) yapısı 7
Şekil 2-5: Varian DHX Linakın hızlandırıcı ve gantry kısımları 8
Şekil 2-6: Bir lineer hızlandırıcıya ait MLC yaprakları 10
Şekil 2-7: IMRT tekniğinin uygulanma biçimleri 12
Şekil 2-8: DTA ve %DD ölçütlerinin gama analizine etkisi 30
Şekil 3-1: PTW RW3 katı-su fantomu 35
Şekil 3-2: PTW OCTAVIUS fantom 36
Şekil 3-3: PTW 2D-ARRAY 10017 ve 10024 model detektörler 37
Şekil 3-4: PTW 30012 model farmer tipi iyon odası 38
Şekil 3-5: PTW T10005 model UNIDOS elektrometre 39
Şekil 3-6: IMRT QA planlarının gantry açılarının yüzdelik dağılımları 41
Şekil 3-7: Picket Fence Hata Testinde kasıtlı olarak konulan 0,5 mm'lik hatanın görüntüsü 44
Şekil 3-8: PTW RW3 katı-su fantomu ve PTW 2D-ARRAY ile yapılan ölçümlerin temsili resmi 46
Şekil 3-9: PTW OCTAVIUS fantom ve PTW 2D-ARRAY ile yapılan ölçümlerin temsili resmi 47
Şekil 3-10: PTW VeriSoft yazılımında yerel referans doz kullanılan bir gama analizi . 48
Şekil 3-11: Şekil 3-10'daki gama analizinin küresel referans noktası kullanılarak gerçekleştirilmesi 49
Şekil 4-1: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması 62
Şekil 4-2: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması 62
Şekil 4-3: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması 62
Şekil 4-4: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması 63
Şekil 4-5: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması 63
Şekil 4-6: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması 63
Şekil 4-7: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması 64
Şekil 4-8: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması 64

Şekil 4-9: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması 64
Şekil 4-10: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması 65
Şekil 4-11: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması 65
Şekil 4-12: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması 65
Şekil 4-13: Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması 66
Şekil 4-14: Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması 66
Şekil 4-15: Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması 66
Şekil 4-16: Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması 67
Şekil 4-17: Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması 67
Şekil 4-18: Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması 67
Şekil 4-19: 2. plan için doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik 68
Şekil 4-20: 2. plan için ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısmında, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik 68
Şekil 4-21: 18. plan için doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik 69
Şekil 4-22: 18. plan için ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısmında, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik 69

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

AlBr: Alüminyum bromit

Th: Toryum

Linak: Lineer hızlandırıcı

MHz: Mega Hertz

RF: Radyo frekans

c: Işık hızı ($3x10^8$ m/sn)

GHz: Giga Hertz

DC: Doğru akım

mm: Milimetre

MLC: Çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator)

IMRT: Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (intensity modulated radiation therapy)

HD: Yüksek yoğunluklu (high definition)

3DCRT: 3 boyutlu konformal tedavi (3 dimensional conformal radiotherapy)

BT: Bilgisayarlı tomografi

MU: Monitör unit

IMAT: Yoğunluk ayarlı ark tedavisi (intensity modulated arc therapy)

cm: Santimetre

DVH: Doz volüm histogramı

TCP / NTCP: Tümörü ve komplikasyonları kontrol edebilme olasılığı

TMR: Doku maksimum oranı (tissue maximum ratio)

FSPB: Finite size pencil beam

$S_{c,p}$: Çıkış faktörü

T_i: Geçirgenlik faktörü

ISF: Ters kare kanunu faktörü

$OAR_i(d)$: P noktasının eksenden kaymasının bir ölçütü

D_d: d derinliğinde öngörülen doz

ND: Normalizasyon faktörü

QA: Kalite Kontrol (quality asssurance)

TPS: Tedavi planlama sistemi

TLD: Termo Luminesans Dozimetre

AAPM: Amerikan medikal fizikçiler derneği

EPID: Elektronik portal dozimetre

DRR: Dijital olarak tekrar oluşturulmuş grafik

Z_{eff}: Efektif atom numarası

H_2O: Su

C_8H_8: Akrilonitril bütadien stiren

$C_5O_2H_8$: PMMA yapı maddesi

CH_2: Palmitik asit

MgO: Magnezyum oksit

$CaCO_3$: Kalsiyum karbonat

MOSFET: Alan etkili metal oksit yarıiletken transistör

cGy: Santi Gray

CCD: Charged Coupled Device

SLICs: Scanning Liquid Ion Chamber

AMFPIs: Active Matrix Flat Panel Imagers

AMFPD: Amorphous Silicon Flat Panel Dedector

SSD: Kaynak cilt mesafesi

MR: Manyetik rezonans

DTA: Kabule uzaklık (distance to aggrement)

%DD: Yüzde doz değişimi

IGRT: Görüntü destekli radyasyon tedavisi (image guided radiation therapy)

PBC: Pencil beam Convolution

AAA: Anisotropic Analytical Algorithm

MC: Monte Carlo

g: gram

é: elektron

FeS: Demir sülfür

Co: Kobalt

ms: Milisaniye

V: Volt

Al: Alüminyum

kV: Kilo Volt

MV: Mega Volt

MeV: Mega elektron Volt

mg: miligram

°C: Derece Celsius

m: Metre

hPa: 100 Pascal Unit

ADCL: Tıbbi kalibrasyon odaları

Gy: Gray

min: dakika

R: Röntgen

C: Coulomb

A: Amper

cc: Kübik santimetre

lt: Litre

SAD: Kaynak eksen mesafesi

TG: Tongue Groove

LR: Left Right

YRD: Yerel Referans Doz

KRD: Küresel Referans Doz

ORT: Ortalama

SS: Standart sapma

±: Artı eksi

ÖZET

Yücel, D. (2011). 6 MV X-Işınları Kullanılarak Planlanan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Hasta Tedavi Planlarının Kalite Kontrolünün İki Farklı Dozimetrik Yöntem Kullanılarak Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Bu çalışmada, 36 IMRT tedavi planına ait kalite kontrol testleri iki farklı fantom kullanılarak değerlendirilmiştir.

Ölçümler PTW RW3 katı-su fantomunda tüm gantry, kolimatör ve masa açıları sıfır derecede, PTW OCTAVIUS fantomda ise orijinal değişkenleri korunarak PTW 2D-ARRAY 729 detektör ile Varian DHX (RapidArc) lineer hızlandırıcısında yapılmıştır. Ölçülen ve Varian Eclipse 8.9 tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz akı haritalarına ait gama analizleri %2, %3, %4 ve %5 DD için 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde PTW VeriSoft 4.1 yazılımıyla hesaplanmıştır. Aynı kriterler için hem yerel hem de küresel referans doz noktalarında, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının hem tamamı hem de maksimum %50'lik kısımları için gama analizleri tekrarlanmıştır. Maksimum dozun %5'in altındaki dozların baskılandığı gama analizlerinde, gama değeri küçük eşit 1 olan kısmın %90 olması geçer kıstas olarak kabul edilmiştir.

PTW RW3 katı-su fantomda gerçekleştirilen ölçümlerin, %3 DD ve 3 mm DTA ölçütlerinde, değişen referans noktası ve akı haritası genişlikleri için TPS'de hesaplanan izodozlarla uyum içinde olduğu belirlenmiştir. PTW OCTAVIUS fantomda yapılan gama analizlerinde, düşük doz bölgelerindeki tutarsızlıklar sebebiyle, doz akı haritasının tamamı ile yerel referans noktasında yapılan gama analizi hariç, %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde %90'ın üzerinde uyum görülmüştür.

Çalışmanın sonunda IMRT tekniği ile yapılan tedavi planlarının kontrollerinde PTW RW3 fantomla 0° gantry, kolimatör ve masa açılarının kullanılmasının daha uygun olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi, QA, RW3, OCTAVIUS, Gama analizi

ABSTRACT

Yücel, D. (2011). Comparison Of The Quality Assurance Of Patient Treatment Plans Which Are Done By Using 6 MV X-Ray Beams Via Two Different Dosimetric Techniques. Istanbul University, the Institute of Health Sciences, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. Istanbul.

In this study, QA tests of 36 IMRT treatment plans were evaluated using two different phantoms.

QA plans were prepared on Varian Eclipse 8.9 TPS. The measurements were taken on PTW RW3 solid-water phantom by setting all gantry, collimator and table angles to zero and PTW OCTAVIUS phantom by keeping the original parameters, using PTW 2D-ARRAY 729 and Varian DHX (RapidArc) linac. Gamma analysis were done within %2, %3, %4 and %5 DD and 2, 3, 4 and 5 mm DTA via PTW VeriSoft 4.1 for total and maximum %50 parts of the measured and calculated dose maps at both local and global reference dose points. The part of the maps under %5 of the measured maximum dose were suppressed on the gamma analysis.

It is observed that the measurements with PTW RW3 solid-water phantom are in compatible within calculated isodoses by TPS under %3 DD and 3 mm DTA measures at variable reference dose points and fluence map range dimensions. On the gamma analysis of PTW OCTAVIUS phantom, over %90 compliance is observed at %4 DD and 4 mm DTA measures, except for the analysis using total dose fluence map and local reference dose point, due to the inconsistency at low dose regions.

As a conclusion, it is found that setting all gantry, collimator and table angles to 0° is more appropriate for the quality assurance tests of IMRT treatment plans.

Key Words: Intensity modulated radiation therapy, QA, RW3, OCTAVIUS, Gamma analysis

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kanser tedavisinin önemli bir şekli olan radyoterapinin amacı, hedef hacme istenilen miktarda doz verilirken çevredeki sağlıklı dokuları mümkün mertebede korumaktır. 8 Kasım 1895'de Wilhelm Conrad Röntgen'in X-ışınlarını keşfetmesiyle başlayan süreçte varılan en ileri radyoterapi tekniği yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisidir (IMRT). Bu yöntemde her ışın alanında bilgisayar tarafından kullanıcının isteği doğrultusunda oluşturulmuş birçok alt alan veya çok yapraklı kolimatör (MLC) yardımıyla oluşturulan doz yoğunluğu inhomojen bir alan bulunur. Bu teknik kullanılarak, 3 boyutlu konformal tedaviye göre, birbirine yakın hastalıklı ve sağlıklı bölgelere verilen dozlar daha iyi kontrol edilerek çok kısa mesafelerde çok hızlı doz değişimleri sağlanabilmektedir.

Kanser tedavisinde devrim niteliğinde olan IMRT tekniğinin hastaya uygulanması ise çok dikkat gerektiren bir iştir. Hedef hacmin çok iyi belirlenmesi ve tedavinin çekilen tomografi görüntüsü üzerinde çok detaylı bir şekilde planlaması yeterli değildir. Bu planın ilgili radyoterapi cihazı ile belirli kabul ölçütleri içinde uygulanabiliyor olması esastır.

IMRT tedavi planlarının kalite kontrolleri (QA) daha önceden çekilmiş doku eşdeğeri fantom görüntüleri üzerine oluşturulan QA planlarının, hasta tedaviye başlamadan önce, dozimetrik olarak kontrol edilmesiyle sağlanır. Kliniğimizde kullanılan PTW RW3 (Freiburg, Almanya) ve PTW OCTAVIUS katı-su (doku eşdeğeri) fantomlar ile PTW 2D-ARRAY 729 dedektör ile yapılan QA ölçümlerinden elde edilen doz akı haritaları (fluence maps), Eclipse 8.9 tedavi planlama sisteminden (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, ABD) elde edilen sanal doz akı haritalarıyla karşılaştırılır. Karşılaştırma, gama analizi yöntemi kullanılarak, kabul edilen DTA ve DD ölçütlerinde gerçekleştirilir.

Rutin uygulamalarda, olası hataları en aza indirmek için, kalite kontroller tedavi planına ait gantry, kolimatör ve masa açılarının sıfırlanmasıyla gerçekleştirilir. Böylelikle, bütün tedavi açıları fantom üzerine sıfır derece gantry, kolimatör ve masa açılarıyla uygulanır; ölçüm cihazı aracılığıyla elde edilen ve tedavi planlama sisteminden alınan veriler karşılaştırılır.

Kliniğimizde kullanılan PTW 2D-ARRAY dedektör, üst üste konulmuş dikdörtgen prizması şeklindeki PTW RW3 katı-su fantomuyla, sıfırdan farklı gantry açılarında ışınlanamaz. Açıya bağımlılıkları olan array dedektörlerin etrafını sarmayan bu fantomla, sadece ilgili değerleri sıfırlanmış QA planlarının ölçümleri yapılabilir. Fakat, kliniğimizde uygulanan ARC rotasyonel tedavi tekniğinin kalite kontrollerinde kullanılan ve array dedektörün etrafını saran sekizgen biçimli PTW OCTAVIUS fantom ile tedavi planları orijinal koşullarında kontrol edilebilir.

Bu çalışmada amaç, küçük hacimli prostat, geniş hacimli pelvis ve toraks ile orta hacimli baş ve boyun merkezli IMRT tedavi planlarından oluşan 36 adet QA planını hem PTW RW3 katı-su fantomu hem de PTW OCTAVIUS fantom için Eclipse tedavi planlama sisteminde oluşturmak, dozimetrik olarak ölçmek ve ölçülen doz dağılımları ile planlanan doz dağılımlarını gama analizi yöntemiyle karşılaştırarak kullanılan QA yöntemleri arasındaki farkı belirlemektir.

Ölçümlerde PTW RW3 için IMRT planlarının bütün gantry, kolimatör ve masa açıları sıfırlanırken, PTW OCTAVIUS fantom için bu değerlerin orijinalleri kullanılmıştır. Rotasyonel planların kalite kontrolleri için doğruluğu defalarca kanıtlanmış PTW OCTAVIUS fantom ile statik açılarda yapılan bu çalışma, yıllardır güvenilerek kullanılan PTW RW3 katı-su fantomunun gantry, kolimatör ve masa açılarının sıfırlanmasıyla alınan ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır.

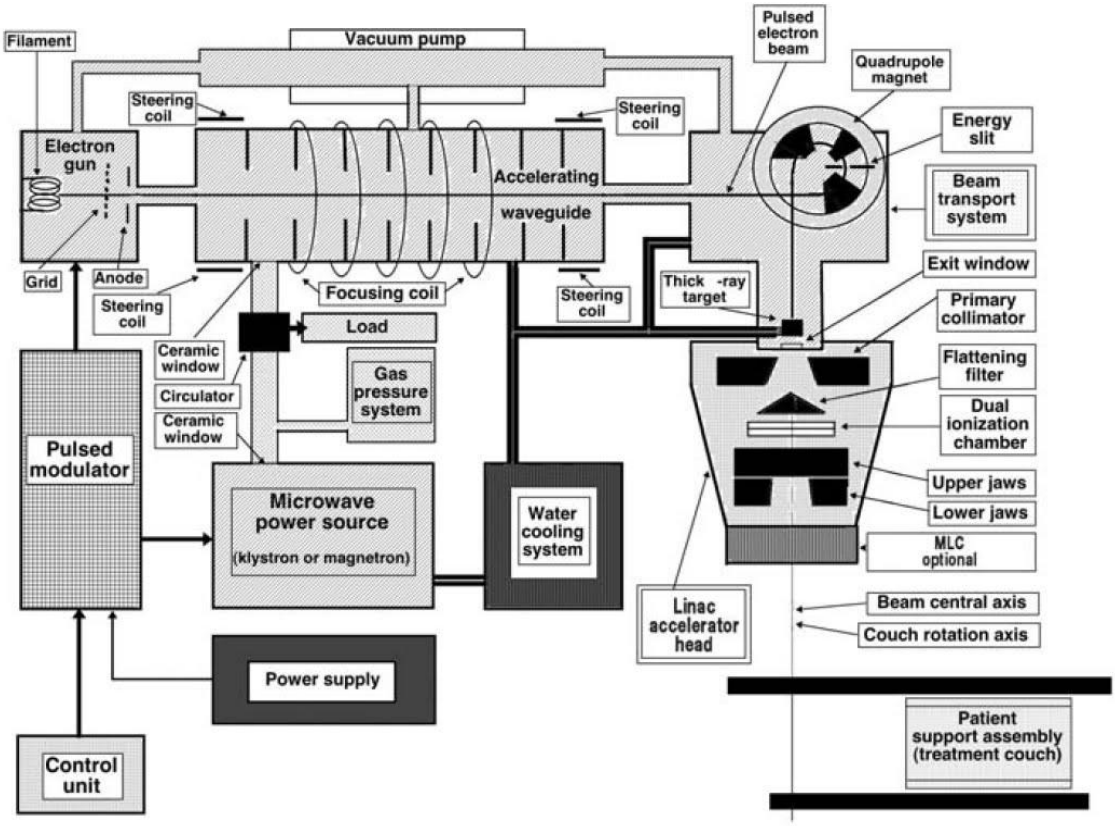
2. GENEL BİLGİLER

2.1. X-Işınları ve Özellikleri

X-ışınları 1895 yılında Wilhelm Röntgen tarafından keşfedilmiş ve bu keşif 1901 yılında Nobel Fizik Ödülü'ne layık görülmüştür. X-ışınlarının keşfini takiben 1896 yılında Henri Becquerel'in radyoaktiviteyi keşfetmesiyle radyasyon tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır.

Radyasyonun tıpta kullanımı çok yüksek enerji seviyelerinde X-ışını üreten ileri teknoloji ürünü lineer hızlandırıcıların tasarlanmasıyla yaygınlaşmıştır.

2.2. Tıbbi Doğrusal Hızlandırıcılar



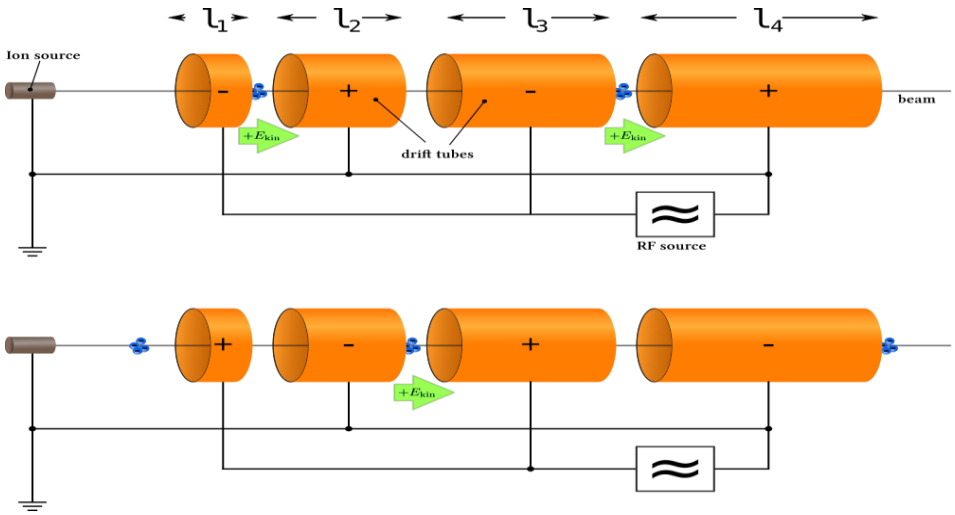
Şekil 2-1: Bir tıbbi lineer hızlandırıcının yapısı

Radyasyon tedavilerinin uygulanması tıbbi doğrusal hızlandırıcıların kullanılmasıyla sağlanmaktadır. Çeşitli bölümlerden oluşan tedavi cihazı temel olarak elektronların hızlandırılması ve ağır bir maddeyle çarpıştırılarak X-ışınlarının elde edilmesi prensibine dayanmaktadır (Şekil 2-1).

2.2.1. Çalışma Prensipleri

Bir lineer hızlandırıcı elektron, proton veya ağır iyonları doğrusal bir hat boyunca hızlandıran bir parçacık hızlandırıcısıdır. Yüklü parçacıklar hızlandırıcıya sol taraftan giriş yapar ve bir elektrik alan tarafından sürüklenme tüpleri boyunca hızlandırılırlar. Sürüklenme tüpüne girdikleri zaman, Faraday kafesi benzeri koruyucu bir alan tarafından sarılır ve sabit bir hızla sürüklenirler. Bir sonraki boşluğa geldikleri zaman, alan onları bir sonraki tüpe kadar tekrar hızlandırır. Bu olay parçacığın her boşlukta biraz daha fazla enerji kazanması ve her sürüklenme tüpünde bu hızını korumasıyla, parçacık sağ uçtan çıkana dek sürer.

Sürüklenme tüpleri, parçacığın hızlandırılması için alternatif elektik alan kullanıldığından, gereklidir. Bu tüpler olmaz ise, alternatif alana maruz kalan parçacıklar akımın sinüsoidal yapısından dolayı ardarda hızlanıp yavaşlarlar. Sürüklenme tüpleri, alternatif alan azalma yönündeyken, yüklü parçacıkları yavaşlamaktan kurtarır (Şekil 2-2).



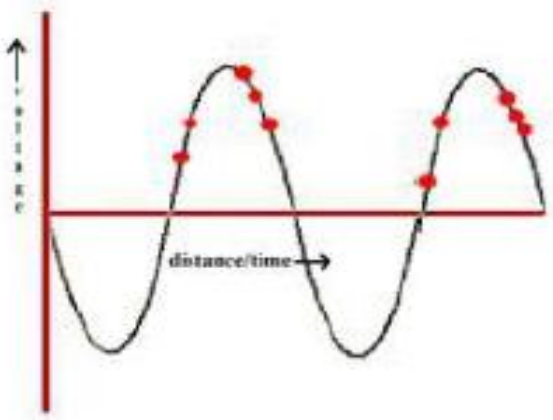
Şekil 2-2: Sürüklenme tüpü ve parçaları

Lineer hızlandırıcıların ana kısımları elektron tabancası, demetleyici (the buncher) ve lineer hızlandırıcının kendisidir.

Elektron tabancasının katotu, BrAl ya da $^{90}Th_{232}$ (g=112,6 g/cm^3 ve erime sıcaklığı 1700°C) gibi negatif yüklü başka bir termoiyonik (ısıtıldığında elektronları serbest hale geçen madde) tabakadan oluşmaktadır. Bir linakta elektron akısı katotların ısıtılmasıyla meydana gelir.

Geçit (Gate), elektronik bir anahtar gibidir. Bakırdan oluşan, pozitif yüklü, bir anottur. Saniyenin her 500 milyonda birinde, anottan geçite (gate) elektronların katottan muazzam hızlarda fırlamasını sağlayacak, pozitif yükler verilir. Bu elektronlar geçite ulaştıkları zaman, ana anot tarafından güçlü bir şekilde çekilir ve geçiti geçerler. Atımlar geçitte 500 MHz frekansta gerçekleştiğinden, elektronlar anota kesik kesik ve demetler halinde gelir. Anot, elektronları hızlandırıcının demetleyici adındaki bir sonraki bölümüne taşıyacak olan elektromanyetik alanı yaratabilmek için, halka şeklinde tasarlanmıştır.

Demetleyici (Buncher): Demetleyicinin amacı elektron tabancasından gelen atımlı elektronları hızlandırmak ve onları bir demet halinde paketlemektir. Demetleyici, bunu yapabilmek için, Klystron'dan çok güçlü mikrodalga ışımalar alır ve mikrodalgalar ile elektronlar hızlandırılır.



Şekil 2-3: Elektronların elektromanyetik dalga üzerinde hızlandırılması

Şekil 2-3'deki kırmızı renkli daireler elektronları ve sinüs dalgası da demetleyicideki mikrodalga ışımayı gösterir. Elektronlar mikrodalganın tepesine ne kadar yakın olurlarsa, o kadar hızlandırılırlar.

Linakın kendisi, demetleyicinin bir uzantısıdır ve ek RF kaynaklarıyla elektronları hızlandırırarak, onları daha sıkı demetler haline getirir. Elektronlar demetleyiciden linaka %60,00 c (ışık hızı) hızında girer ve %99,96 c hızında ayrılırlar. (1,2)

2.2.2. Magnetron

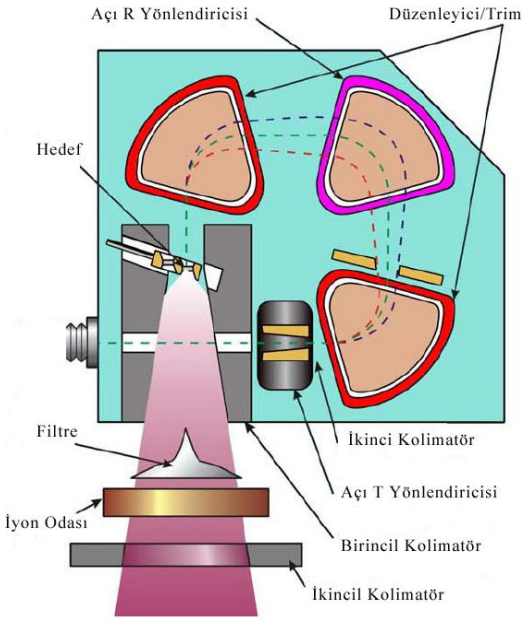
Magnetron mikrodalgalar üreten bir cihazdır. Yüksek güçlü bir osilatör olarak işlem görür ve saniyede birkaç yüz tekrarlama ile herbiri birkaç mikrosaniye süren mikrodalgalar üretir. Her atım için mikrodalga frekansı yaklaşık 3 GHz'dir.

Magnetron merkezinde katot ve dış kısmında bakırdan oluşan ve yankı yapabilen boşluklar barındıran bir anot içerir. Silindirik bir yapıya sahiptir. Anot ve katot arası vakumludur. Katot bir iç tabaka tarafından ısıtılır ve elektronlar termoiyonik yayılım ile oluşturulur. Statik bir elektromanyetik alan boşluk yüzeyine dik bir biçimde ve bir DC statik elektrik alanı da anotla katot arasına uygulanır. Katottan yayınlanan elektronlar atımlı DC elektrik alanı ile anota doğru hızlandırılırlar. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan sayesinde, elektronlar yankı boşluklarında karışık biçimde hareket eder ve mikrodalgalar şeklinde enerji yayarlar. Oluşturulan bu mikrodalgalar parçacıkların dalga klavuzu aracılığıyla hızlandırılmasını sağlarlar. (3)

2.2.3. Klystron

Klystron bir mikrodalga genlik güçlendiricidir. Kendi başına bir kaynak değildir ve düşük güçte bir mikrodalga osilatörü tarafından beslenmelidir. Katotta üretilen elektronlar, düşük güçte mikrodalgaların geldiği demetleyici boşluğu da denen, ilk boşluğa doğru negatif bir voltaj atımıyla hızlandırılırlar. Mikrodalgalar boşluk boyunca alternatif bir elektrik alan oluşturur. Elektronların hızları, hız modülasyonu olarak bilinen bir işlem ile, bu elektrik alan kullanılarak ayarlanır. Bazı elektronlar hızlanırken, diğerleri yavaşlatılabilir veya etkilenmeden kalabilirler. Bu olay, elektronların hızları ayarlanmış ve demetlenmiş bir halde hızlandırıcı tüpe gönderilmelerini sağlar. (3)

2.2.4. Kafa Yapısı



Şekil 2-4: Bir tıbbi lineer hızlandırıcının kafa (gantry) yapısı

Linakta hızlandırılan elektronların 270 derece döndürülerek hedefe çarptırıldığı ve oluşturulan X-ışınlarının düzenlenip kontrol edilerek ortam dışına gönderildiği kafa kısmına Gantry denmektedir. Linakların birçoğu yatay bir eksende dönebilecek şekilde tasarlanırlar. Gantry dönüşü esnasında, kolimatör ekseni dikey bir aksta hareket eder. Kolimatör ekseniyle gantry dönüş ekseninin çakıştığı noktaya izomerkez (isocenter) denir (Şekil 2-4).

X-ışınları ilk olarak, hedefinin hemen ardında yer alan sabitlenmiş birincil kolimatör ile şekillendirilir ve ardından düzleştirici filtreden geçerler.

Düzleştirilen X-ışınları doz monitör odalarına gelir. Monitör sistemi birçok iyon odasından veya çok plakalı tek bir odadan oluşur. Odalar genellikle transmisyon tipinde olsa bile (ör, paralel plak iyon odaları), bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik iyon odaları da kullanılırlar.

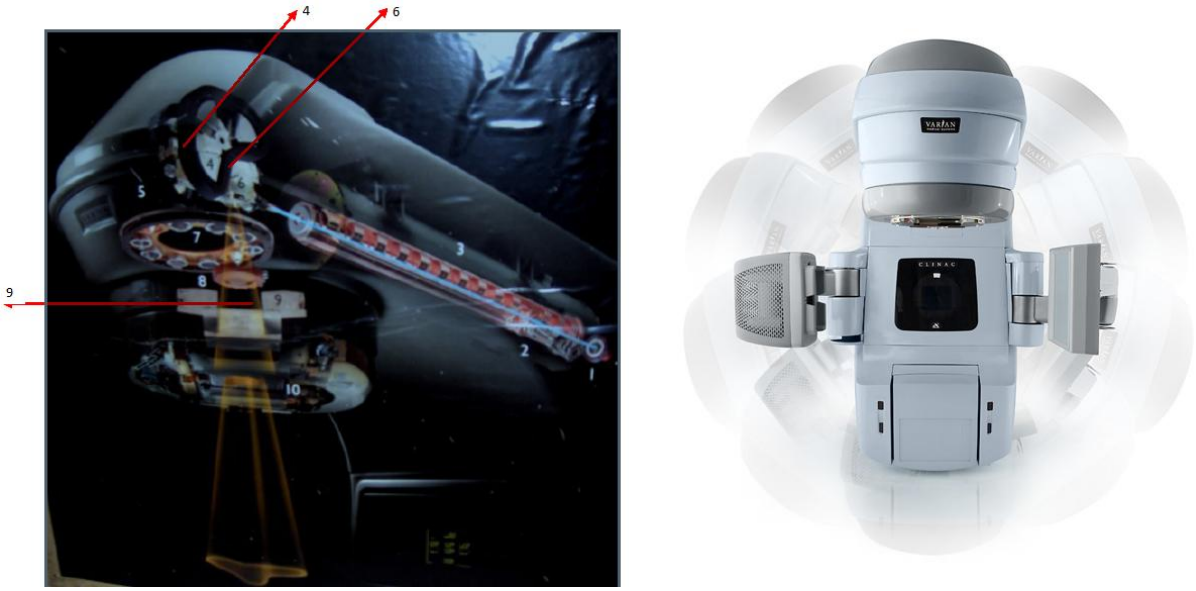
İyon odalarının amacı doz hızını, toplam dozu ve alan simetrisini kontrol etmektir. Odalar yüksek radyasyon akısına maruz kaldıklarından, iyon odalarının değişen doz hızına rağmen stabil kaldığından emin olunması şarttır. İyon odalarına, tasarımlarına bağlı olarak, 300 ile 1000 Volt Bias voltajı uygulanır. Linak kafasındaki

iyon odaları, ışın kalibrasyon odalarının aksine, genellikle zırhlanır; atmosfer, basınç ve sıcaklık değişimlerinden etkilenmezler.

X-ışınları, iyon odalarını geçtikten sonra, hareketli X-ışını kolimatörleri tarafından yeniden şekillendirilirler. Kolimatör, X-ışını kaynağından (hedefteki odak yeri / focal spot) 100 cm gibi standart bir uzaklıkta, 0×0 dan yaklaşık 40×40 cm^2'ye dek diktörtgen alan yaratabilen, kurşun ya da tungsten iki çift bloktan (jaw) oluşur.

Alan boyutları linak kafasındaki ışık belirleme sistemiyle her daim kontrol edilir. İyon odaları ve jawlar arasına kurulmuş olan bu ayna ve ışık kaynağı sistemi sayesinde, odaktan X-ışını üretir gibi, ışık oluşturmak mümkündür. Bu sayede, ışıklı alan radyasyona maruz kalacak alanı gösterir ve ışınlanacak alan kontrol edilebilir. (2,3,4)

2.2.5. Varian RapidArc DHX Lineer Hızlandırıcı



Şekil 2-5: Varian DHX Linakın hızlandırıcı ve gantry kısımları

1.Izgaralı (Gridded) Elektron Tabancası: Doz hızını sürekli ve başarıyla kontrol eder. Dinamik tedaviler için uygun ışın kontrolünü sağlar.

2.Enerji Şalteri (Switch): Bütün tedavi edici enerji aralığında stabil doz hızlarında enerji sağlar. Bütün enerjilerde optimal performans ve spektral saflık sağlar.

3.Dalga Kılavuzu (Wave Guide): Çıkarılabilir elektron tabancası ve enerji şalteri birlikte yüksek verimli ve çift taraflı duran dalga kılavuzunu oluşturur. RF kaynağı tarafından üretilen alternatif elektrik alanı kullanılarak gelen parçacıklar hızlandırılır.

4.Perdesi Değişmeyen 3 Alan Bükme Mıknatısı: Sabitlenmiş aralıklardan oluşan 3 parçalı tasarımı ile gelen ışının her tedavi için çoğaltılması sağlanır. 270 derece açılı bükme sistemi, optimal portal görüntüleme için 2 mm dairesel focal spot büyüklüğünü sağlar.

5.Gerçek Zamanlı Işın Kontrol Yönlendirme Sistemi: Radyal ve enine (transverse) yönlendirme bobinleri (coil) ve gerçek zamanlı geri bildirim sistemi ışın simetrisinin bütün gantry açılarında +/-2% içerisinde kaldığından emin olunmasını sağlar.

6.Odak Noktası (Focal Spot) Büyüklüğü: En büyük doz hızlarında bile, dairesel odak noktasının büyüklüğü mıknatıslı bobinler tarafından sabit tutulur ve 2 mm'den küçük kalması sağlanır.

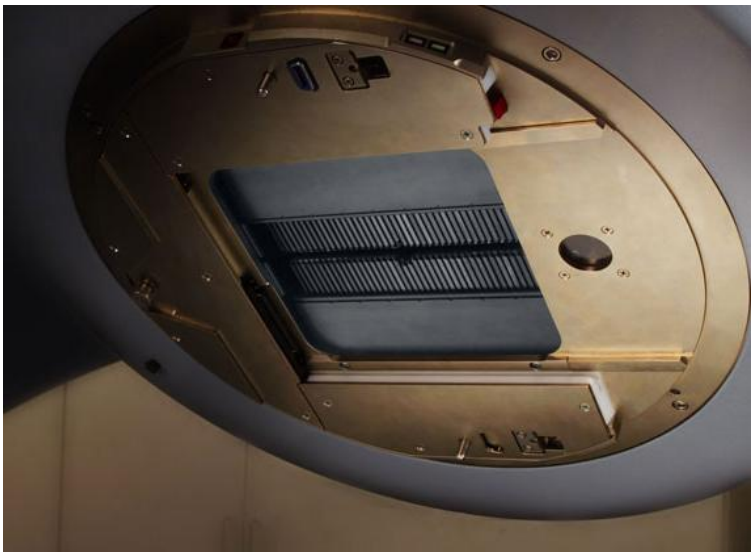
7.On Port Karusel (Carousel): Yeni elektron saçılma folyoları homojen elektron ışını sunar.

8.İyon Odası: 8 sektörlü ve çift mühürlü (dual sealed) iyon odaları sıcaklık ve basınçtan etkilenmez; ışın dozimetrisinin uzun dönemdeki güvenilirliği ve stabilitesi için dozimetrinin +/-2% içerisinde kaldığından emin olunmasını sağlar.

9.Asimetrik Çeneler (Asymmetric Jaws): 4 bağımsız kolimatör isteğe bağlı olarak simetrik ve asimetrik alanlar oluşturulmasını sağlar.

10.Çok Yapraklı Kolimatörler (Multi Leaf Collimator): 120 yapraklı dinamik MLC ile IMRT tedavileri için en gelişmiş ışın şekillendirici kullanılır. (2)

2.2.6. Çok Yapraklı Kolimatörler (MLC)



Şekil 2-6: Bir lineer hızlandırıcıya ait MLC yaprakları

Çok yapraklı kolimatör (MLC) Tungsten gibi yüksek atom numaralı bir maddeden yapılmış, bireysel yapraklardan oluşan ve ışınının geçisini engellemek üzere her biri ileri geri bağımsız olarak hareket edebilen bir cihazdır (Şekil 2-6).

MLC yaprakları lineer hızlandırıcılarda radyoterapi tedavi ışınlarını düzenlemek için kullanılırlar. Özellikle konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) için bu cihazlar zaruridir.

MLC 1965 yılında konformal tedavilerde kullanılmaya başlanmış ve daha sonra IMRT tedavileri için geliştirilmiştir. MLC, konformal radyoterapide ışının boyutunu düzenleyerek tümörü daha iyi kapsamak ve çevredeki sağlam dokuları korumak için kullanılır. Ayrıca, kullanıcıyı blok dökme ve saklama zahmetinden kurtarır. IMRT tekniğinde ise, MLC yaprakları alan boyunca hareket ederek inhomojen bir doz dağılımının oluşturulmasını sağlar.

MLC radyasyon tedavisi için çok önemli bir gereçtir. Radyoterapide kullanılan bütün parçalar gibi, MLC yapraklarının da kalite testleri ve kabul edilebilir çalışma sınırları vardır.

Farklı üreticiler tarafından geliştirilmiş birçok MLC çeşiti bulunur. Günümüzde 120 ve 160 yapraktan oluşan standart ve HD MLC çeşitleri vardır. Geometrileri üreticiye göre değişmektedir. (5,6,7,8)

2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavisi (IMRT)

2.3.1. 3 Boyutlu Radyoterapi (3DCRT)

Röntgen'in X-ışınlarını keşfetmesiyle başlayan süreçte, insan vücudunun 2 boyutlu görüntülerinin elde edilebilmesi, radyologların bu görüntüler üzerinde iç organları net bir şekilde belirleyebilmelerine olanak tanımıştır. Radyasyonla kanser tedavisi, radyologların düzlemsel radyofilm görüntülerini kullanarak önceden belirlenmiş tümör bölgesine dikdörtgen alanlarda radyasyon uygulamasıyla başlamıştır.

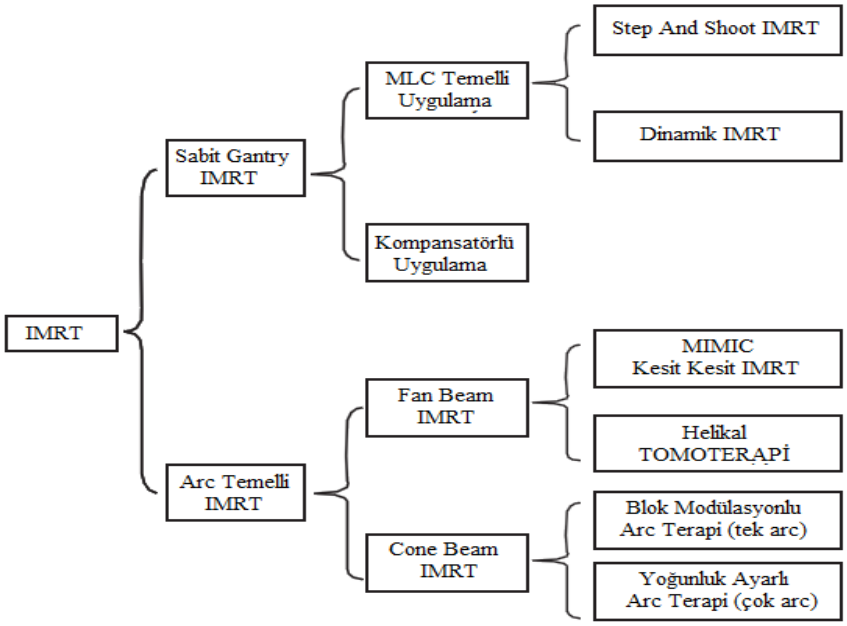
Sağlam dokular arasında yer alan tümör bölgesi tedavi edilirken uygulanacak doz miktarı, tedavi edilen normal dokuların tolerans limitleriyle sınırlıdır. İnsan anatomisi ve tümör şekilleri gerçekte 3 boyutlu olduğundan, eski 2 boyutlu tedavi yöntemleriyle 3 boyutlu organ yapılarının hesaba katılması mümkün değildir.

3 boyutlu konformal radyasyon tedavisi (3DCRT), hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) tarafından alınan üç boyulu görüntüsü üzerine, hedef hacmin iki boyutlu bağımsız kesitler halinde planlanmasıyla oluşturulan tedavi şeklidir. 3DCRT, bilgisayarlı tomografi sayesinde alınan birçok helezonik ve kesit kesit görüntüler üzerine planlanır. Hastanın tedavi pozisyonunda çekilmiş ve bilgisayarda yeniden yaratılan görüntüleri sayesinde hangi geometrik ve dozimetrik değişkenlerin kullanılacağı hesaplanabilir. Uygun sabitleyici araçlar uygulama başarısını arttırır. (3,4)

2.3.2. Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavisi (IMRT) Ve Sınıflandırılması

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT), 1980'lerde 3DCRT'nin gelişmesinin bir sonucu olarak ortaya çıkmıştır. Yöntemin kullanılmasına 1990'ların başında Amerika Birleşik Devletleri'nde Peacock IMRT planlama sistemi ve MIMIC ışın uygulama cihazı ile başlanmıştır (North American Scientific, NOMOS Radiation Oncology Division, Cranberry Township, PA, ABD). Bunu 1990'ların ortasında başlayan Cone Beam MLC temelli IMRT tekniği izlemiştir.

Işınlanacak alanın MLC tekniği ile sürekli ve kontrol edilebilir bir biçimde düzenlenebilmesi sayesinde, ideal ışın modülasyonu hayata geçmiştir. Şekil 2-7'de mevcut ve geliştirilmekte olan IMRT teknikleri görülmektedir. Listede yer alan bütün IMRT teknikleri temel olarak 3DCRT'den daha iyi bir doz dağılımını elde etmeye yöneliktir. (3,4)



Şekil 2-7: IMRT tekniğinin uygulanma biçimleri

2.3.3. Sabit (Fixed) Gantry IMRT

Sabit Gantry IMRT tekniği, 3DCRT'ye benzer bir şekilde, birçok sabitlenmiş ışın açılarından oluşur. Bu teknikte, tedavi planlaması genellikle iki adımda yapılır. İlk önce, doz optimizasyonu motoru her bir bağımsız ışın için yoğunluk profili veri paketleri oluşturur.

Optimize edilmiş ışın profilleri, tedavi planlama sistemine bağlı olarak, sürekli veya ayrıştırılmış boşluk ve yoğunluklardan oluşabilir. Her bir ışın demeti alt segmentler içerir. Her bir segmentin genişliği MLC yönüne diktir ve MLC yaprağının genişliği ile sınırlıdır. Segment uzunluğu ya da MLC yaprağının hareket yönündeki adım boyutu (step size), kullanıcı tarafından belirlenen bir değişkendir. Daha ufak segmentler veya daha yüksek yoğunluk seviyeleri ile daha iyi uzaysal çözünürlük, yani daha iyi planlama sağlanabilir, ancak pratikte bunu gerçekleştirebilmek için daha fazla alt segment gerekir. Bu da hem tedavi süresini hem de toplam MU miktarını arttırır. Segment büyüklüğü ve yoğunluk seviyesi (intensity level) sayısı günümüz IMRT tekniğinde sırasıyla 1x1 cm^2 ve 10'dur.

İstenilen doz akı haritasını (fluence map) elde etmenin birçok yolu vardır. En çok uygulanan IMRT tekniği bilgisayar kontrollü MLC ile yaratılan IMRT tekniğidir. Bu yaklaşımda, bir yoğunluk haritası MLC dizisi algoritmalarıyla MLC şekillerine

dönüştürülür. MLC şekilleri, tedavi sırasında uygulanmak üzere, bir bilgisayar dosyasına kayıt edilir. Bir yoğunluk haritası, şekil ve biçiminden bağımsız olarak, segmentlere ayrılmış bir alanın üstüste binmesi şeklinde oluşturabilir. MLC hareketiyle doz uygulanması arasındaki ilişkiye bağlı olarak, IMRT planı dur ve ışınla (step and shoot) ya da sürekli (dynamic) IMRT teknikleriyle uygulanabilir. Step-and-shoot yönteminde MLC yaprakları hareketi ve doz uygulaması farklı zamanlarda; dinamik yöntemde ise, bu iki uygulama eşzamanlı olarak sunulur. (3,4)

2.3.3.1. Step-and-Shoot IMRT

Step and Shoot tekniğinde, bir noktadaki toplam doz, oradaki bir dizi segmentin oluşturduğu dağılımların toplamıdır. MLC yaprakları bir segmentten diğerine hareket ederken X-ışını uygulaması devre dışıdır. Bu uygulamanın kalite kontrolü, MLC yapraklarının hızı ile uygulanan doz arasında bir ilişki olmamasından dolayı, dinamik uygulamaya nazaran daha kolaydır. (3,4)

2.3.3.2. Dinamik IMRT

Dinamik (Dynamic) IMRT tekniği üç farklı konseptten oluşur:

Sliding Window tekniğinde, IMRT tedavi planı tamamen dinamik MLC hareketlerinden oluşur. Plan birçok sabit gantry açılarından oluşur, fakat açılarda herhangi bir alt segment bulunmaz. Step-and-shoot tekniğinin aksine, alan her açıda tek bir segmentten oluşur ve doz haritası MLC yapraklarının süregelen hareketleriyle oluşturulur. MLC yapraklarının hızı değişkendir ve hareket esnasında X-ışını uygulaması devam eder. Sabit bir doz hızı ile plan uygulanır.

Dinamik Step-and-shoot, Stanford ve California Üniversiteleri tarafından uygulanan özel bir tekniktir. Bu yöntemde, tıpkı step-and-shoot tekniği gibi, her alan çok sayıda MLC şekillerinden oluşur ve segment geçişleri sırasında X-ışını uygulaması durdurulur. Yöntemin farkı ise, her segmentin statik değil, dinamik MLC alanlarından meydana gelmesidir.

Dinamik IMRT'nin başlıca avantajları hızlı tedavi uygulaması, karmaşık sorunları daha rahat çözebilmesi ve daha yumuşak geçişli doz yoğunlukları oluşturabilmesidir.

Diğer yandan, MLC yapraklarının kenarlarından oluşan lekeler özellikle küçük alanlarda dozimetrik hatalara sebep olabilir. MLC yaprak çiftlerinin tedavi esnasındaki

yerleşimlerinin doğrulanması daha zordur. Herhangi bir kesintide planı kurtarmak ve devam ettirmek mümkün olmayabilir. Karmaşık MLC kontrol sistemlerine ihtiyaç duyulur ve sadece Inverse planning sistemi ile uygulanabilir. (3,4)

2.3.4. Arc Temelli IMRT

Konformal arc terapi tek bir hedefe kusursuz bir doz uygulaması sunar. Ancak, hedef hacim sıklıkla ideal bir küre veya eliptik şekillerin dışına çıkar. Yu tarafından geliştirilen arc tabanlı IMRT tedavisi bu gibi durumlarda doz dağılımını arttırmayı amaçlar.

Yoğunluk ayarlı arc tedavisi (IMAT) tekniğinde, her yoğunluk seviyesi için birçok arc kullanılır ve her arc birden fazla MLC segmentlerini içerir. MLC segmentleri gantry dönüşü boyunca dinamik olarak hareket eder.

Arc temelli tedavi uygulamasının radyoterapide uzun bir geçmişi vardır. Bu yöntemin ilk uygulaması, ışın diyaframının ışının hedefi görüşünü (beam's eye view) dinamik olarak takip ettiği, Takahashi Arc tekniğidir. Silindirik koni (cones) ya da mikro-MLC temelli Stereotaktik Radyocerrahi, arc tekniğinin normal beyin dokusunda doz birikimini önlemek ve dozun beynin diğer bölgelerine yayılması için kullanıldığı önemli bir uygulama sahasıdır.

4 farklı arc tabanlı IMRT uygulaması bulunur: Fan Beam, Tomoterapi, Cone Beam ve Arc IMRT. (3,4)

2.3.4.1. Fan Beam IMRT

Fan Beam IMRT tekniği, her biri 2 ile 4 cm uzunluğunda ve 20 cm eninde olacak şekilde, kesit kesit uygulanır. Kuzey Amerika'da kullanılan ve Peacock planlama sistemi ve MIMIC kolimatörlerinden oluşan Peacock sisteminde bu teknik kullanılır. Planlama sistemi 54 eşit aralıklı ışın kullanır ve her bir ışına ait alt segmentlerin haritalarını oluşturur. İzomerkezdeki segment boyutları 1x0,4 cm^2, 1x1 cm^2 ve 1x2 cm^2'dir.

Bu yöntemin avantajı, MIMIC kolimatöre sahip bir lineer hızlandırıcı ile IMRT tedavisinin MLC kullanılmadan yapılabilmesidir. Arc uygulama modeli, derin yerleşimli tümörlerde, 5 ile 9 alanlı sabit gantry IMRT planlarına göre, tümörün daha iyi sarılabilmesi nedeniyle üstün bir doz dağılımı sunmaktadır. (3,4)

2.3.4.2. Tomoterapi

Tomoterapi yakın zamanda uygulanmaya başlanan bir tekniktir (TomoTherapy Inc., Madison, WI). Doz uygulaması, sarmal bir şekilde ve kesit kesittir. Tedavi masası gantry dönüşü boyunca sabit bir hızla hareket eder.

Lineer hızlandırıcıdan çıkan ışınlar birincil kolimatör ile izomerkezde 40 cm uzunluk ve en fazla 5 cm genişliğinde olacak şekilde biçimlendirilirler. Bilgisayar kontrollü MLC yaprakları birbirinin içine geçen iki set ve 64 adet Tungsten parçadan meydana gelir. (3,4)

2.3.4.3. Cone Beam Tabanlı IMRT

Cone Beam tabanlı IMRT, Fan Beam IMRT'nin arc özelliğini ve Sabit Gantry IMRT'nin cone beam modülasyonunu bünyesinde birleştirir. Doz dağılımlarını hesaplamak için, bir arc, gantry rotasyonu boyunca yakın aralıklarla ayrılmış sabit gantry açıları olarak tasarlanır.

Kesit boyunca gelen radyasyonun yanlardaki bağımsız kanatçıklar (vanes) tarafından şekillendirilebildiği kesit kesit (slice-by-slice) uygulamanın aksine, MLC tabanlı bloklar gantry dönerken bir şekilden diğerini almak için yeterince hızlı değillerdir. Bu sorun prensipte gantry dönüşü hızını düşürerek çözülebilir, çünkü IMRT'nin başarısını belirleyen MLC yaprağı hareketi ile gantry dönüşü arasındaki göreli hızdır. (3,4)

2.3.4.4. Arc IMRT

RapidArc, Varian Medikal Sistemleri (Palo Alto, CA, ABD) tarafından geliştirilen ve kısalan tedavi süresi ile artan doz uyumluluğu sağlayan Arc tabanlı bir tedavi tekniğidir. RapidArc günümüzdeki en hızlı dinamik tedavi yöntemlerinden bile 8 kat daha hızlı tedavi sunar.

RapidArc, hesaplanan 3D doz dağılımını tek bir 360 derecelik tam gantry dönüşüyle uygulayabilen bir volümetrik arc tedavisidir. AAA algoritması sayesinde tedavi boyunca gantry dönüş hızı, MLC yapraklarının şekilleri ve doz hızı eş zamanlı olarak değişir.

Diğer IMRT ve IMAT tekniklerinin aksine, RapidArc hedef hacme kesit kesit değil, bir bütün olarak doz uygular. Algoritması sayesinde risk altındaki sağlıklı dokuları daha iyi korur. (3,4)

2.4. IMRT Tedavi Planlama Teknikleri

Radyoterapi tedavi planlama sistemleri hastaya verilecek doz miktarlarını belirleyebilmek için bir dizi veriye ihtiyaç duyar. Bazı basit durumlarda elle yapılan İleri Planlama (Forward Planning) yeterli olsa bile, sınırsız opsiyonun bir sonucu olan IMRT'yi gerçekleştirebilmek için ışının bütün bilgilerini kullanan bir bilgisayar optimizasyonuna ihtiyaç duyulur. IMRT planı hazırlayabilmek için, genellikle, arzu edilen doz dağılımından yola çıkarak gerekli ışın parametrelerini hesaplayan Tersten Planlama (Inverse Planning) tekniği kullanılır. Tersten planlama hesaplamasının detayları her ne kadar uygulama şekline bağlı da olsa, algoritmaların ardındaki prensipler aynıdır. Tersten planlamayı incelemeden önce, ileri planlama tekniğinin özelliklerine bakmak gerekir. (3,4,9,10)

2.4.1. İleri Planlama

Radyoterapi planlamasında iki parametre çok önemlidir: hedefin içindeki dozun uygunluğu ve bu uygulamanın istikrarı. İstenilen izodozlar, hedef düzgün geometrik şekilli olduğunda veya iki, üç ışınla sarılabildiğinde, MLC yapraklarının biçimlendirilmeleriyle kolaylıkla sağlanabilir. Fiziksel veya dinamik kama filtreler (wedge) sayesinde doku boşluklarından kaynak alan doz dağılımı bozulmaları da giderilebilir.

Planlama esnasında oluşan soğuk bölgeleri ısıtmak veya sıcak bölgeleri soğutmak için, MLC ile şekillendirilen ek alanlar kullanılabilinir. Meme ve Hodgkin's hastalığının tedavi planlamaları bu tarz ek alanlar için örnek oluşturur.

Çok tabanlı ileri planlama tekniği, sadece sıcak bölgeleri konvansiyonel tedavi alanları ile belirlenmiş, sınırlı sayıda vakada uygulanabilir. Düzensiz şekilli hedefler daha çok ışın ve daha hassas yoğunluk hesaplamasına ihtiyaç duyarlar. Bu noktada, daha karmaşık olan tersten planlama teknikleri devreye girer. (3,4,9,10)

2.4.2. Tersten Planlama

Tedavi planlama sistemi, istenilen optimal ışın parametrelerini oluşturabilmek için, gelişmiş bir optimizasyon algoritması kullanır. Görüntünün yeniden oluşturulması (reconstruction) ve düzenlenmesi (restoration), sinyalin işlenmesi ile yatırım portföyünün (investment portfolio) her biri tersten problemin birer parçasıdır ve matematiksel olarak formülüze edilebilir. Tersten problemler, basitçe, çıkışı ya da

sonuçları bilinen ancak sebebi bilinmeyen denklemlerdir. Tedavi planlama sistemleri arasındaki fark giriş ve çıkış parametrelerinin özellikleri ile sonuca ulaşmak için kullanılan kriterlerde yatmaktadır. Çıkış parametreleri arzu edilen doz dağılımı, istenilen doz-volüm histogramları (DVH), tümör kontrol olasılığı (TCP) ve normal doku komplikasyon olasılığı (NTCP) olarak belirlenir. Giriş parametreleri uygulama şemasına göre optimize edilir. Genellikle, ışın sayısı ve yönleri doz optimizasyonu başlatılmadan önce ampirik olarak belirlenir. Her bağımsız ışın bir piksel haritasına (bixel map) ayrıştırılır. Tersten planlamanın görevi optimal piksel haritasını veya bütün alt segmentler için göreli ağırlıkları oluşturmaktır. (3,4,9,10)

2.5. IMRT Doz Optimizasyon Algoritmaları

IMRT için doz hesaplama algoritmaları, MLC yapraklarının dinamik özellikleri haricinde, standart 3 boyutlu tedavi planlaması algoritmalarıyla aynıdır. Öncelikle, bir noktanın MLC yaprakları tarafından kaç MU için kapatılacağının hesaplandığı hava akı dağılımı oluşturulur. Daha sonra, düzeltmeler MLC kenarı penumbrası, MLC arası sızıntılar (tongue and grove effect) ile MLC ve çene (jaw) pozisyonlarının bir fonksiyonu olarak kafa saçılmalarının hesaba katılmasıyla sonuçlandırılır. (4)

2.5.1. Fiziksel Parametreler

2.5.1.1. Hava Akı Dağılımı

Yoğunluk ayarlı bir ışın için oluşturulan ve çeneler ile her bir MLC yaprağının, zamanın bir fonksiyonu olarak hangi pozisyonda yer alacağının belirlendiği hava akı dağılımı, kullanılan algoritma tarafından çıkış (output) fonksiyonuna entegre edilen fiziksel bir parametredir. (4)

2.5.1.2. Derin Doz Dağılımı

Işın bloklarının şekil ve genişliklerinin büyük ölçülerde değişim göstermesi sebebiyle, yoğunluk haritasını oluşturabilmek için 1 cm'den az genişlikteki segmetlere ihtiyaç duyulabilir. IMRT planlarının hesaplanabilmesi için, segmentlerin tümünde ve özellikle bu küçük boyutlu alanlarda derin doz dağılımlarının doğru hesaplanabilmesi esastır. Hesaplamadaki başarısı ile Pencil Beam ve Convolution-Superposition hesaplama modelleri IMRT tekniğinde en çok tercih edilen algoritmalarken, ikincil elektronların etkilerini hesaplamaktaki başarısıyla Monte Carlo tekniği de artan çapta

yaygınlaşmaktadır. Ancak, görece yavaş olan bu algoritmanın genelleşmesi, hesaplama motorunun hızlandırılmasına bağlıdır. (4)

2.5.1.3. MU Hesaplamaları

IMRT için elle MU hesabı yapmak, imkansız olmasa bile, oldukça zordur. Pratikte, derin doz dağılımını hesaplayan algoritmalar ile tedavi planlama sistemlerinin hesapladığı MU değerlerine güvenilir. Linak ve hesaplama algoritmasına bağlı olarak TMR ve referans doz gibi ilave değerlere ihtiyaç duyulsa da, MU hesabı doz hesabına paralel bir şekilde TPS tarafından yapılır. Bu yöntem, konformal tedavilerde sıkça başvurulan bir kontrol yöntemi olan MU hesabının elle tekrar yapılmasına tezattır, fakat IMRT tekniği içerdiği karmaşık yoğunluk dağılımı nedeniyle bir istisna oluşturur. Bunun bir sorun olmaması ve MU verilerinin kontrol edilebilmesi için, tedavi planlama sistemlerine tam entegre olmuş, ancak bağımsız çalışan MU hesaplama programlarına ihtiyaç vardır.

IMRT'de ışın profili tekdüze değildir ve akı yoğunluğu alan içinde modüle edilir. Bunu başarıyla sağlayan Pencil Beam ve the Convolution-Superposition algoritmaları doz hesaplaması için tercih sebebidir. Fakat, bu yöntemlerde elde edilen MU değerlerinin elle kontrol edilmesi mümkün değildir. TPS tarafından hesaplanmış bu MU değerleri yalnızca harici bir MU hesabı programı yardımıyla kontrol edilebilir. (3,4)

2.5.2. Pencil Beam Algoritması (FSPB)

Sonsuz küçük ışın parçacıklarını analitik olarak hayal etmek mümkün olmasa bile, bir kesin sınırlı küçük ışını (finite size pencil beam) deneysel olarak ölçmek mümkündür. Algoritma 1x1 cm^2 gibi küçük alanlarda yüzde derin doz ve profil hesabına dayanmaktadır. FSPB algoritmasında, doz hesaplama formülü verilen yoğunluk haritası, sabit alan elementlerine (1x1 cm^2) bölünür ve herbiri toplam ağırlığa göre kıyaslanarak göreli bir şekilde hesap edilir.

n. FSPB için d derinliğindeki bir P noktasında $D_i(P)$ dozu ve MU arasındaki bağıntı:

$$D_i(P) = k\ x\ MU\ x\ TMR(d) x\ S_{c,p}\ x\ T_i\ x\ ISF\ x\ OAR_i(d) \qquad 2\text{-}1$$

K: hızlandırıcı için kalibrasyon faktörü (doz/referans koşullarda MU).

TMR(d): İlgili FSPB için d derinliğindeki doku-maksimum oranı.

$S_{c,p}$: Kalibrasyon alan boyutuna (10x10 cm^2) oranla FSPB için maksimum dozun referans derinliğindeki çıkış faktörü (output factor).

T_i: Geçirgenlik faktörü (P MLC yaprağı altında ise, değeri küçük; P açık alandaysa P değerine eşittir)

ISF: Ters kare kanunu faktörü (kaynaktan P'ye olan uzaklığa karşı kaynaktan referans noktasına ulan uzaklığın bir ölçütüdür).

$OAR_i(d)$: İlgili FSPB'nin merkezi eksenine göre P noktasındaki eksenden kaymanın bir ölçütüdür.

P noktasındaki doz P noktasını etkileyen bütün FSPBlerin o noktaya katkılarının toplanmasıyla elde edilir. (3)

2.5.3. Convolution Algoritması

Convolution algoritması, ikincil parçacıkların (yüklü parçacıklar ve saçılan fotonlar) birincil etkileşimlerinin ayrı ayrı hesaplanmasına dayanan bir yöntemdir. Bir fantomdaki doz, bu etkileşimlerin olasılık dağılımlarına dayanarak hesaplanır. Convolution doz motoru temel olarak her enerji akısı paketi için dozu ayrı ayrı hesaplar. Enerji akısı MU değerine bağlı olduğundan doz ve doz/MU vermek için yönetilebilir.

ADAC Pinnacle tedavi planlama sisteminde kullanılan formül:

$$MU = \frac{D_d}{K \times ND \times S_c \times ISF} \qquad 2\text{-}2$$

D_d: d derinliğinde öngörülen doz.

ND: Normalizasyon faktörü (ilgili derinlikteki her enerji akısı için hesaplanan dozun, kalibrasyonda kullanılan referans noktasındaki her enerji akısı için hesaplanan doza oranı. (3)

2.6. IMRT Kalite Kontrolü (QA)

IMRT konvansiyonel radyoterapiye yeni bir boyut getirir ve kişiye özel doz dağılımının ışın segmenti bazında ayarlanmasını mümkün kılar. Fakat, bu teknik aynı zamanda planlama ve uygulama kısımlarını da benzer derecede karmaşık hale getirir. IMRT uygulayan merkezlerin sayısıyla orantılı bir biçimde, klinik kullanım için güçlü ve etkili kalite kontrol araçlarına duyulan ihtiyaç da artmaktadır.

IMRT kalite kontrolü genel olarak üç basamaktan oluşur: hizmete alım ve kabul testleri, belirli aralıklarla yapılan MLC kontrolleri ve hasta tedavi planlarının tedavi öncesinde doğrulanması. Bunlar IMRT sisteminin bütünüyle, dinamik sisteminin uygulanmasıyla ve hastanın başarıyla tedavi edilemesiyle ilgili kontrollerden oluşmaktadır. (4,11)

2.6.1. Hizmete Alım ve Testler

Sistemin sağlıklı bir şekilde işleyeceğinden emin olmak için, IMRT planlaması ve uygulanmasından önce, kullanılacak olan TPS'nin güvenilirliği sınanmalıdır. Hizmete alım ve ilgili testler 4 adet bağımsız fakat ilgili adımdan oluşmaktadır.

İlki, sistemin büyük ışın verilerini başarıyla hesaplama yeteneği ile ilgilidir. Bu test basit, ancak potansiyel problemleri hızlıca görebilmek adına önemlidir.

İkincisi, doz modelleme ve uygulama testidir. IMRT planlaları için doz hesaplama kabiliyeti bu testle sınanır.

Üçüncü testte sistemin işleyişi ve bir dizi kuramsal fantom vakaları için dozimetrik doğruluğu test edilir.

Doz hesaplamasına ilaveten, doz optimizasyonunun işlevselliği de bu testlerde değerlendirilir. Son testte dozimetrik başarı ile sistemin bir bütün olarak çalışması değerlendirilir; örnek bir klinik vaka üzerinde değerlendirme yapılır. Bu çalışmada görüntü eldesi ve segmentasyonu, planlama sisteminin geometrik ve dozimetrik kalibrasyonları, planlama ve doz hesaplaması ile veri transferleri kontrol edilir. Tek veya çoklu alanlar için doz dağılımları fantom üzerine yerleştirilen iyon odası veya filmler ile kontrol edilir. Ayrıca, TLD ve yarı iletken dedektörleri de bu uygulama için kullanmak mümkündür. AAPM Task Group 40 ve 53 bu çalışmalar için bir kılavuz niteliğindedir. (4,11)

2.6.2. Rutin Cihaz Kalite Kontrolü

IMRT, MLC yapraklarının bilgisayar ile statik veya dinamik olarak kontrol edilmesi sayesinde oluşturulan bir tedavi tekniğidir. Oluşturulan tedavi planlarının güvenli ve başarılı olarak uygulandığından emin olmak için, cihazın düzenli olarak kontrolden geçirilmesi gerekir. Uygulanacak testler ilgili linak üreticisi tarafından sunulur ve belirli aralıklarla tekrarlanarak, hasta planlarının istenilen hata payı içinde uygulanıldığından emin olunması sağlanır.

MLC yapraklarının konumlarının doğrulanması, birçok klinikte, özel dizayn edilmiş MLC yaprakları dizileri ile radyografik filmler üzerinde yapılır. Fakat, harcanan zamanın yanında, filmin ölçüm sonuçlarının yorumlanması da görece zordur. Birkaç araştıma grubu elektronik portal görüntüleme (EPID) sistemini MLC yapraklarının konumlarının doğrulanması için kullanmıştır. Yapılan araştırmada, bu teknik sayesinde, set-up hatası olmadığı ve 0,3 mm'lik hata payı göz önüne alındığı takdirde, 0,1 mm'lik bir MLC pozisyon hatasınının algılanabildiği sonucuna varılmıştır. (4,11)

2.6.3. Tedavi Planının Kalite Kontrolü

Tedavi planı bazlı kalite kontrol yöntemleri geometrik ve dozimetrik kontroller olmak üzere iki kısımda incelenir. Geometrik QA'in kapsamı izomerkez kontrolü ve portal doğrulama iken, dozimetrik QA'in amacı doz akı haritasının sayısal olarak doğrulanmasıdır. (3,4)

2.6.3.1. Geometrik Kontrol

Bir çift sayısal olarak yeniden yaratılmış radyofilm (DRR) ile portal film görüntülerinin karşılaştırılması ile hastanın pozisyonunun doğruluğu kontrol edilir. Portal görüntü, bir MLC dahil ve bir de MLC hariç olmak üzere aynı alanın iki kez ışınlandığı çift ışınlama (double-exposure) tekniğiyle alınır. Bu yöntemde, bir görüntü esas ışın alan ve bloğuyla birlikte ve diğer görüntü de daha geniş dikdörtgen bir açık alanda alınır. Bu iki görüntü birleştirilir ve hem MLC hem de hasta anatomisinin sınırları rahatlıkla görülebilir. (3,4)

2.6.3.2. Dozimetrik Kontrol

IMRT planlarının dozimetrik doğrulaması üzerine oluşturulmuş ortak bir kayide yoktur. Hasta planının dozimetrik doğrulanması birden çok noktadan veya elde edilen doz akı haritasının tümünden doz doğrulaması yapmak üzerine kuruludur. Amaç, ölçülen doz dağılımı ile tedavi planlama sisteminden alınan verilerin belirli kriterler çerçevesinde uyumlu olmasıdır. Bunu gerçekleştirmek için geliştirilmiş ve 1, 2 ve 3 boyutta ölçümler alabilen birçok dozimetrik cihaz bulunur. (3,4)

2.6.4. Dozimetrik Ekipmanlar

2.6.4.1. Fantomlar

Doz dağılımı verileri kas ve diğer yumuşak dokularla neredeyse aynı miktarda enerji soğuran ve benzer saçılma özellikleri taşıyan su fantomunda alınır. Suyun bir fantom maddesi olarak tercih edilmesinin bir diğer sebebi, tekrarlanabilir radyasyon özellikleriyle, evrensel olarak temini en kolay madde olmasıdır. Ancak, kullanılacak ölçüm cihazı (iyon odası, vb.) eğer suya dayanıklı değil ise, uygulamada sorunların yaşanması kaçınılmazdır. Bu sorununun yaşanmaması için, su fantomunda kullanılacak ölçüm cihazları suya eşdeğer ince bir plastikle kaplanırlar.

Ölçüm cihazlarını suya koymak her zaman mümkün değildir ve su fantomlarının yapıları hantaldır. Kurulumu, kullanımı ve kaldırılması hem uzun zaman alır hem de zahmetlidir. Bu sebeple, günlük ölçümlerde kolayca kullanılabilen, tekrarlanabilir, hafif ve pratik katı-su fantomları geliştirilmiştir. Aslında, kullanılacak maddenin su veya doku eşdeğeri olarak bilinmesi, onlarla aynı efektif atom numarası (Z_{eff}), gram başına elektron sayısı (e^- sayısı/g) ve kütle yoğunluğuna sahip olması beklenir. Fakat, yüksek enerjili foton ışınlarının maddeyle yaptıkları etkileşimlerde en baskın yöntem Kompton saçılması olduğundan, yegane gereklilik, kullanılacak maddenin su ile aynı elektron yoğunluğuna (e^- yoğunluğu/cm^3) sahip olmasıdır.

Ticari olarak elde edilebilen fantom maddelerinden dozimetrik ölçümler için en sık tercih edileni polisitrendir. Bu maddenin kütle yoğunluğu değişebilse de, atomik yapısı ve elektron yoğunluğunun değeri, yüksek enerjili fotonların ve elektronların dozimetrik ölçümlerinde kullanılabileceğini ispat eder (Tablo 2-1).

Homojen fantomlara ilaveten, insan biçiminde tasarlanmış ve klinikte kullanılan özel fantomlar da mevcuttur. Böyle bir sistemde kas, kemik, akciğer ve boşluklar gibi çeşitli vücut doku ve boşlukları bulunur. Yatay kesitler halinde oluşturulan bu fantomların istenilen kesitleri ayrılarak kullanılabilir. (3,4,12)

Tablo 2-1: Fantomlarda kullanılan bazı yapı maddeleri

Çeşitli Fantom Yapı Maddelerinin Fiziksel Özellikleri				
Madde	**Kimyasal Bileşenleri**	**Yoğunluk (g/cm^3)**	**e^- sayısı/g ($x10^{23}$)**	**Efektif Z (Z_{eff})**
Su	H_2O	1	3,34	7,42
Polisitren	$(C_8H_8)_n$	103-1,05	3,24	5,69
Pleksiglas	$(C_5O_2H_8)_n$	1,16-1,20	3,24	6,48
Polietilen	$(CH_2)_n$	0,92	3,44	6,16
Karışık D	Parafin: 60,8 Polietilen: 30,4 MgO: 6,4 TiO_2: 2,4	0,99	3,41	7,05
M 3	Parafin: 100 MgO: 29,06 $CaCO_3$: 0,94	1,06	3,34	7,35
Katı-Su	Epiksi Reçine Esaslı Karışım	1	3,34	7,35

2.6.4.2. Bir Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar

İyon odaları, TLD ve MOSFET'ler IMRT planlarının dozimetrik komtrollerinde kullanılabilen ve tek boyutta ölçüm alan elektronik cihazlardır.

İyon odaları, çeşitli şekil ve boyutlarda bulunabilen, dozimetrik anlamda cevaplarına güvenilen, hem elektron hem de fotonlarda mutlak (absolute) doz ölçümü alabilen ve kalibre edilmesi kolay teknik cihazlardır.

Her bir ışınlama için sadece bir noktanın ölçümünün alınabiliyor olması, iyon odalarının en büyük handikaplarıdır. Bu durum, IMRT tedavi planlarının kalite kontrolü açısından hedef boyunca ve kritik organlar içinde oluşan doz dağılımı hakkında yeterli bilgi elde edilmesine engel olur. Diğer bir dezavantajı ise, iyon odalarının hacim ortalaması almasıdır. Yani, ölçümler iyon odasının aktif hacmi boyunca bir geometrik ortalama olarak alınır. Bu yüzden, eğer iyon odası düşük doz değişimli bir bölgeye konulursa, geniş hacimli odalarda belirgin hatalar gözden kaçabilir.

TLD'ler ile tek bir ışınlama esnasında birçok noktadan doz ölçmek mümkündür. Çeşitli fantomlarda kolayca uygulanabilir ve güvenle yeniden kullanılabilirler. Küçük boyutları ile kullanıcıya yerleştirmede çok yönlülük sağlarlar. Hazır okuma ekipmanları vardır ve başarı oranları 2-3% dür.

Her bir TLD yongasının (chip) kalibrasyon faktörlerinin belirlenmesi gerekliliği, her ölçüm için her TLD'nin ayrı ayrı kalibre edilmesi zorunluluğu ve TLD okuyucu cevabının yüksek ısıya karşı sürekli gözlenmesi ihtiyacı TLD'lerin başlıca olumsuz yönleridir. Ayrıca, IMRT tedavi planlarının kontrolü için en az 60 adet TLD'nin gerekiyor olması rutin kontroller için hiç de uygun değildir.

Her biri yaklaşık 0,04 $mm^{2'}$lik bir çözünürlüğe sahip detektörlerinden eşzamanlı olarak bilgi toplayabilen MOSFET, otomatik ve hemen okunabilir bir sistemdir. Tekrar kullanım için bekleme süresi yoktur ve okumalar 30 cGy'den büyük dozlar için doğrusalken, derinlikten de bağımsızdır.

Fakat, güvenilir okumalar için 30 cGy'lik bir eşik değerine sahip olması, MOSFET sisteminlerini düşük dozlarda kullanmaya engel oluşturur. Ayrıca, MOSFET sistemi küçük alanlarda fantom saçılma faktörüne aşırı derecede tepki verir. Eğer kişi IMRT tedavi planlarının kalite kontrollerinde MOSFET sistemini kullanmak istiyorsa, ölçüm koşullarına dikkat etmesi ve dedektörlerini uygun doz aralığında tutması gereklidir. (3,4,12)

2.6.4.3. İki Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar

Radyografik ve radyokromik filmler, CCD, SLIC ve AMFPI gibi ışın görüntüleme sistemleri, diyot dedektörler ile aktif matriks düz panel dedektörler (AMFPD) IMRT planlarının dozimetrik kontrollerinde kullanılabilen iki boyutlu dozimetrik sistemlerdir.

Radyografik filmler, kolayca temin edilebilen (XV, EDR2, vb.), istenilen büyüklük ve şekillerde parçalara ayrılabilen, 1 mm^2'den az çözünürlüğe sahip, görece ucuz ve kullanışlı sistemlerdir.

Radyografik filmler yüksek atom numaralı elementlerden yapıldıkları için, düşük enerjili X-ışınlarına karşı aşırı tepki verirler ve mutlak (absolute) dozimetre için uygun değillerdir. Sonuçlar filmin türüne, işleyici ve tarayıcısına bağlıdır. Filmler banyo gerektirirken, saklama koşullarına karşı da çok hassastır. Her ölçüm için ayrı doz kalibrasyonu yapılmalıdır. Sonuçlar bu kalibrasyon eğrisine göre değerlendirilir. Filmin yönüne dikkat edilmesi ve tarayıcıya ölçüm ile aynı yönde konulması gereklidir.

Radyografik filmler serin ve kuru bir yerde saklanmalıdır. Film işlemcisinin sıcaklığının sabit olması önemlidir. Sonuçları doğrudan etkilediğinden, film okuyucusunun piksel aralığına dikkat edilmelidir. Filmlerde parmak izi kalmamalıdır.

Radyokromik film, düşük enerjili fotonlarda hassasiyeti azalsa da belirgin bir enerji bağımlılığı olmayan, görünür ışıktan etkilenmeyen, çok yüksek çözünürlüğü ile yüksek doz değişimli bölgelerde güvenle tercih edilebilecek yeni nesil bir film türüdür. Herhangi bir düzelticiye ihtiyaç duymaz, doku eşdeğeridir ve kullanımı oldukça kolaydır.

Radyokromik filmlerin renkleri genellikle ışınlamadan birkaç saat sonra otururken, bazı durumlarda sonucu değerlendirebilmek için 2 güne kadar beklemek gerekebilir. Bu filmler sıcaklık ile neme duyarlıdır ve morötesi ışınlar filme zarar verebilir. Ayrıca, radyokromik filmler radyografik filmlere kıyasla daha pahalıdır.

CCD, SLIC, AMFPD ve AMFPIs IMRT hasta planlarının kalite kontrollerinde kullanılmak üzere, son yıllarda geliştirilen sistemlerdir. Elektronik Portal Dozimetri (EPID) olarak adlandırılan bu sistemler, kullanım kolaylığı ve güvenilirliğiyle son yıllarda ön plana çıkmaktadır.

EPID sistemleri, Charged Coupled Device (CCD) kamera sistemleri, Scanning Liquid Ion Chamber (SLICs), Amorphous Silicon Flat Panel Dedector (AMFPD) ve Active Matrix Flat Panel Imagers (AMFPIs) türlerini içerir.

EPID sistemleri 1 mm bakır tabaka, fosfor pırıldayan yüzey, fotodiyot dizisi, amorf silikon yüzey ve 16-bit ADC'den oluşur.

EPID sistemleri birçok klinikte IMRT hasta tedavi planlarının ve ayrıca MLC yapraklarının kalite kontrolünde öncelikli olarak kullanılır. Linak kafasına takılır ve ışın geometrisiyle uyumludur, ancak dönen gantry ile dedektörün sarkma olasılığı da hesaba katılmalıdır. Bu sistem sayesinde, gerçek zamanlı dijital değerlendirme mümkündür ve arada başka bir işleyici olmadığından, veri değerlendirmesi daha kısa bir zamanda sonuçlanır.

EPID sistemleri esas olarak hasta lokalizasyonu için tasarlandığından yüksek çözünürlüğe sahiptir. Ancak, dozimetrik kullanım için görüntü cevapları standart bir değere kalibre edilmelidir ve bu kalibrasyon EPID ile aynı SSD mesafesindeki bir iyon odasına göre yapılmalıdır.

EPID cevabını etkileyen faktörler olarak dedektörün su eşdeğeri derinliği ile alan boyutu, doz hızı ve enerji miktarı verilebilir.

Diyot veya iyon odalarından oluşan dedektörler, IMRT tedavi planlarının kalite kontrolünde en zahmetsiz ve pratik ölçüm araçlarıdır. IMRT planlarının kalite kontrolleri açısından bakıldığında kurulumu, kullanımı, tekrarlanabilirliği, sonucun elde edilme hızı ve güvenilirliği ile bugün ticari olarak eldesi mümkün olan diğer tüm ölçüm yöntemlerinden daha üstündür.

Bu dedektörler, yanyana dizilmiş bir dizi radyoduyarlı diyot veya iyon odasından oluşur. Her bir diyot veya iyon odası milimetre bazında bir kalınlığa sahiptir ve bilgisayar yazılımları sayesinde ayrı ayrı taranabilir, verileri kayıt edilebilir ve alt kümeler halinde farklı hallerde işlenebilirler.

Kalite kontrol için, dedektörün ölçümdeki gibi yerleştirildiği katı-su fantomunun önceden çekilmiş BT görüntüsü üzerine, ilgili tedavi planına ait fantom planı tasarlanır. Tedavi cihazında bu planın uygulanmasıyla, diyot veya iyon odalarının üzerine gelen elektrik akımının bir fonksiyonu olarak meydana gelen doz akı haritası bilgisayar yazılımı aracılığıyla elde edilir. Bu doz akı haritası ile tedavi planlama sisteminden elde edilen teorik doz akı haritasının karşılaştırılması sayesinde analiz sonucuna varılır.

Ayrıca, ortamın sıcaklık ve basınç bilgilerinin bilgisayar yazılımına girilmesi koşuluyla, dedektörler kullanılarak mutlak doz ölçümü yapmak da mümkündür. (3,4,12)

2.6.4.4. Üç Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar

Jel dozimetriler IMRT tedavi planlarının 3 boyutlu kalite kontrolleri için tasarlanmışlardır. Tek bir ışınlamada 3 boyutlu veri elde etmek mümkündür. Enerji ve doz hızından bağımsız olan bu cihazlar yüksek hassasiyete ve doğrusal doz cevabına sahiptir. İnsan biçiminde ve yoğunluğu farklı bölgelerden yapılabilir. Jeller neredeyse doku eşdeğeridir. Sonuçlar MR ve BT gibi çeşitli okuma yöntemleriyle değerlendirilir. Ticari olarak temini kolaydır.

Hazırlanışında geçen zamana, sıcaklığa ve hazırlanış şekline karşı hassas olmaları en büyük dezavantajlarıdır. Optik okumalarda (BT) silindirik kaba ihtiyaç duyulur ve bu da, jel ile konteyner etkileşiminden dolayı, başarı oranını düşürür. MR

yöntemiyle okumak ise, zaman alır ve pahalıdır. %5 başarıyla okumak için 10 saat MR taraması gereklidir. Toplamda pahalı ve zahmetli bir yöntemdir. (3,4,12)

2.6.5. IMRT Tedavi Planlarının Kalite Kontrollerinde Kullanılan Karşılaştırma Yöntemleri

IMRT doz dağılımının direk ölçümü, hesaplanan doz dağılımının kontrolü için şu anda mevcut olan tek sistemdir. Süreç, genellikle, tedavi planlama sistemi tarafından hazırlanan özel fantom planıyla başlar. Bu planda doz dağılım haritası, ışın enerjisi, MU değerleri, gantry açıları ve hasta tedavi planı için seçilmiş diğer parametreler fantomun BT görüntüsü üzerine uygulanır. Fantom bu plana göre tedavi cihazında ışınlanır. Ölçülen doz veya doz akı haritası ile TPS'den alınan ilgili veriler karşılaştırılır. Bu ölçümlerin başarısı eldeki dozimetrik ekipmanlara, uygulamadaki beşeri hassasiyete ve hasta geometrisine bağlıdır. IMRT tedavi planlarının kalite kontrolleri üç farklı yöntemle yapılabilir:

Birinci yöntemde, hasta tedavi planında kullanılan gantry açıları özel fantom planı üzerinde birebir uygulanır. Bu ölçümler bütün ışınlamalara bağlıdır ve dozlar, bütün ışınlardan yansımalar içerdiğinden, bileşik olarak kabul edilir. Dozimetrik cevapları iyi bilindiğinden, iyon odaları tercih sebebidir. Ancak, tek bir noktadan doz ölçmeleri ve sonuçları aktif hacimlerinin bir ortalaması olarak vermeleri iyon odalarının en büyük sınırlandırıcı özellikleridir. İyon odasının konumu düşük doz değişimli bölgeye denk geldiğinde, hacmi büyük dahi olsa, belirgin hatalar gözden kaçabilir.

TLD'ler çok noktalı ölçümler için kullanılabilir ancak kullanım öncesi ve sonrası ciddi çaba gerektirmesi ve fazla zaman alması en büyük handikaplarıdır.

Radyografik filmler kullanılarak TLD ve iyon odalarına kıyasla çok daha fazla bilgi elde edilebilir. Radyografik filmlerde aktif gümüş halojen tozları vardır. Son zamanlarda, radyografik filmlerin içeriğindeki bu gümüş tozlarından dolayı düşük enerjili foton enerjilerine karşı hassasiyetleri tartışma konusudur. İzomerkeze kalibre edilen filmlerin ışının penumbra bölgesinde okunan dozlarda aşırı tepki verebildiği düşünülmektedir. Bu durum, IMRT doz dağılımı sıklıkla diğer ışın ve segmentlerin penumbralarını içerdiğinden, ölçüm sonuçları açısından sıkıntı yaratabilir. Ayrıca, her ne kadar geniş bir alanda veri toplanabilse de, sonuçlar yine 2 boyutludur. Eğer ışınlanan hacim üzerinde bilgi edinilmek isteniyorsa, birden fazla film kullanılması gereklidir.

Dozimetrik ölçümler iki boyutla sınırlı değillerdir. Poliakrilamid jeller, sonuçları MR veya BT ile okunabilen, 3 boyutlu doz ölçümü yapabilen ölçüm araçlarıdır. Fakat, hasta anatomisiyle jeldeki organ pozisyonları birebir tutmayabileceğinden, organ bazında doz hatalarından emin olmak mümkün olamaz. İlaveten, bu anatomik ve geometrik sorunlar dolayısıyla, aynı IMRT planı uygulansa bile, hasta ve bu jel fantom üzerinde oluşan doz dağılımları birbirini tutmayabilir. Bu yüzden, fantomda belirlenen mutlak ve göreli doz hataları hasta üzerinde de oluşacaktır denemez. Durum uygulayıcı tarafından değerlendirilmelidir.

İkinci yöntemde, fantom üzerine bütün ışınlar tek bir gantry açısından verilir ve her bir ışın için bağımsız dozimetrik ekipmanlar kullanılabilir. Böylece, doğrulama ışın merkezli olur ve değerlendirme her bir ışın için ayrı ayrı yapılabilir. Burada daha fazla dozimetrik opsiyon bulunur, fakat uygulama ve değerlendirme birinci yönteme kıyasla daha zor olabilir.

Uygulamada sistem, gayet basit bir şekilde, doku eşdeğeri katı-su fantomu, belirli bir derinliğe konulmuş dozimetrik ekipman (film, iyon odası, vb.) ve geri saçılma için kullanılan ekipmandan (genellikle katı-su fantomu) oluşur. Birinci yöntemdeki gibi, ölçümler genellikle iyon odası ve filmler ile alınır, ancak ışın bazlı değerlendirme yapılırsa, sonuçlar çok daha karmaşık bir hal alır. Örneğin, eğer bir ışında 5%'lik bir hata tespit edildiyse, bu sonucun bütün plan için etkisi kestirilemez. Ayrıca, bu yöntem ile kritik organ dozlarını ölçmek, bütün ışınlar seçilmiş tek bir gantry açısından uygulandığından, mümkün değildir. Bu yöntem, sıfır derece gantry açısı için yapılır ve plan bir bütün olarak değerlendirilirse, uygulama kolaylığı sağlar. Ancak, eğer uygulayıcı bu yöntemi kullanacaksa, kendi kriterlerini belirlemelidir.

Bu iki yöntemin ortak zayıflığı hataların potansiyel kaynaklarının tespit edilmesi üzerinedir. Örneğin, hastanın dış yüzeyi büyük bir tedavi hatasına sebep olabilse de, tedavi planlama sistemi, planı fantom için tekrar hesaplamaktadır. Ve, fantom planının dozimetrisi TPS ile tutarlılık gösterse dahi, aslında büyük bir hata gözden kaçırılıyor olabilir. Bu yüzden, bu potansiyel sorun kaynaklarını tespit etmek adına en etkili yöntem, hasta tedavi planının dikkatlice gözden geçirilmesi ve ölçümlerin hasta geometrisinde (ör, aynı SSD) alınmasıdır.

Üçüncü ve son yöntemde, kullanılan dozimetrik cihaz, fantom veya hastanın ötesine ya da fantom kullanılmaksızın izomerkezin üzerine konulur. Ölçüm cihazları

olarak portal görüntüleme cihazları ya da radyografik filmler kullanılır. Bu ölçüm yöntemini kullanmanın iki yolu vardır: doz hasta ya da fantom için hesaplanır; ölçülen ve tedavi planlama sisteminden alınan dozlar karşılaştırılır ya da tedavi planlama sisteminin portal görüntüleyicide oluşacak doz dağılımını oluşturması sağlanır ve değerlendirme buna göre yapılır. Ancak, eğer hasta bu ölçüm esnasında yatarsa, plan ve uygulanmasından ziyade, hastanın yatma pozisyonundan oluşabilecek hatalar sonucu etkileyecektir.

Birinci ve üçüncü yöntemde yapılan ölçümler daha gerçekçidir. Hastaya uygulanacak planlar birebir değerlendirilebilir. Fakat, şu sorunun cevabını bulması gereklidir: ölçülen ve hesaplanan planlar arasında ortaya çıkan bu hata, planın uygulanmasıyla mı, yoksa MLC'ler ile mi ilgilidir? (4,13,14)

2.7. Gama Analizi

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT), hedef hacimde istenilen doz dağılımını oluşturmak ve hedefi çevreleyen sağlıklı dokuları daha iyi korumak açısından, konvansiyonel ve konformal doz uygulamalarına göre çok gelişmiş bir tekniktir. Ancak, bu ileri teknik, iki veya üç boyutlu dozimetrik doğrulamaya dayanan, daha karmaşık ve zor kalite kontrol yöntemlerini gerektirir.

Radyografik ve radyokromik film, iyon odası, diyot array, TLD, MOSFET ve jel dozimetre iki ve üç boyutta nokta doz ve doz dağılımı haritasını ölçmek için kullanılan dozimetrik cihazlardır. Ölçülen ve planlanan doz dağılımları, kullanılan teknikten bağımsız olarak, belirlenen kriterler içerisinde tutarlı olmalıdır.

2.7.1. DTA & DD

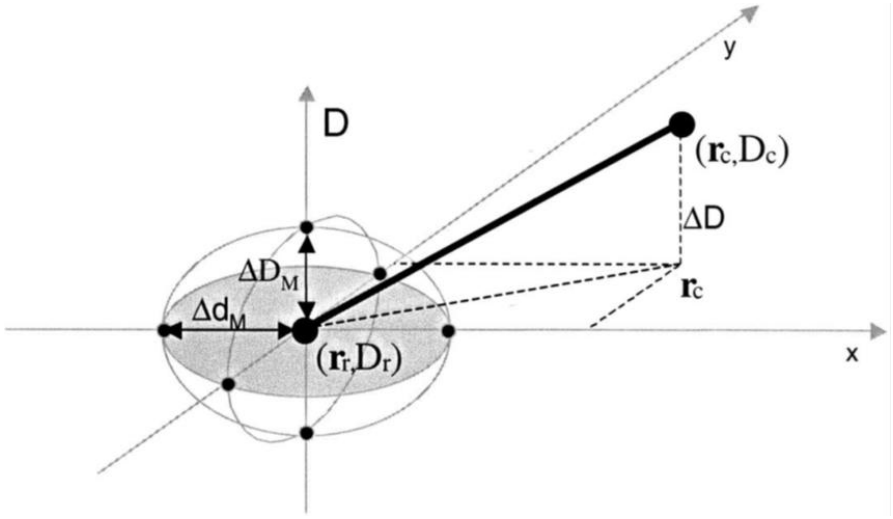
Van Dyk et al. 1993 yılında doz değişimlerini az ve çok (low and high dose gradients) olarak iki gruba ayırma ve her birine ayrı bir kabul kriteri uygulama yöntemini hayata geçirdi. Bu fikir, kusurlu hizalanmadan dolayı, yüksek doz değişimli bölgelerdeki doz farklılıklarının düşük doz değişimli bölgelere nazaran aşırı derecede fazla olabileceği temeli dayanmaktadır. Ancak, çeşitli derecelerde doz değişimleri içeren günümüz IMRT tedavi planları için, bu yöntem çok yetersiz kalmaktadır.

Kabule uzaklık (distance to agreement) (DTA) ve yüzde doz değişiminin (percent dose difference) (DD) eşzamanlı olarak uygulanmı, Van Dyk et al. tarafından geliştirilen yöntemin eksiklerini kapatmaktadır. Bu parametreler doz dağılımlarını,

sırasıyla, yanlış yerleştirme ve aralarındaki fark açısından değerlendirmekte kullanılır. DTA, referans noktasındaki doz ile onunla karşılaştırılan doz dağılımında aynı miktarda doza karşılık gelen nokta arasındaki en kısa uzaklıktır. DTA, böylece, iki dağılımın yerleşiminin ne kadar iyi olduğunun bir belirtecidir. DD, iki doz dağılımının yerleşiminin kusursuz olduğu düşünülerek, dozlar arasındaki yüzde fark olarak belirlenir. Gerçekte, doz farkları iki doz dağılımı arasındaki yanlış yerleştirmeden ileri geldiğinden, iki parametrenin birlikte kullanılması mecburidir. DD ve DTA için bir kabül ölçütü oluşturularak, karşılaştırmanın kabül edilebilirliği değerlendirilir.

2.7.2. Matematiksel Formülasyonu

Gama analizi yöntemi, Low et al tarafından iki doz dağılımını karşılaştırmak için tasarlanmıştır. Şekil 2-8'de iki boyutlu doz dağılımının gama analizi değerlendirmesinin şematik resmi görülmektedir.



Şekil 2-8: DTA ve %DD ölçütlerinin gama analizine etkisi

$D_r(\mathbf{r})$: referans bilgi için

$D_c(\mathbf{r})$: değerlendirme için

Kabul kriterleri ΔD_M ve kabüle uzaklık Δd_M ile gösterilir.

$$\Delta r = | \mathbf{r}_r - \mathbf{r}_c | \qquad 2\text{-}3$$

referans ve kıyaslanan noktalar arasındaki mesafe ve,

$$\Delta D = D_c(\mathbf{r}_c) - D_r(\mathbf{r}_r) \qquad 2\text{-}4$$

$\mathbf{r}_r$ noktasında oluşan D_r referans dozuna göre $\mathbf{r}_c$ noktasındaki doz farkı ise, D dozu alan $\mathbf{r}_r$ referans noktası için, bu kabül kriterini oluşturan yüzey bir elipstir ve

$$l = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \qquad 2\text{-}5$$

şeklinde ifade edilir.

$\mathbf{r}_r$ noktasındaki referans dozla karşılaştırılan dağılım için, eliptik kabul yüzeyinde en azından bir tane ($\mathbf{r}_c$,D_c) noktası olmalıdır:

$$\Gamma_r(\mathbf{r}_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \qquad 2\text{-}6$$

Uygunluğun sayısal ölçütü, referans noktadan en az sapma gösteren nokta tarafından belirlenir. Örneğin, $\Gamma_r(\mathbf{r}_c, D_c)$ burada minimaldir. Minimal değer referans noktanın $\gamma(\mathbf{r}_r)$ kalite indeksi olarak değerlendirilir.

Böylece, geçer-kalır kriterleri şu şekilde ifade edilebilir:

$\gamma(\mathbf{r}_r) \leq 1$, belirlenen kriterler içerisindedir,

$\gamma(\mathbf{r}_r) > 1$, belirlenen kriterler içerisinde değildir.

2.7.3. Yerel Ve Küresel Referans Dozlar

Gama indeks analizindeki değişkenlerden biri, karşılaştırılan noktalar arasındaki yüzde (%) doz farkıdır. Yüzde doz farkı bir referans noktasının baz alınmasıyla göreli olarak izah edilir. Referans noktası her bir karşılaştırma noktası için yerel doz noktası veya küresel bir referans noktası olarak seçilebilir.

Referans noktasının seçimi özellikle düşük doz bölgelerinde büyük farklar yaratabilir. Küresel referans noktasının kullanımında, düşük doz bölgelerinde yer alan bazı tutarsızlıkların es geçilmesi olasıdır. Bu seçim, gama analizi sonuçlarını ciddi bir şekilde arttırmakla beraber, düşük doz bölgelerindeki bazı tutarsızlıkların gözden kaçmasına ve kritik organlardaki dozların yanlış değerlendirilmesine sebep olabilir.

Ayrıca, gama analizleri uygulanırken belirli bir değerin altındaki dozların baskınlanması tavsiye edilmektedir. (15,16,17,18,19,20)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç Ve Gereçler

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'ne aittir.

3.1.1. Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı

Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından üretilen DHX lineer hızlandırıcısı 6 ve 15 MV foton ile 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Foton ışınlarında, açık alanlarda maksimum doz derinliği 6 ve 15 MV için sırasıyla 1,5 ve 3 cm'dir. 100 cm SSD mesafesinde açılabilen en geniş alan 40x40 cm^2 iken elektron tedavileri için kullanılan aplikatörler 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm^2 büyüklüğündedir.

Dinamik ve statik IMRT yapabilen bu cihazda merkezde 0,5 cm ve 20x20 cm^2'den sonra ise 1 cm genişliğinde olmak üzere 120 adet MLC yaprağı bulunur. MLC'ler çenelerden bağımsız olarak hareket ederler. Bu sayede, alan boyutlarından bağımsız olarak, MLC'ler birbirleri içerisine girerek daha başarılı dinamik IMRT planlarının hazırlanmasına olanak sağlarlar.

15°, 30°, 45° ve 60° olmak üzere 4 adet fiziksel ışın düzenleyici (kama filtre) takılabilen bu cihazda ayrıca, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° ve 60° sanal kama filtreler yaratılabilmektedir.

Amorf Silisyum EPID (elektronik portal dozimetri) sistemini entegre olarak barındıran Varian DHX lineer hızlandırıcısında, hasta masada yatarken görüntüleri alınabilmekte ve düşük hata payıyla hastanın yatış pozisyonunun doğruluğu teyit edilebilmektedir. Bu sayede, IMRT, IGRT ve ARC gibi gelişmiş tedavi teknikleri başarıyla uygulanabilmektedir. Ayrıca, EPID sistemi kullanılarak IMRT planlarının kalite kontrolleri, hiçbir ilave araç gerekmeksizin, yapılabilmektedir. (21)

3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından sunulan ve kliniğimizde kullanılanılan Eclipse 8.9 tedavi planlama sistemi elektron ve foton tedavilerini tam olarak destekler. Eclipse tedavi planlama sistemi ayrıca dinamik ve step-and-shoot IMRT planlamalarını da içermektedir. IMRT tedavi planları

hazırlanırken, kullanıcı planlama içeriğini doz volüm histogramı (DVH) şeklinde girmekte ve planlar optimizasyon algoritması kullanılarak oluşturulmaktadır. Kullanıcı optimizasyon sürecini gözleyip gerçek zamanlı olarak müdahale edebilmekte; bu sayede istenilen sonuca daha kısa sürede varılabilmektedir. Eclipse'in bu planlama stili, kullanıcıya kliniğin isteklerini yerine getirme ve her hasta için en iyi tedavi planını hazırlama şansını vermektedir.

Eclipse TPS, Varian tarafından geliştirilen SmartBeam IMRT teknolojisinin bir parçasıdır ve bütün çözünürlüklerde hem dinamik hem de step-and-shoot IMRT'yi destekler. Eclipse foton ışınları için PB ve AAA convolution tekniğini kullanır. Işın verisi düzenlenmesi derin doz bilgilerini, ışın profillerini ve çıkış faktörlerini gerektirir. Bloklar, MLC, dinamik, motorize ve sanal kama filtreler Eclipse TPS tarafından kullanılır. (22)

3.1.3. Varian Eclipse AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) Algoritması

AAA, Varian'ın (Palo Alto, CA, ABD) tedavi planlama sistemi olan Eclipse tarafından klinik ışını karakterize etmekte kullanılan ve Monte Carlo (MC) metoduna dayanan üç boyutlu bir pencil beam convolution-superposition algoritmasıdır. Monte Carlo metodunun kullanım amacı temel fiziksel değişkenleri belirlemektir.

Birincil kolimatörlerin hemen altındaki klinik ışın, faz uzayında kabul edilir: parçacık, akı ve enerji. Daha sonra MLC yaprakları, bloklar ve kama filtreler gibi ışın düzenleyiciler akı ve enerji spektrumunu değiştirirler.

AAA doz hesaplaması modeli, yapılandırma ve doz hesaplama algoritmaları üzerine kuruludur. (3,23,24,25)

3.1.3.1. Yapılandırma Algoritması

Yapılandırma algoritması ışını parçacık, akı ve enerji türüne göre tanımlamada kullanılır. Burada veriler faz uzayında saklanır. Faz uzayı, bir birincil foton kaynağı, bir ekstra merkez foton kaynağı ve bir elektron kontaminasyon kaynağından oluşan çoklu kaynak modeli ile yaratılır.

Birincil foton kaynağı, Monte Carlo metodunu kullanarak, hızlandırılmış elektronların hedefle etkileşmelerinden meydana gelen Bremsstrahlung olayını modeller. Ortalama enerjinin radyal eğrisi düzleştirici filterinin etkisi ile birlikte

hesaplanarak, merkezi eksenden uzaklaştıkça ortalama enerjinin nasıl azaldığı tanımlanır.

Ekstra merkez foton kaynağı düzleştirici filtre ve birincil kolimatörde oluşan ikincil fotonları modeller. Düzleştirici filtrenin hemen altında birincil kaynağa göre daha geniş bir ışın yaratılır. Kaynak, birincil kaynağa göre modellenir ve spektrumun merkez dışı değişimleri hesaba katılmaz.

Elektron kontaminasyon kaynağı tedavi ünitesinin başında ve havada Kompton saçılmasından doğan elektronları modeller. Modelleme, derinliğe bağlı eğri kullanılarak yaratılır ve yanal elektron kontaminasyon dozlarını tanımlar. (3,23,24,25)

3.1.3.2. Doz Hesaplama Algoritması

Hastanın vücut hacmi seçilen hesaplama sistemi tarafından belirlenen boyutlarda voksellere bölünür. Vokseller birbirinden farklıdır ve ışın hattı boyunca sıralanırlar. Her bir voksel için elektron yoğunluğu BT görüntülerine dayanarak hesaplanır. Işın daha sonra, enine kesitleri vokseller ile örtüşen, küçük segmentlere ayrıştırılır ve her bir ışın segmenti için dozlar üç ayrı yapılandırma kaynağına göre teker teker hesaplanır.

Birincil ve ikincil fotonların dozları benzer bir şekilde, fakat kendilerine ait yapılandırma kaynağından hesaplanırlar.

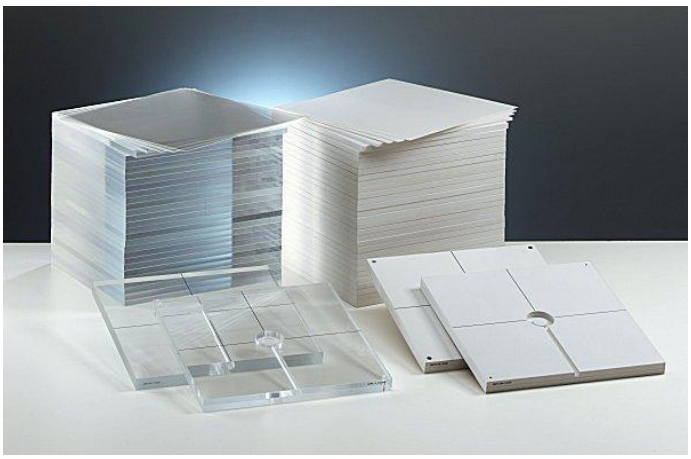
Mono enerji, Monte Carlo metodu kullanılarak oluşturulan, pencil beam çekirdeği tarafından depolanır. Daha sonra, bu çekirdekler ışın segmentlerinin spekturumlarını esas alarak üstüste bindirilir ve çok enerjili pencil beam çekirdeklerine dönüştürülürler. Saçıcı çekirdekler ortamdaki saçılmaları belirler. Saçılmalar, sadece pencil beam yönünde değil, 16 farklı yanal yönde hesaplanır.

Kontaminasyon elektronlarının dozları elektron akısı, enerji depolama fonksiyonu ve saçıcı çekirdeğin birleştirilmesiyle hesaplanır. SSD mesafesindeki değişim bu dozun hesaplanmasına katılmaz.

Eclipse tedavi planlama sisteminde belirlenen hesaplama boyutları 0,25x0,25x0,25 cm^3'dür. (3,23,24,25)

3.1.4. PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW3 (PTW, Freiburg, Almanya) su eşdeğeri beyaz polisitrenden üretilen, %2 TiO içeren, 1,045 g/cm^3 madde ve 3,43x10^{23} é/cm^3 elektron yoğunluğuna sahip, yüksek enerjili foton ve elektronların dozimetrisinde kullanılan bir katı-su fantomudur.



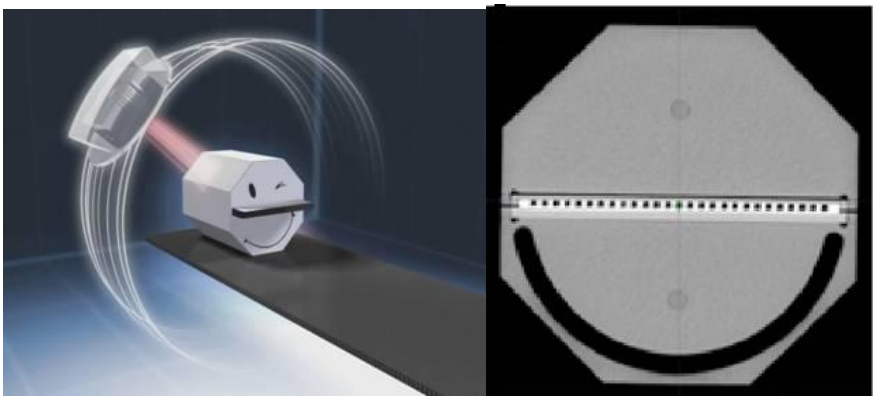
Şekil 3-1: PTW RW3 katı-su fantomu

Yüzey alanları 30x30 cm^2 olacak şekilde 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlığında çeşitleri bulunur. RW3 maddesinin (Goettingen White Water) kalınlık hassasiyeti ±0,1 mm'dir.

RW3 fantom ile kalibrasyon ve derin doz ölçümlerini yapmak mümkündür. Bütün PTW iyon odaları ve ayrıca FeS ampülleri RW3 ile kullanılabilir. Fotonlarda ^{60}Co enerjisinden 25 MV enerji kalitesine kadar; elektronlarda 4 ile 25 MeV enerjileri arasında güvenle kullanılabilir.

Geri saçılmayı sağlamak için, tabakalar radyasyon dedektörünün altına konulurlar. Geri saçılma için kullanılan fantom plakalarının 1 tabaka 1 mm kalınlığında olacak şekilde her biri 2 mm kalınlığında 2 tabaka; 1 tabaka 5 mm kalınlığında ve her biri 10 mm kalınlığında 29 tabaka halinde ticari çeşitleri bulunur (Şekil 3-1). (26)

3.1.5. PTW OCTAVIUS Su Eşdeğeri Katı Fantom



Şekil 3-2: PTW OCTAVIUS fantom

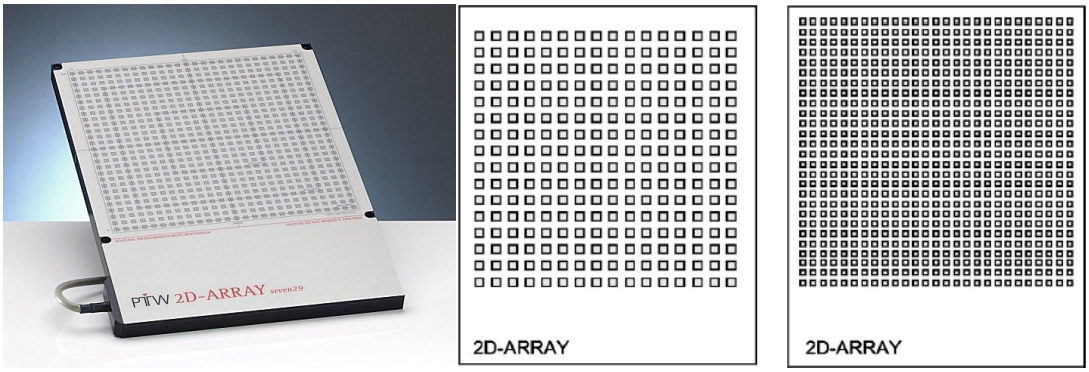
PTW OCTAVIUS, esas itibariyle, PTW 2-D ARRAY 729 (PTW, Freiburg, Almanya) ile birlikte kullanıllarak rotasyonel tedavi planlarının kalite kontrolleri için tasarlanmış bir katı-su fantomudur. Sekizgen şekli kolay kurulum ve çeşitli açılardan dozları daha iyi ölçebilmek için özel olarak tasarlanmıştır. 24 kg ağırlığındaki fantomun yapı maddesi polisitren; kütle yoğunluğu 1,04 g/cm^3 ve göreli elektron yoğunluğu 1,00x10^{23} é/cm^3'dür. Genişliği ve uzunluğu eşit olarak 32 cm'dir. PTW 2-D ARRAY dedektörün yerleştirilebilmesi için 30x30x2,2 cm^3 merkezi boşluk içerir. Bu boşluğun tasarımı sayesinde, dedektördeki iyon odalarının merkezi, OCTAVIUS fantomun merkezinden geçmektedir (Şekil 3-2).

OCTAVIUS fantom kullanılarak tek bir iyon odası ile ölçüm almak da mümkündür. Bu ölçüm için tasarlanmış, 10x31x2,2 cm^3 hacimli üç farklı plaka bulunur. Bunlardan ikisi tamamen katı iken, üçüncüsünde 0,125 cc silindirik iyon odası (T31010 Semiflex, PTW, Freiburg, Almanya) için 0,69 cm çapında ve merkezleri arasında 1,05 cm uzaklık bulunan 9 adet iyon odası yuvası mevcuttur. Bu 9 iyon odası da aynı anda Multidose elektometre (PTW, Freiburg, Almanya) kullanılarak okunabilmektedir.

OCTAVIUS fantom alt kısmında yarım daire biçiminde bir hava boşluğu içerir. Sekizgen tasarımı ve bu hava boşluğu ile, iyon odalarının açıya bağımlılıkları azaltılarak PTW 2-D ARRAY'in arkadan gelen ışınları daha büyük bir doğrulukla ölçmesi sağlanmaktadır. OCTAVIUS fantom sayesinde, rotasyonel tedavi planlarının kalite kontrollerini yapmak mümkündür. (19)

3.1.6. PTW 2D-ARRAY Seven29

PTW 2-D ARRAY (PTW, Freiburg, Almanya), birbirinden farklı boyut ve sayıda iyon odaları içeren iki versiyon halinde sunulmaktadır (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: PTW 2D-ARRAY 10017 ve 10024 model detektörler

PTW 2D-ARRAY 729'da (model 10024) 729 adet hava dolgulu iyon odası bulunur. İyon odaları 27 x 27 matris içinde 27 cm x 27 cm'lik bir alana paralel olarak yayılmışlardır. İyon odalarının merkezi kesitleri 5 mm x 5 mm'dir ve her bir iyon odasında 5 mm'lik hava dolgusu bulunur. İyon odaları birbirlerinden 5 mm uzaklıktadır ve komşu iyon odalarının merkezlerinin birbirinden uzaklığı 10 mm'dir. Merkezler arasındaki bu değer, aynı zamanda, mevcut çoğu MLC'nin bir çift yaprağının izomerkezdeki genişliğine eşittir. Bu durumda, her MLC yaprağı tam olarak bir sıra iyon odasının üzerine gelir ve bu sayede, herhangi bir çift MLC yaprağına ait ölçüm verileri kolaylıkla alınabilir.

Her iki 2D-ARRAY çeşiti de 400 V gerilimde çalışır. 2D-ARRAY her bir iyon odasının topladığı elektriksel yükü bir kapasitörde depolar ve bu kapasitör her 400 ms'de bir okunup, yeniden başlatılır. Kapasitörde ölü zaman yoktur. Bu sayede, kapasitör yeniden başlatıldığında, zaman kaybetmeden yeni verileri depolamaya başlar ve bilgi kaybı asla yaşanmaz.

Her iki 2D-ARRAY'de de hava dolgulu iyon odaları 5 mm kalınlığında bir PMMA ön paneli ile kaplıdır. 2D-ARRAY ve silindirik iyon odası ile ölçülmüş derin doz eğrilerini karşılaştırırken, ölçümlerin efektif derinliği PMMA ön panelinin 5 mm gerisinde, yani hava dolgulu iyon odası hacimlerinin giriş panelinde; su eşedeğeri kalınlığı 5,9 mm olacak şekilde bulunmuştur. (18,19,27)

3.1.7. PTW 30012 Model Farmer Tipi İyon Odası

Şekil 3-4: PTW 30012 model farmer tipi iyon odası

PTW 30012 tipi Farmer Chamber iyon odası yüksek enerjili foton, elektron ve proton ışınlarının mutlak doz ölçümlerinde kullanılmak üzere tasarlanmış, grafit duvarlı ve 0,6 cc hacimli silindirik bir iyon odasıdır (Şekil 3-4). Fantom içerisinde veya havada ölçüm alabilir. Düzgün enerji cevabı vardır ve grafit duvarı iyon odasını neredeyse su eşdeğeri yapar. Merkezi elektrodu Al^{+3} dır ve bu sayede ^{60}Co enerjisinden daha az enerjilerde bile yüksek kalitede ölçümler alınabilir. İyon odası katı-su fantomlarında kullanılmak üzere tasarlandığından su geçirmezlik özelliği yoktur. Suda soğurulan dozu ve air kermayı bulabilmek için gereken düzeltme faktörleri dozimetri protokollerinde mevcuttur.

0,6 cc PTW Farmer iyon odaları mutlak (absolute) foton ve elektron doz ölçümü için tasarlanmıştır. Foton ışınları için cevap aralığı 60 kV ile 50 MV arasındayken, elektron demetlerinde bu aralık 10 MeV ile 45 MeV arasındadır. (28,29)

Tablo 3-1 ve Tablo 3-2'de bu iyon odasının teknik özellikleri görülmektedir.

Tablo 3-1: PTW 30012 model farmer tipi iyon odasının içerdiği bileşenler ve boyutları

Hassas Hacmin Duvarı	0,425 mm grafit; 1,85 g/cm^3
Toplam Duvar Alanı Yoğunluğu	79 mg/cm^2
Hassas Hacmin Boyutları	Yarıçap: 3,05 mm; Uzunluk: 23,0 mm
Merkezi Elektrot	Al 99,98; Çap: 1,0 mm
Build-up Cap	PMMA: 4,55 mm kalınlığında

Tablo 3-2: PTW 30012 model farmer tipi iyon odasının çalışma aralığı

Voltaj	± (100 – 400) V
Alan Boyutları	5x5 – 40x40 cm^2
Sıcaklık	10 – 40 ºC
Nem	% (10 – 80), 20 g/m^3 maksimum
Hava Basıncı	700 – 1060 hPa

3.1.8. PTW T10005 Model UNIDOS Elektrometre

Çok hassas ve transfer standart sınıfı bir dozimetre olan PTW T10005 model UNIDOS elektrometre yüksek ölçüm doğruluğu, düşük istenmeyen akımı, doğrusallığı ve uzun dönem istikrarı ile oldukça güvenilirdir. Ayrıca, AAPM ADCL tarafından yayınlanan bütün tavsiyelerine uygundur (Şekil 3-5).

Ön panelinde iyon odası tipi, sıcaklık, basınç, operasyon modu ve iyon odasının polarizasyon voltajı gibi birçok giriş yeri bulunur. Okumalar, kullanıcının tercihine göre kalibrasyon faktör ve hava yoğunluğu ile düzeltilmiş şekilde radyolojik veya elektriksel birimler olarak alınabilir: suda mutlak doz (Gy), havada doz hızı (Gy/min), air kerma (Gy,Gy/min), ışınlama (R), ışınlama hızı (R/min), yük (C) ve akım (A).

Şekil 3-5: PTW T10005 model UNIDOS elektrometre

Hafızasında hacimleri 0,02 cc ile 10 lt arasında değişen 30 iyon odasının kalibrasyon değerleri saklıdır. RS-232 iletişim portu sayesinde IBM eşdeğeri bilgisayarlara veri transferini sağlar.

PTW UNIDOS alternatif akım (AC) ya da 7-9 saat kullanılabilir yeniden şarj edilebilir pilleri ile çalışabilir.

Yüksek çözünürlüğe ve geniş bir dinamik çalışma aralığına sahiptir. Doz ve doz hızını eş zamanlı olarak ölçebilir. Zamanlama fonksiyonuna, 30 iyon odasının parametrik bilgilerine ve ayrıca hava yoğunluğu düzeltmesine sahiptir. (30)

3.1.9. PTW VeriSoft Yazılımı

Gama analizi tekniği, iki IMRT matrisini doz değişimi ve karşılaştırılan noktalar arasındaki fiziksel uzaklık yönünden değerlendiren bir yöntemdir.

Microsoft Windows işletim sisteminde çalışan ve kliniğimizde kullanılan PTW VeriSoft 4.1 (PTW, Freiburg, Almanya) ticari yazılımı sayesinde, fantomda ölçülen veriler ile tedavi planlama sistemi tarafından aynı fantom için hesaplanmış teorik verilerin gama analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılması mümkündür.

3.2. Yöntem

3.2.1. IMRT Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması

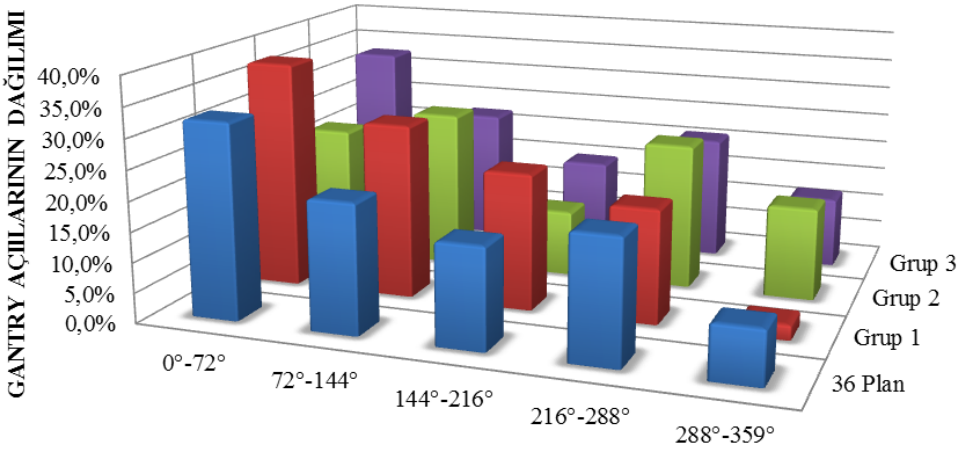
3.2.1.1. IMRT Tedavi Planlarının Seçimi

IMRT kalite kontrol (QA) planları, Varian Eclipse 8.9 tedavi planlama sistemi'nde, AAA algoritması kullanılarak, üç hasta grubu için hazırlandı:

- **Grup I:** *Prostat Küçük Hacim*: ortalama 105 cc PTV hacmine sahip prostat tümörlerinden oluşturuldu.
- **Grup II:** *Pelvis Ve Toraks Büyük Hacim*: ortalama 700 cc PTV hacimli lenf tutulumlu prostat, serviks, paroaortik ve özefagus tümörlerinden oluşturuldu.
- **Grup III:** *Baş Ve Boyun Orta Hacim:* ortalama 220 cc PTV hacmi içeren yerel nazofarenks, orafarenks, larenks ve dil tümörlerinden oluşturuldu.

IMRT QA planları hazırlanan toplam 36 IMRT tedavi planı üç grupta eşit sayıda yer almaktadır. Her bir IMRT tedavi planı için ölçümler PTW 2D-ARRAY 729 ile alınacak şekilde, PTW RW3 ve PTW OCTAVIUS'un BT görüntüleri üzerine, herbir IMRT planı için iki farklı QA planı hazırlanmıştır.

PTW 2D-ARRAY 729 ile yapılan ölçümlerde kullanılmak üzere, PTW RW3 katı su fantomu ve PTW OCTAVIUS fantom üzerine QA planları hazırlanan 36 IMRT tedavi planına ait gantry açılarının dağılımları Şekil 3-6'da verilmiştir.



	0°-72°	72°-144°	144°-216°	216°-288°	288°-359°
36 Plan	32,5%	21,5%	16,8%	20,4%	8,9%
Grup 1	38,0%	29,1%	22,8%	19,0%	2,5%
Grup 2	22,2%	26,7%	11,1%	24,4%	15,6%
Grup 3	32,8%	22,4%	14,9%	20,9%	11,9%

Şekil 3-6: IMRT QA planlarının gantry açılarının yüzdelik dağılımları

3.2.1.2. IMRT Kalite Kontrol (QA) Planlarının Oluşturulması

Üç grupta toplam 36 IMRT tedavi planının her biri için, fantomların daha önceden ölçüm şartlarında çekilmiş BT görüntüleri üzerine QA planları hazırlandı. PTW RW3 katı su fantomuna ait BT görüntüsü üzerine hazırlanan kalite kontrol planlarının bütün gantry, kolimasyon ve masa açıları 0°'ye getirilirken, PTW OCTAVIUS QA fantomu üzerine oluşturulan planlarda orijinal planlardaki özelliklerin tamamı korundu.

PTW RW3 katı su fantomunda oluşturulan QA planlarında izomerkez PTW 2-D ARRAY 729'da yer alan iyon odalarının hemen üzerinde olacak şekilde ve 100 cm SAD mesafesindedir. PTW 2-D ARRAY 729'un üzerinde 4,5 cm ve altında 10 cm PTW RW3 katı su fantomu vardır.

PTW OCTAVIUS QA fantomunun BT görüntüsü üzerine oluşturulan planların izomerkezi PTW 2D-ARRAY 729'daki iyon odalarının üst kesitinde yer alır ve 100 cm SAD mesafesindedir. PTW OCTAVIUS fantom 84,5 cm SSD mesafesinde yer alır.

Tedavi planlama sisteminde her QA planı için oluşturulan sanal doz akı haritasının PTW 2D-ARRAY 729 üzerinde yer alan iyon odalarının hemen üzerindeki yanal görüntüsü, daha sonra ölçüm verileriyle karşılaştırmak üzere, ayrı ayrı kaydedilmiştir.

3.3. IMRT Kalite Kontrol Planlarının Ölçüm Ve Değerlendirilmesi

3.3.1. Varian DHX Lineer Hızlandırıcısına Ait MLC Kontrollerinin Yapılması

Varian Eclipse tedavi planlama sisteminde AAA algoritması kullanılarak dinamik MLC tekniği ile hazırlanan IMRT tedavi planlarına ait QA planlarının uygulanmasından önce, ölçümlerin doğruluğundan emin olmak için, Varian DHX lineer hızlandırıcısının Varian tarafından tavsiye edilen MLC testleri EPID sistemi kullanılarak uygulandı. Uygulanan testler Tablo 3-3'de verilmiştir. (31)

Tablo 3-3: Varian DHX Lineer Hızlandırıcısına Ait MLC Testleri

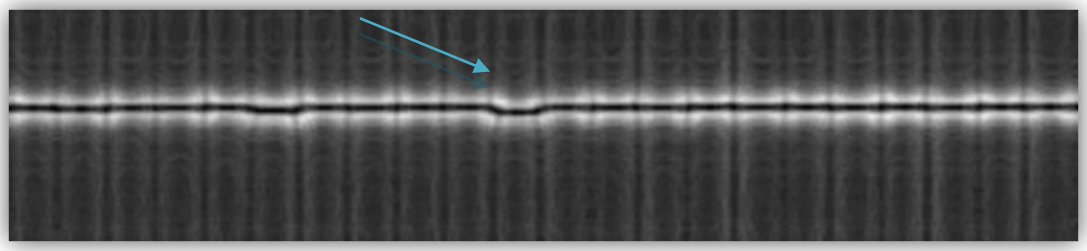
<table>
<tr><th>TEST NO</th><th colspan="3">MLC ANALİZLERİ</th></tr>
<tr><td>1</td><td colspan="3">Doz Hızı ve Gantry Dönüşünün Kapalı Ve Açık Alanlarda Kıyaslanması</td></tr>
<tr><td>2</td><td colspan="3">MLC Hızı Testinde Kapalı Ve Açık Alanların Kıyaslanması</td></tr>
<tr><td>3</td><td colspan="3">Picket Fence Hata Testi</td></tr>
<tr><td>4-A</td><td rowspan="4">Picket Fence ARC Testinin</td><td>Picket Fence 180° Gantry</td><td rowspan="4">Statik Testleri İle Kıyaslanması</td></tr>
<tr><td>4-B</td><td>Picket Fence 90° Gantry</td></tr>
<tr><td>4-C</td><td>Picket Fence 0° Gantry</td></tr>
<tr><td>4-D</td><td>Picket Fence 270° Gantry</td></tr>
<tr><td>5-A</td><td rowspan="3">0º Gantry Açık Alan Dozimetri Testinin</td><td>180º Gantry Açık Alan</td><td rowspan="3">Dozimetri Testleri İle Kıyaslanması</td></tr>
<tr><td>5-B</td><td>90º Gantry Açık Alan</td></tr>
<tr><td>5-C</td><td>270º Gantry Açık Alan</td></tr>
</table>

- Doz Hızı İle Gantry Dönüşü Testi: Aynı MU kullanılarak değişen doz hızı, gantry açısı ve gantry hızı ile 7 adet MLC alanını oluşturulur. Elde edilen doz haritası açık alan ışınlamasıyla karşılaştırılır. Her MLC alanının açık alanla aynı akı haritasına sahip olması beklenir.
- MLC Testi: Üç farklı MLC alanı oluşturulur. MLC yaprakları her bir alanı farklı bir hızla kateder, durur ve biraz boşluk bırakıp tekrar harekete geçerler. Oluşturdukları 3 yarıktaki doz profilleri açık alan ile kıyaslanır.
- Picket Fence Hata Testi: MLC yapraklarının konumlanmasında, MLC yapraklarından birkaç tanesine kasıtlı olarak 0,5 mm hata eklenir. Bu test ile amaçlanan, QA ölçümleri esnasında MLC yapraklarında oluşabilecek 0,5 mm'lik hataların dahi ayırt edilebildiğinin sınanmasıdır.
- Picket Fence ARC Testi: Bu testte gantry tam bir dönüş halindeyken, 7 adet MLC alanı MLC yaprakları tarafından oluşturulur ve bu alanlar Picket Fence Statik Testi ile elde edilen sonuçlarla karşılaştırılır.
- Picket Fence Statik Testi: Bu testte, 7 adet MLC alanı bu kez sabit gantry açılarında oluşturulur. Picket Fence Arc Testinden alınan akı haritası, bütün sabit açıların görüntüleriyle tek tek karşılaştırılır.
- Dozimetrik Test: Aynı MU farklı gantry açılarından verilerek, doz veriminin gantry'ye bağlı değişimi değerlendirilir.

Tablo 3-3'de verilen MLC testleri, Varian DHX lineer hızlandırıcısında entegre olarak bulunan OBI EPID sistemi ile uygulandı ve PTW VeriSoft 4.1 yazılımı kullanılarak, ölçülen maksimum dozun %5'inden azının baskılanmasıyla, çeşitli %DD ve DTA ölçütlerinde gama analizlerinin yapıldı. Sonuçlar Tablo 3-4 ve Şekil 3-7'de görüldüğü gibidir.

Tablo 3-4: Varian DHX Lineer Hızlandırıcısına Ait MLC Testlerinin Gama Analizi Sonuçları

%DD	% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA / TEST	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 Mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
1	88,3	98,1	99,4	99,1	95,1	99,71	99,9	99,9	97,4	99,8	99,9	99,9	98,1	99,9	99,93	100
2	Sol-Sağ (LR) Ortalaması: 0,8%															
3	0,5 mm Kasıtlı Hata Analizlerde Görülmüştür. (Şekil 4-5)															
4-A	87,9	91,8	93,5	94,5	89,1	93,0	94,5	95,4	90,2	94,0	95,5	96,2	91,3	95,0	96,3	96,9
4-B	98,7	99,4	99,6	99,8	98,8	99,4	99,6	99,9	98,8	99,5	99,7	99,9	98,9	99,5	99,7	99,9
4-C	98,4	99,2	99,4	99,5	98,6	99,5	99,6	99,7	98,9	99,6	99,7	99,8	99,1	99,8	99,8	99,9
4-D	99,6	99,8	99,9	100	99,7	99,9	100	100	99,7	99,9	100	100	99,8	100	100	100
5-A	79,4	85,7	88,3	91,2	83,0	88,5	90,6	93,2	87,1	91,6	93,3	95,5	91,5	95,2	96,4	97,9
5-B	73,6	83,0	86,3	88,9	77,4	85,8	89,3	90,9	80,0	88,2	91,2	92,9	82,1	91,0	93,9	95,2
5-C	72,3	86,0	90,5	93,2	77,0	89,5	93,3	95,4	82,2	93,3	96,4	97,9	87,4	96,9	98,8	99,4



Şekil 3-7: Picket Fence Hata Testinde kasıtlı olarak konulan 0,5 mm'lik hatanın görüntüsü

3.3.2. PTW Farmer Tipi İyon Odası İle Mutlak (Absolute) Doz Ölçümü

Ölçümlere başlamadan önce, cihazın dozimetrik açıdan teslim alındığı şartlarda olduğunun teyidi yapıldı. Ölçümler PTW RW3 katı su fantomunda, 6 MV X-ışını için 5 cm ve 15 MV X-ışını için 10 cm derinlikte alındı. Ölçümler esnasında iyon odasının altına 10 cm kalınlığında PTW RW3 katı su fantomu konuldu. Ölçümler 100 cm SAD mesafesinde alındı.

Ölçümlerde PTW UNIDOS 10005 elektrometre ve 0227 seri numaralı PTW 30012 Farmer tipi 0,6 cc silindirik iyon odası kullanıldı.

Ölçümlere başlamadan önce, Varian DHX lineer hızlandırıcısında yapılan mutlak doz ölçümleri gerçekleştirildi.

IAEA TRS-398 protokolüne göre, fotonlar için belirli bir derinlikte soğrulan doz:

$$D_{W,Q}(P_{EFF}) = M_Q \; x \; N_{D,W,Q_0} \; x \; k_{Q,Q_0} \qquad 3\text{-}1$$

$$M_Q = M_0 \; x \; C_{TP} \; x \; k_{POL} \; x \; k_s \qquad 3\text{-}2$$

M_Q: Basınç, sıcaklık, polarite ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş okuma değeri.

$N_{D,W,Q_0} = 0{,}988$ mGy/mGy 3-3

N_{D,W,Q_0}: İkincil standart laboratuvarının göndermiş olduğu ölçümleme katsayısıdır. Ölçümlerde kullanılan 0227 seri numaralı PTW Farmer tipi 0,6 cc silindirik iyon odası için TAEK tarafından verilen ölçümleme sertifikasından okundu.

k_{Q,Q_0}: Demet kalite faktörüdür. IAEA TRS-398 protokolünden alındı.

TPR_{20}^{10}: 10x10 cm^2 alanda, 100 cm SSD mesafesinde ve 10 cm derinlikte merkezden ölçülen doz ile 20 cm derinlikte merkezden ölçülen dozun oranıdır. Foton enerjisinin kalitesini gösterir. IAEA TRS-398 protokolünden alındı.

6 MV için 5 cm derinlikte 1 cGy=1 MU ve 15 MV için 10 cm derinlikte 1 cGy=1 MU değerleri ölçüldü. (32,33)

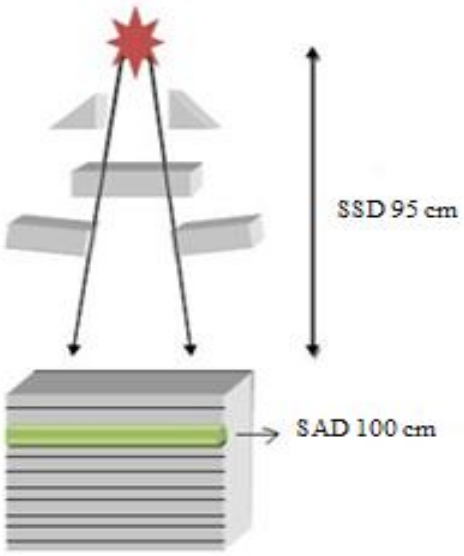
3.3.3. PTW RW3 Katı Su Fantomu ve PTW 2D-ARRAY 729 İle IMRT QA Planlarının Ölçülmesi

Varian Eclipse tedavi planlama sisteminde, daha önceden tomografisi çekilmiş ölçüm düzeneği üzerine hazırlanan 3 grup ve toplam 36 IMRT QA planı, Varian DHX lineer hızlandırıcısında, BT görüntüsü ile aynı şartlarda ölçüldü. IMRT tedavi planlarının bütün gantry, kolimasyon ve masa açılarının sıfırlanmasıyla oluşturulan IMRT QA planlarına ait doz akı haritaları kayıt edildi (Şekil 3-8).

Ölçüm düzeneği PTW 2D-ARRAY 729, üzerinde 4,5 cm ve altında 10 cm PTW RW3 katı su fantomu, alınan bilgileri işleyen ara bilgisayar ve ana bilgisayarın bulunduğu kontrol odasına uzanan harici kablodan meydana gelir. Ölçümlerde PTW 2D-ARRAY 729, üzerinde paralel düzlem şeklinde bulunan 729 iyon odasının merkezi izomerkeze denk gelecek ve iyon odalarının merkezinden TG (tongue - groove) ve LR

(left - right) yönlerinde uzanan aksları lazerlerle çakışacak şekilde, 100 cm SAD mesafesine yerleştirildi. Ayrıca, PTW VeriSoft 4.1 yazılımı kullanılarak ara bilgisayarın iki ölçüm arasında 10 saniye süreyle sıfırlanmasıyla, olası ölçüm hatalarının önüne geçildi.

TPS'de oluşturulan 5 cm derinliğindeki doz akı haritaları, ölçüm sonuçlarıyla PTW VeriSoft 4.1 yazılımında gama analizi yöntemiyle karşılaştırıldı. Ölçüm sonuçları Tablo 4-1, Tablo 4-2, Tablo 4-3 ve Tablo 4-4'de verilmiştir. (21)



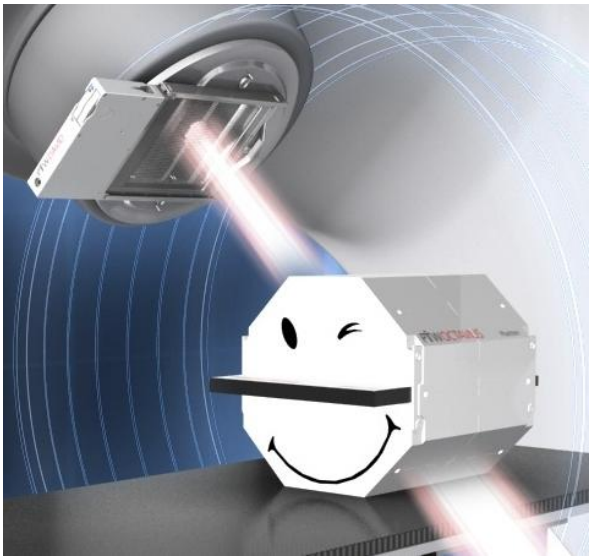
Şekil 3-8: PTW RW3 katı-su fantomu ve PTW 2D-ARRAY ile yapılan ölçümlerin temsili resmi

3.3.4. PTW OCTAVIUS Fantom ve PTW 2D-ARRAY 729 İle IMRT QA Planlarının Ölçülmesi

PTW OCTAVIUS ve PTW 2D-ARRAY 729 QA planlarının hazırlandığı şartlarda yerleştirildi ve aynı hasta grubu için hazırlanan planlardan ışınlanarak fantom merkezinde oluşan doz akı haritası ölçüldü (Şekil 3-9).

Ayrıca, planları yapılmış fakat, 110 cc'ye karşılık 877 cc hacim içeren, 2 ve 18 numaralı planlar için içerdikleri 0°, 72°, 144°, 216° ve 288° gantry açılarında ayrı ayrı QA planları hazırlandı. PTW OCTAVIUS ile ölçülecek bütün IMRT QA planları için orijinal tedavi planlarının gantry, kolimatör ve masa açı değerleri korundu. Fakat, PTW 2D-ARRAY 729'un üzerinde bulunan ve iyon odalarının dışında kalan elektronik devre bölümünün ışınlanmaya karşı çok hassas olması sebebiyle, ölçüm sırasında masa açısı

sıfırda tutuldu. Bu durum, ölçülen doz akı haritasının gama analizi esnasında masa açısının tersi büyüklük ve yönünde çevrilmesiyle düzeltildi.



Şekil 3-9: PTW OCTAVIUS fantom ve PTW 2D-ARRAY ile yapılan ölçümlerin temsili resmi

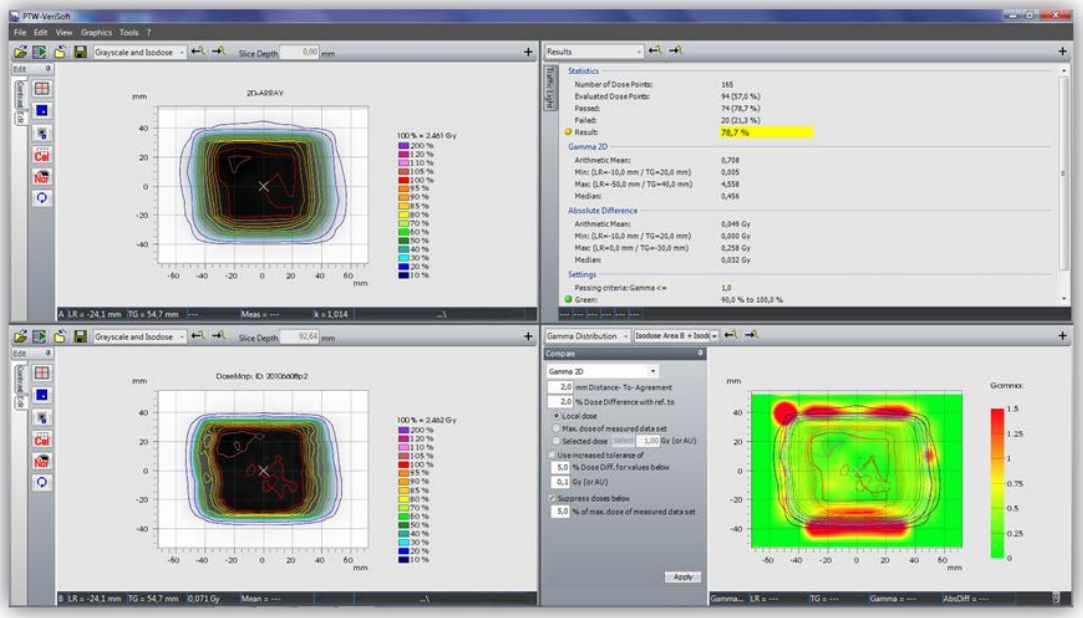
PTW OCTAVIUS fantom, özel aralığına yerleştirilmiş PTW 2D-ARRAY 729, ara bilgisayar ve kontrol odasına uzanan uzatma kablosundan oluşan sistemde, 100 SAD mesafesinde bulunan iyon odaları tarafından elde edilen akı haritaları, kontrol odasındaki bilgisayarda kaydedildi. Ölçüm hatalarını engellemek için, her iki ölçüm arasında 10 saniyelik sıfırlama uygulandı.

PTW OCTAVIUS fantoma ait gama analizi sonuçları Tablo 4-5, Tablo 4-6, Tablo 4-7 ve Tablo 4-8'de verilmiştir.

PTW OCTAVIUS fantomun açıya bağımlılığının değerlendirildiği gama analizlerine ait sonuçlar Tablo 4-9, Tablo 4-10, Tablo 4-11 ve Tablo 4-12'de verilmiştir.

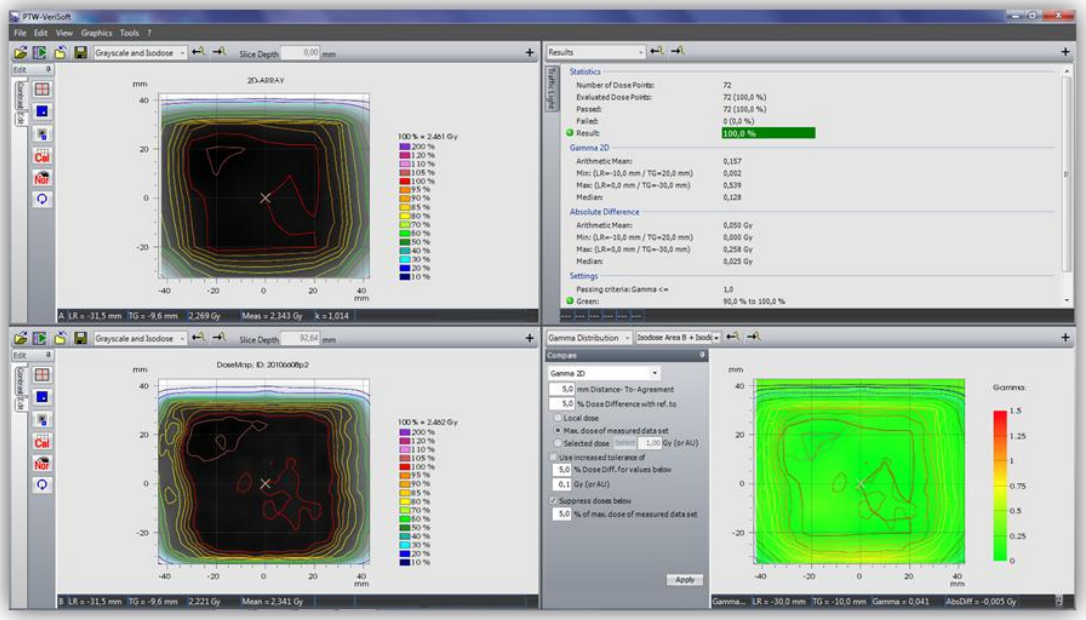
3.3.5. PTW 2D-ARRAY 729 Kullanılarak Alınan Ölçümlerin Gama Analizlerinin Yapılması

PTW RW3 katı su fantomu ve PTW OCTAVIUS fantom ile birlikte PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak elde edilen akı haritaları ile Varian Eclipse tedavi planlama sisteminde hesaplanan sanal doz akı haritalarının gama analizleri, çeşitli % doz farklılığı, kabule uzaklık (distance to agreement) ve referans doz değerlerinde PTW VeriSoft 4.1 yazılımı kullanılarak yapıldı. Gama analizleri yüksek hassasiyetten yüksek toleransa kadar geniş bir aralıkta incelendi. Yerel (local) referans doz kullanılarak, %2 DD ve 2 mm DTA kıstaslarında, ölçülen verideki en yüksek dozun %5'inden azının baskılanmasıyla gerçekleştirilen analizler bu çalışmadaki en yüksek hassasiyete ve en az tutarlılığa sahip incelemelerdir (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: PTW VeriSoft yazılımında yerel referans doz kullanılan bir gama analizi

Küresel (global) referans doz kullanılarak, %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde, ölçülen verideki en yüksek dozun %5'inden azının ihmal edilmesiyle gerçekleştirilen ve maksimum izodozun %50'sine kadar olan doz dağılımının incelendiği gama analizleri ise, araştırmadaki en geniş kabul sınırlarına sahip yöntemdir (Şekil 3-11).



Şekil 3-11: Şekil 3-10'daki gama analizinin küresel referans noktası kullanılarak gerçekleştirilmesi

Gama analizleri hem yerel hem de küresel referans doz için, %2, %3, %4 ve % 5 DD'nin herbirine karşılık 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm DTA ölçütlerinde, doz akı haritalarının tamamı ve ölçülen maksimum dozun %50'sine kadar olan doz dağılımları için, Tablo 3-4'de gösterildiği gibi, ayrı ayrı gerçekleştirildi.

Analizlerin hassasiyetini arttırmak ve yüksek tolerans değerlerindeki karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde etmek amacıyla, ölçülen maksimum değerin %5'inin altındaki dozlar gama analizleri esnasında ihmal edildi.

4. BULGULAR

4.1. PTW VeriSoft 4.1 İle Yapılan Gama Analizlerinin Sonuçları

Gama analizleri %2, %3, %4 ve %5 DD için 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde gerçekleştirildi ve gruplar halinde tablolandı. Ayrıca, her bir grup ve ölçüt için o sütunun altına ortalama değerleri "ORT" ile standart sapma "SS ±" miktarları yazıldı. Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı ve maksimum %50'lik kısımları yerel ve küresel referans dozlarda ayrı ayrı analiz edildi. PTW OCTAVIUS fantomun açıya bağımlılığını sınamak için yapılan ilave ölçümler de benzer şekilde analiz edildi. Analizlerin tamamında ölçülen maksimum dozun %5'inden azı baskılandı..

PTW RW3 katı-su fantomuna ait analiz sonuçları Tablo 4-1, Tablo 4-2, Tablo 4-3, Tablo 4-4'de, PTW OCTAVIUS fantomuna ait analiz sonuçları Tablo 4-5, Tablo 4-6, Tablo 4-7 ve Tablo 4-8'de, PTW OCTAVIUS'un açıya bağlı değerlendirmelerini içeren ölçümlere ait analiz sonuçları Tablo 4-9, Tablo 4-10, Tablo 4-11 ve Tablo 4-12'de verilmiştir.

4.1.1. PTW RW3 Katı Su Fantomu İle Yapılan Analizler

Tablo 4-1: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	93,4	96,7	100	100	96,7	100	100	100	96,7	100	100	100	98,4	100	100	100
	2	88,4	95,7	97,1	98,6	88,4	97,1	98,6	98,6	89,9	97,1	98,6	98,6	94,2	98,6	100	100
	3	84,0	92,0	97,3	100	89,3	97,3	100	100	94,7	100	100	100	96,0	100	100	100
	4	89,2	95,3	98,4	98,4	90,6	96,9	98,4	98,4	93,8	96,9	98,4	98,4	93,8	98,4	98,4	98,4
	5	91,7	98,3	98,3	98,3	93,3	98,3	98,3	98,3	95,0	98,3	98,3	98,3	95,0	100	100	100
	6	83,6	94,0	97,0	97,0	95,5	95,5	98,5	98,5	95,5	98,5	98,5	98,5	95,5	98,5	98,5	98,5
	7	83,3	92,6	96,3	100	94,4	96,3	96,3	100	98,1	98,1	98,1	100	98,1	98,1	98,1	100
	8	85,3	98,5	98,5	100	92,6	98,5	98,5	100	94,1	98,5	98,5	100	94,1	98,5	98,5	100
	9	88,3	96,7	96,7	96,7	95,0	98,3	98,3	98,3	95,0	98,3	98,3	98,3	95,0	98,3	98,3	98,3
	10	85,0	96,7	100	100	91,7	100	100	100	93,3	100	100	100	95,0	100	100	100
	11	93,5	94,6	95,7	96,8	96,8	96,8	96,8	98,9	97,8	98,9	98,9	100	98,9	98,9	98,9	100
	12	90,8	95,7	99,3	99,3	93,6	97,2	100	100	95,0	98,6	100	100	96,5	98,6	100	100
	ORT	88,0	95,6	97,9	98,8	93,2	97,7	98,6	99,3	94,9	98,6	99,0	99,3	95,9	99,0	99,2	99,6
	SS ±	3,8	2,0	1,4	1,3	2,7	1,4	1,2	0,8	2,2	1,0	0,8	0,8	1,7	0,8	0,8	0,7
GRUP 2	13	82,0	90,4	94,1	95,7	88,5	94,7	97,2	98,1	91,6	96,6	98,5	99,1	92,0	96,9	98,5	99,1
	14	80,2	87,1	91,4	96,7	83,5	89,4	93,1	98,7	87,1	91,1	94,7	99,0	88,8	91,4	95,4	100
	15	88,6	94,5	96,7	97,8	91,5	98,2	98,5	99,3	94,5	98,9	99,3	100	96,7	98,9	100	100
	16	91,9	95,3	97,1	98,8	94,8	97,1	98,8	99,4	95,9	97,7	99,4	99,4	97,7	98,8	100	100
	17	81,7	90,7	95,4	97,5	85,4	93,2	96,3	97,8	87,9	94,1	96,9	98,5	89,8	95,4	97,5	99,4
	18	87,4	93,9	95,2	96,5	90,5	95,2	95,7	97,0	91,3	96,1	96,5	97,8	92,2	96,1	96,5	97,8
	19	76,7	83,4	87,6	90,1	77,9	84,8	89,0	91,7	78,7	84,8	89,2	91,7	79,8	85,1	89,2	92,3
	20	83,1	89,4	96,5	99,3	85,2	93,7	100	100	85,9	95,8	100	100	85,9	96,5	100	100
	21	80,3	90,1	96,1	97,7	82,5	91,5	97,2	99,2	84,5	93,0	98,9	99,4	86,8	94,1	99,2	99,4
	22	82,5	94,4	95,6	98,1	84,4	94,4	96,9	98,8	85,0	95,0	97,5	99,4	85,0	95,6	97,5	99,4
	23	72,6	81,4	88,0	89,4	74,1	83,6	89,4	90,5	75,5	85,0	90,1	91,6	77,0	86,9	90,5	92,3
	24	93,0	95,6	98,7	99,4	96,8	98,7	99,4	99,4	98,7	98,7	99,4	99,4	98,7	99,4	99,4	99,4
	ORT	83,3	90,5	94,4	96,4	86,3	92,9	96,0	97,5	88,1	93,9	96,7	97,9	89,2	94,6	97,0	98,3
	SS ±	6,0	4,7	3,5	3,3	6,6	4,8	3,6	3,1	6,8	4,8	3,6	3,0	6,8	4,6	3,6	2,8
GRUP 3	25	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	26	94,9	96,2	98,7	98,7	96,2	96,2	100	100	96,2	96,2	100	100	96,2	97,4	100	100
	27	78,6	87,2	92,3	97,4	83,8	92,3	96,6	98,3	88,9	93,2	96,6	98,3	89,7	93,2	96,6	98,3
	28	87,6	91,8	92,9	95,3	90,0	94,1	95,9	97,6	91,8	95,3	96,5	98,2	92,4	95,9	96,5	98,8
	29	78,7	84,0	89,4	92,6	81,9	88,3	93,6	95,7	87,2	93,6	100	100	87,2	100	100	100
	30	85,2	93,2	94,3	97,7	87,5	93,2	97,7	98,9	87,5	93,2	98,9	100	87,5	93,2	100	100
	31	88,6	92,9	97,1	97,1	90,0	92,9	97,1	97,1	90,0	92,9	97,1	97,1	90,0	92,9	97,1	97,1
	32	82,7	88,0	92,0	93,3	88,0	90,7	93,3	94,7	88,0	92,0	97,3	97,3	93,3	97,3	100	100
	33	76,6	85,6	89,7	92,0	77,6	87,2	91,0	92,6	79,2	89,1	91,3	93,6	81,1	89,7	91,7	93,9
	34	80,0	91,3	93,8	93,8	83,8	92,5	97,5	97,5	83,8	97,5	97,5	98,8	87,5	97,5	98,8	100
	35	72,2	87,0	89,8	90,7	77,8	89,8	91,7	91,7	87,0	94,4	96,3	96,3	93,5	98,1	99,1	100
	36	73,5	82,0	86,1	87,9	81,1	85,3	87,5	89,1	83,9	86,1	88,2	90,3	84,6	86,5	88,4	90,5
	ORT	83,2	89,9	93,0	94,7	86,5	91,9	95,2	96,1	88,6	93,6	96,6	97,5	90,3	95,1	97,4	98,2
	SS ±	8,4	5,2	4,1	3,6	6,9	4,0	3,8	3,5	5,6	3,6	3,6	3,0	5,2	4,1	3,7	3,0

Tablo 4-2: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	98,0	98,0	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	2	98,0	98,0	100	100	98,0	100	100	100	98,0	100	100	100	100	100	100	100
	3	90,3	95,2	98,4	100	96,8	98,4	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	4	95,9	100	100	100	98,0	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	5	98,0	100	100	100	98,0	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	6	87,3	96,4	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2
	7	91,5	95,7	97,9	100	95,7	97,9	97,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	8	98,0	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	9	95,9	98,0	98,0	98,0	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	10	93,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	11	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	12	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	95,6	98,4	99,4	99,7	98,7	99,5	99,7	99,9	99,7	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	SS ±	4,0	1,8	0,9	0,7	1,5	0,8	0,8	0,5	0,7	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
GRUP 2	13	87,4	92,8	95,0	95,9	94,6	98,2	98,6	99,1	98,6	100	100	100	99,1	100	100	100
	14	88,0	93,5	96,3	98,1	91,7	96,3	98,1	98,6	95,4	98,1	98,6	99,1	96,8	98,6	99,1	100
	15	96,3	98,1	98,8	99,4	98,1	99,4	100	100	98,8	100	100	100	99,4	100	100	100
	16	96,3	98,5	99,3	100	97,0	100	100	100	98,5	100	100	100	99,3	100	100	100
	17	98,0	99,5	100	100	99,0	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	18	94,9	98,5	98,5	98,5	98,0	99,0	99,0	99,0	98,5	100	100	100	99,0	100	100	100
	19	92,6	97,8	98,2	98,2	94,9	99,6	100	100	96,0	99,6	100	10	96,3	99,6	100	100
	20	97,3	99,1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	21	96,2	98,5	99,2	99,6	97,7	99,2	100	100	99,2	100	100	100	99,2	100	100	100
	22	95,5	98,5	98,5	99,2	97,0	98,5	99,2	99,2	97,7	99,2	99,2	99,2	97,7	99,2	99,2	99,2
	23	88,0	95,2	98,6	99,5	91,8	97,6	100	100	91,8	99,0	100	100	93,8	99,5	100	100
	24	97,6	99,2	100	100	99,2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	94,0	97,4	98,5	99,0	96,6	99,0	99,6	99,7	97,9	99,7	99,8	99,9	98,4	99,7	99,9	99,9
	SS ±	4,0	2,3	1,5	1,2	2,8	1,2	0,7	0,5	2,4	0,6	0,4	0,3	1,9	0,4	0,3	0,2
GRUP 3	25	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	26	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	27	98,0	100	100	100	98,0	100	100	100	98,0	100	100	100	100	100	100	100
	28	96,3	97,2	97,2	98,1	97,2	97,2	99,1	100	99,1	99,1	99,1	100	99,1	100	100	100
	29	92,1	93,7	95,2	95,2	95,2	96,8	96,8	96,8	100	100	100	100	100	100	100	100
	30	98,4	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	31	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	32	93,7	95,2	96,8	98,4	96,8	96,8	98,4	98,4	96,8	96,8	98,4	98,4	98,4	98,4	100	100
	33	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	34	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	35	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	36	86,2	94,3	98,4	99,2	97,2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	97,1	98,4	99,0	99,2	98,7	99,2	99,5	99,6	99,5	99,7	99,8	99,9	99,8	99,9	100,0	100,0
	SS ±	4,4	2,5	1,7	1,4	1,7	1,4	1,0	1,0	1,0	0,9	0,5	0,5	0,5	0,5	0,0	0,0

Tablo 4-3: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	3	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	4	98,4	98,4	98,4	98,4	98,4	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	6	98,5	98,5	98,5	98,5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	10	98,3	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	11	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	12	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	99,6	99,7	99,7	99,7	99,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	SS ±	0,7	0,6	0,6	0,6	0,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
GRUP 2	13	98,5	98,8	98,8	99,4	99,4	99,7	99,7	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	14	98,0	99,0	100	100	99,0	99,7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	15	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	16	99,4	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	17	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	18	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	19	96,4	97,0	98,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	20	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	21	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	22	98,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	23	96,7	98,2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	24	99,4	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	98,9	99,4	99,8	100	99,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	SS ±	1,3	1,0	0,4	0,2	0,3	0,1	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
GRUP 3	25	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	26	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	27	98,3	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	28	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	29	95,7	96,8	96,8	96,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	30	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	31	97,1	97,1	97,1	97,1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	32	98,7	98,7	98,7	98,7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	33	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	34	96,3	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	35	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	36	92,7	95,7	97,9	99,3	98,8	99,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	98,2	99,0	99,2	99,3	99,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	SS ±	2,4	1,6	1,3	1,2	0,3	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

Tablo 4-4: PTW RW3 katı-su fantomunda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	3	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	4	98,1	98,1	98,1	98,1	98,1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	6	98,2	98,2	98,2	98,2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	10	98,3	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	11	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	12	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	99,7	99,7	99,7	99,7	99,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	SS ±	0,7	0,7	0,7	0,7	0,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
GRUP 2	13	98,0	98,4	98,4	99,2	99,6	99,6	99,6	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	14	97,5	98,8	100	100	98,8	99,6	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	15	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	16	99,3	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	17	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	18	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	19	96,0	96,3	98,7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	20	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	21	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	22	98,5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	23	96,6	99,5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	24	99,1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	98,9	99,4	99,8	99,9	99,8	99,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	SS ±	1,3	1,1	0,6	0,2	0,4	0,2	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
GRUP 3	25	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	26	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	27	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	28	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	29	94,4	95,8	95,8	95,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	30	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	31	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	32	98,4	98,4	98,4	98,4	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	33	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	34	94,6	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	35	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	36	91,7	95,3	97,3	99,0	98,3	99,7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	98,3	99,1	99,3	99,4	99,9	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	SS ±	2,9	1,7	1,4	1,3	0,5	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

4.1.2. PTW OCTAVIUS Fantom İle Yapılan Analizler

Tablo 4-5: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	52,7	70,7	78,2	84,0	56,4	73,4	81,4	84,6	57,4	73,4	81,4	85,1	58,0	74,5	81,9	85,1
	2	46,9	68,7	84,4	88,6	53,1	71,6	84,8	89,6	55,5	72,5	86,3	89,6	59,7	74,4	86,7	90,5
	3	41,8	63,4	78,9	85,8	45,3	67,7	81,0	85,8	47,8	68,5	81,0	86,6	50,0	69,8	81,9	88,4
	4	45,9	65,4	79,0	86,8	49,3	66,3	79,5	87,8	50,2	68,3	82,0	88,8	51,7	72,2	83,9	89,3
	5	52,3	72,0	82,4	88,1	53,9	73,1	82,4	88,6	55,4	75,1	83,9	89,6	57,0	77,7	85,0	89,6
	6	37,8	59,9	73,0	77,9	41,4	62,6	74,3	78,8	43,2	63,1	75,2	79,3	45,5	64,4	76,1	80,2
	7	53,0	68,5	80,7	87,3	53,6	69,6	84,0	89,0	56,9	72,9	85,1	89,5	59,7	74,6	85,1	90,1
	8	56,8	75,1	83,6	88,7	58,7	77,0	85,4	90,1	62,4	79,8	87,8	91,5	65,3	82,2	89,7	92,5
	9	52,7	67,2	82,8	89,8	56,5	69,9	86,0	92,5	59,1	73,1	86,6	92,5	60,2	75,8	87,1	92,5
	10	44,6	64,7	78,4	82,8	46,1	66,2	78,9	83,3	48,0	67,6	79,4	83,3	50,0	71,6	80,9	85,3
	11	58,1	70,6	83,1	89,1	64,5	75,8	86,7	91,1	70,2	78,2	89,1	91,9	72,2	79,8	89,5	92,3
	12	46,9	61,1	72,0	82,9	54,3	65,5	76,4	84,4	58,7	69,3	79,4	86,4	63,1	72,6	81,1	87,6
	ORT	49,1	67,3	79,7	86,0	52,8	69,9	81,7	87,1	55,4	71,8	83,1	87,8	57,7	74,1	84,1	88,6
	SS ±	6,1	4,5	4,0	3,5	6,4	4,4	3,9	3,9	7,3	4,7	4,1	3,9	7,5	4,7	3,9	3,6
GRUP 2	13	36,1	52,4	61,3	68,6	46,9	61,1	69,7	76,3	57,3	70,4	77,2	83,4	63,9	75,1	82,4	86,2
	14	43,2	60,8	72,0	81,1	49,3	66,3	76,6	83,7	57,3	71,3	80,4	87,1	63,8	73,8	83,0	87,9
	15	41,5	57,8	66,9	75,3	48,8	61,5	69,1	77,5	52,4	63,6	71,7	79,0	57,6	67,8	74,5	80,4
	16	74,6	83,7	87,5	91,1	79,7	88,6	90,8	94,0	84,8	91,3	93,5	96,0	88,2	93,8	95,3	96,9
	17	65,4	73,6	80,5	85,3	71,8	77,9	84,3	88,3	77,9	81,7	87,3	91,1	81,1	83,7	89,3	92,6
	18	43,7	53,3	64,4	78,8	45,9	55,8	68,3	80,6	47,7	57,5	70,0	82,1	51,3	61,4	72,5	84,1
	19	60,1	70,1	77,8	82,7	64,8	71,8	80,0	83,4	67,6	73,0	80,5	83,8	68,3	74,1	80,9	83,8
	20	52,6	71,3	81,3	85,4	57,7	75,6	82,7	87,3	62,9	77,8	84,3	88,6	64,8	78,9	85,6	89,4
	21	61,0	74,3	83,7	87,8	67,0	77,7	86,2	90,4	70,9	81,3	88,4	91,8	74,8	84,1	89,5	92,4
	22	48,0	62,8	75,2	86,0	51,5	65,7	77,5	87,1	55,4	67,8	78,6	87,8	57,2	69,9	79,3	88,3
	23	51,8	60,3	68,8	75,4	60,3	65,2	73,8	80,2	66,4	70,6	78,2	84,3	69,1	72,1	79,9	85,4
	24	66,9	74,8	81,6	86,7	73,9	82,4	86,2	90,0	80,1	86,4	90,9	93,6	85,4	90,9	93,6	95,8
	ORT	53,7	66,3	75,1	82,0	59,8	70,8	78,8	84,9	65,1	74,4	81,8	87,4	68,8	77,1	83,8	88,6
	SS ±	11,9	9,7	8,3	6,4	11,6	9,8	7,5	5,5	11,7	9,7	7,3	5,1	11,6	9,5	7,1	5,0
GRUP 3	25	61,3	73,1	85,7	92,4	66,4	74,8	88,2	94,1	67,2	77,3	89,9	95,0	68,1	79,8	90,8	95,0
	26	41,6	59,7	70,8	78,8	46,5	64,2	74,8	79,6	53,5	68,6	77,4	80,5	58,8	69,9	78,3	81,0
	27	51,3	66,8	76,2	79,6	59,6	72,5	78,9	82,5	67,2	80,4	84,9	87,2	72,5	83,4	86,4	88,7
	28	61,9	74,5	83,2	89,4	64,8	75,2	85,5	90,6	67,1	78,1	85,8	91,6	70,0	79,4	86,1	92,6
	29	46,1	58,0	67,1	76,6	52,2	64,4	72,5	82,4	61,0	72,5	79,7	88,1	68,1	79,3	85,4	91,2
	30	49,6	65,0	77,8	86,0	56,0	69,6	82,5	89,1	63,4	75,1	86,8	90,3	66,5	78,6	90,3	92,2
	31	48,6	59,1	67,7	75,0	51,8	64,5	73,2	78,2	58,2	70,9	78,6	83,2	65,0	77,3	83,2	90,0
	32	56,8	72,2	80,7	86,9	62,9	76,8	84,6	88,4	66,0	81,9	87,3	90,3	72,2	82,6	89,2	92,7
	33	69,4	77,4	80,2	89,6	79,0	82,9	84,5	93,1	81,7	84,5	86,6	95,3	82,7	84,9	87,8	95,9
	34	50,2	65,8	81,4	86,3	55,1	71,1	84,4	89,4	57,8	73,0	85,9	90,5	62,7	77,6	88,6	92,8
	35	45,3	67,5	80,8	87,5	50,6	70,6	83,4	89,4	55,8	73,2	85,7	89,4	59,6	76,2	86,8	90,2
	36	29,6	40,7	50,8	58,2	35,1	45,0	54,8	60,7	41,6	49,6	57,0	63,9	47,1	54,7	60,1	66,4
	ORT	51,0	65,0	75,2	82,2	56,7	69,3	78,9	84,8	61,7	73,8	82,1	87,1	66,1	77,0	84,4	89,1
	SS ±	10,5	9,9	9,7	9,4	11,1	9,5	9,2	9,2	9,7	8,9	8,8	8,4	8,8	8,0	8,4	8,1

Tablo 4-6: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	79,8	86,9	88,1	89,3	84,5	88,1	90,5	90,5	85,7	88,1	91,7	91,7	85,7	89,3	91,7	91,7
	2	62,2	79,8	90,8	92,4	72,3	84,0	91,6	94,1	74,8	84,9	93,3	94,1	79,8	88,2	94,1	95,0
	3	67,0	80,4	87,5	91,1	73,2	82,1	87,5	91,1	74,1	82,1	88,4	91,1	76,8	83,9	89,3	93,8
	4	66,7	81,0	84,8	85,7	70,5	81,0	84,8	86,7	72,5	81,9	86,7	88,6	74,3	86,8	89,5	89,5
	5	78,8	86,5	89,4	90,4	80,8	87,5	89,4	91,3	83,7	88,5	90,4	94,2	86,5	91,3	92,3	94,2
	6	55,8	72,5	77,5	79,2	60,8	74,2	79,2	80,8	64,2	75,0	79,2	81,7	65,0	75,8	79,2	82,5
	7	83,1	85,7	88,3	84,8	83,1	87,0	94,8	97,4	89,6	93,5	97,4	97,4	92,2	96,1	97,4	98,7
	8	76,2	81,7	84,1	89,7	77,8	81,7	85,7	91,3	81,0	84,9	88,9	93,7	84,1	88,9	92,1	95,7
	9	76,6	87,4	95,5	97,3	81,1	91,0	96,4	98,2	83,8	91,9	96,4	98,2	83,8	94,6	97,3	98,2
	10	67,6	80,0	83,8	85,7	69,5	81,0	83,8	85,7	71,4	81,0	83,8	85,7	74,3	83,8	86,7	88,6
	11	81,9	89,5	95,2	97,1	85,7	92,4	96,2	98,1	91,4	95,2	98,1	100	93,3	98,1	100	100
	12	66,1	82,4	90,9	97,0	72,7	87,3	95,2	97,0	77,6	92,7	97,0	98,2	84,8	95,8	97,6	98,2
	ORT	71,8	82,8	88,0	90,0	76,0	84,8	89,6	91,9	79,2	86,6	90,9	92,9	81,7	89,4	92,3	93,8
	SS ±	8,7	4,7	5,0	5,6	7,4	5,1	5,5	5,5	8,1	6,1	5,9	5,5	8,1	6,4	5,7	5,1
GRUP 2	13	40,6	59,0	68,4	75,3	57,7	68,8	77,8	83,5	64,5	79,2	85,9	81,4	72,0	84,5	91,2	94,5
	14	59,1	73,4	80,6	87,7	66,7	79,8	86,9	92,5	75,4	87,3	92,9	97,2	84,5	91,3	96,4	98,0
	15	46,4	63,1	71,7	79,4	54,1	67,4	73,5	81,9	57,9	68,8	75,8	83,3	63,3	72,4	78,7	84,6
	16	55,8	68,1	74,4	79,3	79,6	85,3	87,0	88,8	88,1	90,2	91,6	92,3	89,8	91,9	92,6	93,7
	17	82,4	89,2	91,8	93,8	87,2	91,8	93,8	95,2	93,5	95,5	96,6	97,4	95,5	96,6	97,4	98,3
	18	75,2	83,1	90,5	96,3	77,3	86,8	93,8	97,1	80,6	89,3	94,2	97,1	85,1	91,7	95,9	97,9
	19	82,1	90,8	84,7	96,9	87,1	93,3	96,9	98,3	91,3	95,2	97,5	98,6	92,2	96,1	97,8	98,6
	20	68,3	79,8	87,5	88,5	76,0	85,6	89,4	91,3	79,8	88,0	91,3	93,8	81,7	89,4	92,3	94,2
	21	70,4	82,1	90,7	93,7	77,2	86,3	92,9	95,2	80,2	89,5	94,6	95,8	84,3	92,1	95,0	96,4
	22	71,0	84,8	91,9	94,8	77,1	87,6	93,3	95,7	82,9	89,5	95,2	97,1	85,7	92,9	96,2	97,6
	23	67,7	80,0	85,2	89,6	80,0	87,2	91,6	94,3	88,9	93,1	96,2	98,0	91,6	94,3	97,0	98,3
	24	89,0	95,2	96,2	98,1	95,2	99,5	99,5	99,5	97,1	99,5	99,5	99,5	97,6	99,5	99,5	99,5
	ORT	67,3	79,1	84,5	89,5	76,3	85,0	89,7	92,8	81,7	88,8	92,6	94,3	85,3	91,1	94,2	96,0
	SS ±	14,6	11,2	8,9	7,7	11,9	9,3	7,6	5,6	11,6	8,1	6,4	5,9	9,7	7,0	5,5	4,1
GRUP 3	25	68,6	78,1	85,7	90,0	68,6	78,6	85,7	90,0	74,3	81,4	85,7	91,4	74,3	82,9	87,1	91,4
	26	63,1	78,6	86,9	90,5	67,9	83,3	90,5	91,7	75,0	85,7	91,7	91,7	81,0	86,9	91,7	91,7
	27	55,8	70,1	77,9	81,8	58,5	72,7	80,5	81,8	62,3	77,9	83,1	85,7	71,4	81,8	83,1	85,7
	28	78,7	86,1	91,7	94,4	81,5	87,0	93,5	95,4	84,3	90,3	93,5	95,8	87,5	91,7	94,0	96,3
	29	73,7	79,7	85,0	87,2	81,2	84,2	87,2	91,7	85,7	88,7	92,5	94,7	93,2	94,7	97,0	98,5
	30	70,0	78,3	82,5	90,0	75,8	82,5	86,7	93,3	85,8	90,0	94,2	94,2	89,2	93,3	95,8	95,8
	31	86,7	88,3	90,0	93,3	86,7	90,0	90,0	93,3	88,3	90,0	93,3	93,3	91,7	91,7	93,3	95,0
	32	91,4	93,8	96,3	97,5	92,6	95,1	97,5	98,8	95,1	97,5	97,5	98,8	95,1	97,5	97,5	98,8
	33	87,0	94,4	95,8	97,1	97,4	98,1	98,4	98,7	98,9	99,5	99,7	100	99,5	100	100	100
	34	69,4	79,2	84,7	87,5	76,4	84,0	88,9	90,3	79,2	87,5	89,6	91,7	83,3	89,6	92,4	95,8
	35	66,7	85,9	91,9	94,1	72,6	88,1	93,3	95,6	75,6	88,9	94,8	95,6	77,8	91,1	94,8	96,3
	36	34,3	47,8	59,1	66,5	41,1	53,0	63,9	69,6	49,7	58,5	66,9	73,3	56,3	65,1	70,8	76,4
	ORT	70,5	80,0	85,6	89,2	75,0	83,1	88,0	90,9	79,5	86,3	90,2	92,2	83,4	88,9	91,5	93,5
	SS ±	15,5	12,4	9,9	8,4	15,2	11,7	9,1	8,1	13,6	10,6	8,6	7,0	12,1	9,2	8,0	6,6

Tablo 4-7: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	77,7	81,4	85,1	89,9	83,0	87,8	89,9	92,0	89,4	91,0	93,6	95,2	92,0	93,6	95,2	96,8
	2	73,5	83,9	88,2	90,5	83,9	88,6	91,0	91,9	86,7	90,0	91,0	92,4	88,6	91,5	92,9	93,8
	3	71,1	80,2	86,2	89,7	80,6	84,9	90,1	94,0	84,5	88,4	93,1	95,7	86,6	90,1	93,1	95,7
	4	72,7	80,5	87,8	90,7	79,0	86,3	90,2	92,7	84,8	89,8	94,1	95,6	90,2	93,7	96,1	97,1
	5	76,2	84,5	90,2	92,2	87,0	90,2	92,2	93,3	89,1	91,7	93,3	94,8	89,6	92,7	94,3	95,9
	6	65,8	74,8	78,4	82,0	72,1	79,3	82,0	83,8	78,4	82,9	84,7	87,4	82,9	87,4	87,8	90,5
	7	77,9	85,1	91,2	94,5	88,4	92,8	96,1	97,8	92,8	94,5	96,7	98,3	95,6	96,1	98,3	98,9
	8	79,3	84,0	88,3	91,5	85,4	88,7	90,6	93,4	87,8	90,1	92,5	94,8	91,1	93,0	94,8	96,2
	9	81,2	84,9	90,9	94,6	88,2	91,9	94,1	97,3	93,0	96,2	96,8	98,4	93,5	96,2	97,3	98,9
	10	69,6	77,0	81,9	84,3	76,0	84,3	86,3	87,7	84,3	88,7	89,2	90,7	87,7	90,7	91,7	91,7
	11	89,1	91,9	93,1	93,5	91,9	92,7	93,5	94,0	93,5	93,5	94,0	94,0	93,5	94,0	94,0	94,0
	12	78,5	83,2	87,0	90,9	85,5	88,2	91,2	92,3	89,1	90,9	92,3	92,9	91,4	92,6	92,6	93,2
	ORT	76,1	82,6	87,4	90,4	83,4	88,0	90,6	92,5	87,8	90,6	92,6	94,2	90,2	92,6	94,0	95,2
	SS ±	6,1	4,4	4,1	3,8	5,7	3,9	3,7	3,8	4,4	3,4	3,3	3,1	3,5	2,5	2,8	2,6
GRUP 2	13	73,9	84,7	88,5	90,6	87,8	93,4	94,6	96,5	93,7	95,8	96,5	97,4	95,5	97,0	97,9	98,8
	14	82,9	90,7	92,7	95,5	90,6	94,4	95,8	97,2	94,4	96,2	96,9	97,9	96,0	97,2	97,7	98,4
	15	63,3	71,0	75,1	81,1	71,4	77,2	81,5	86,6	78,2	82,2	86,0	90,5	84,6	86,4	90,6	93,0
	16	90,8	92,6	94,4	96,0	94,9	95,5	96,0	97,5	95,8	96,7	97,5	98,4	97,1	98,0	98,4	98,9
	17	88,3	91,4	92,4	94,0	94,7	96,7	97,5	97,5	98,6	99,2	99,8	99,8	99,8	100	100	100
	18	84,1	89,5	93,9	97,6	89,5	93,6	97,5	98,7	92,6	96,0	98,3	99,0	95,8	97,6	99,0	99,3
	19	92,2	96,9	99,2	99,7	96,4	99,0	99,7	99,7	98,2	99,7	100	100	99,0	99,8	100	100
	20	78,4	85,1	88,7	90,5	85,6	90,0	91,8	94,6	88,9	92,8	94,6	97,2	91,8	94,6	96,1	97,7
	21	77,7	86,4	92,4	95,0	85,6	91,6	95,0	96,1	89,8	95,5	96,6	97,7	94,3	97,2	97,7	98,9
	22	75,4	83,0	89,2	95,2	88,4	89,2	93,1	97,2	90,4	94,3	96,1	98,2	94,0	96,8	97,7	98,6
	23	89,8	94,6	96,3	97,2	96,3	98,0	99,1	99,3	97,6	98,9	99,4	99,6	98,3	98,9	99,4	99,6
	24	90,7	94,1	96,2	96,8	95,8	97,0	97,7	97,9	97,2	97,9	98,5	98,7	98,5	98,7	98,9	98,9
	ORT	82,3	88,3	91,6	94,1	89,8	93,0	94,9	96,6	93,0	95,4	96,7	97,9	95,4	96,9	97,8	98,5
	SS ±	8,8	7,0	6,1	4,9	7,1	5,8	4,8	3,4	5,7	4,6	3,7	2,5	4,1	3,6	2,5	1,9
GRUP 3	25	71,1	72,7	76,9	80,2	75,6	78,9	81,0	84,7	81,4	83,9	86,4	87,6	86,0	89,3	90,5	91,7
	26	72,1	77,9	82,7	83,6	76,5	79,6	83,2	83,6	81,0	83,2	84,5	85,4	84,5	86,7	88,9	88,9
	27	79,2	82,6	85,7	88,3	79,6	83,4	86,4	88,7	83,0	85,7	87,9	89,8	84,2	87,2	89,1	91,7
	28	87,3	91,6	95,1	96,5	90,5	94,5	95,7	97,1	93,1	95,7	96,8	97,7	95,1	96,5	97,4	98,6
	29	92,2	93,2	94,9	96,3	97,6	97,6	98,6	99,0	99,3	99,7	99,7	99,7	100	100	100	100
	30	86,4	88,7	90,3	92,2	96,5	97,7	98,4	98,8	98,4	98,4	98,4	99,2	98,4	98,4	98,8	99,2
	31	84,1	85,5	87,7	89,5	93,2	93,6	97,7	98,2	98,6	99,1	100	100	99,5	99,5	100	100
	32	86,5	93,1	95,4	95,8	92,3	95,4	96,5	96,5	95,8	97,3	97,7	98,1	98,1	98,5	98,8	98,8
	33	97,9	98,6	98,9	98,9	99,5	99,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	34	84,0	87,5	91,6	94,3	88,6	91,6	93,9	95,4	92,8	94,3	95,4	96,6	95,1	95,8	96,6	97,7
	35	79,6	84,5	89,4	91,7	83,0	88,3	90,6	91,7	86,8	91,3	94,0	95,1	90,9	94,7	97,0	97,7
	36	56,3	63,3	71,9	77,2	70,1	75,9	80,4	84,4	80,1	83,3	86,5	91,9	89,8	91,4	94,4	96,3
	ORT	81,4	84,9	88,4	90,4	86,9	89,7	91,9	93,2	90,9	92,7	93,9	95,1	93,5	94,8	96,0	96,7
	SS ±	11,0	9,8	8,0	6,9	9,7	8,3	7,3	6,3	7,9	6,8	5,9	5,2	6,1	5,0	4,2	3,8

Tablo 4-8: PTW OCTAVIUS fantomda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
PLAN NO																	
GRUP 1	1	86,5	89,6	92,7	93,8	88,5	91,7	93,8	93,8	90,6	92,7	94,8	95,8	93,8	95,8	96,9	96,9
	2	70,6	84,9	90,8	93,3	83,2	91,6	94,1	95,0	87,4	93,3	94,1	95,8	90,8	95,8	96,6	97,5
	3	73,0	83,3	88,9	92,1	80,2	85,7	90,5	94,4	82,5	87,3	92,9	96,0	84,9	88,9	92,9	96,0
	4	72,4	81,9	87,4	88,2	78,0	85,0	89,8	90,6	84,3	89,0	94,5	95,3	90,6	94,5	97,6	97,6
	5	92,0	94,3	96,6	96,6	94,3	95,5	96,6	96,6	95,5	95,5	96,6	96,6	95,5	96,6	98,9	98,9
	6	66,7	75,0	79,2	80,8	70,0	76,7	80,0	82,5	73,3	80,0	82,5	87,5	79,2	86,7	87,5	92,5
	7	90,5	95,2	97,6	97,6	95,2	97,6	98,8	98,8	97,6	98,8	98,8	98,8	100	100	100	100
	8	82,5	84,9	88,9	92,9	88,1	92,1	92,9	95,2	91,3	93,7	94,4	96,8	96,0	96,8	98,4	99,2
	9	89,0	92,4	95,8	98,3	92,4	94,9	96,6	99,2	97,5	98,3	98,3	100,0	97,5	98,3	99,2	100
	10	73,6	81,6	84,0	85,6	76,8	84,0	86,4	88,0	82,4	89,6	90,4	91,2	86,4	91,2	92,8	92,8
	11	92,0	97,3	100	100	97,3	99,1	100	100	99,1	99,1	100	100	99,1	100	100	100
	12	84,8	92,1	96,4	98,2	92,1	95,8	98,2	98,8	95,2	97,6	98,8	99,4	97,6	98,8	98,8	100
	ORT	81,1	87,7	91,5	93,1	86,3	90,8	93,1	94,4	89,7	92,9	94,7	96,1	92,6	95,3	96,6	97,6
	SS ±	9,3	6,8	6,2	5,8	8,6	6,7	5,8	5,2	7,9	5,7	4,8	3,7	6,4	4,3	3,8	2,7
GRUP 2	13	36,7	51,5	66,3	78,8	63,5	78,5	86,7	93,3	77,7	90,6	94,2	97,4	86,7	95,1	97,6	98,7
	14	80,5	88,6	92,6	96,3	90,9	96,3	98,3	99,3	96,6	98,7	99,7	100	98,7	99,7	100	100
	15	57,6	66,8	71,5	78,8	66,1	73,6	78,1	84,2	73,6	77,9	83,1	88,2	80,5	83,1	88,2	91,5
	16	87,8	90,2	92,6	94,6	93,2	94,0	94,6	96,7	94,3	95,5	96,7	97,9	96,1	97,3	97,9	98,5
	17	90,3	94,0	95,5	97,4	96,6	98,0	98,6	98,6	99,4	99,7	100	100	99,7	100	100	100
	18	83,0	89,0	95,1	97,7	87,1	93,6	97,7	98,9	90,9	95,5	98,1	99,2	95,1	97,3	99,2	99,6
	19	92,0	96,9	98,8	99,5	96,4	98,8	99,5	99,5	97,6	99,5	100	100	98,6	99,8	100	100
	20	77,4	87,0	89,9	92,3	84,1	90,4	92,3	95,7	86,5	92,8	94,2	97,6	90,4	95,2	96,6	98,1
	21	76,9	86,7	92,8	95,2	85,3	91,8	95,0	96,4	90,1	96,0	97,0	98,2	94,2	97,4	98,0	99,4
	22	78,6	86,7	94,4	97,4	86,7	93,9	96,9	97,4	93,4	96,9	96,9	97,4	95,9	98,0	98,0	98,5
	23	85,4	92,3	94,7	96,0	94,7	97,1	98,7	98,9	96,6	98,4	99,2	99,5	97,6	98,4	99,2	99,5
	24	95,8	98,3	99,2	99,6	99,2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	ORT	78,5	85,7	90,3	93,6	87,0	92,2	94,7	96,6	91,4	95,1	96,6	98,0	94,5	96,8	97,9	98,7
	SS ±	16,4	13,4	10,4	7,2	11,5	8,1	6,4	4,3	8,4	6,1	4,7	3,3	5,9	4,6	3,3	2,4
GRUP 3	25	76,3	81,3	87,5	91,3	80,0	86,3	90,0	92,5	83,8	88,8	92,5	93,8	86,3	91,3	92,5	96,3
	26	77,4	86,9	92,9	92,9	81,0	89,3	92,9	92,9	86,9	91,7	94,0	94,0	89,3	91,7	94,0	94,0
	27	70,4	77,8	82,4	87,0	70,4	78,7	85,2	89,8	78,7	84,3	88,9	92,6	81,5	87,0	91,7	97,2
	28	87,8	93,7	97,9	98,4	91,5	97,4	98,4	98,9	95,2	97,9	98,4	98,9	96,8	98,4	98,9	99,5
	29	89,9	91,6	94,4	96,1	97,2	97,2	98,9	98,9	98,9	99,4	99,4	99,4	100	100	100	100
	30	83,5	88,0	89,5	92,5	96,2	97,7	99,2	99,2	99,2	99,2	99,2	99,2	99,2	99,2	99,2	99,2
	31	93,5	96,1	97,4	97,4	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	32	92,2	94,4	96,7	97,8	93,3	97,8	98,9	98,9	98,9	100	100	100	100	100	100	100
	33	96,8	97,9	98,4	98,4	99,2	99,7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	34	84,0	89,6	94,4	97,9	90,3	94,4	96,5	97,9	95,1	97,2	98,6	98,6	98,6	99,3	100	100
	35	81,7	87,3	93,7	95,2	84,1	92,9	95,2	95,2	86,5	94,4	96,8	97,6	91,3	96,8	99,2	100,0
	36	73,7	80,9	88,3	93,3	85,2	89,7	94,7	97,4	93,1	96,4	97,6	98,8	98,1	98,3	99,0	99,8
	ORT	83,9	88,8	92,8	94,9	89,0	93,4	95,8	96,8	93,0	95,8	97,1	97,7	95,1	96,8	97,9	98,8
	SS ±	8,4	6,4	4,9	3,5	9,0	6,4	4,6	3,4	7,3	5,1	3,5	2,7	6,4	4,4	3,2	2,0

4.1.3. PTW OCTAVIUS Fantom İle Radyasyona Cevabın Açı İle Değişişimini Gösteren Analizlerin Sonuçları

PTW OCTAVIUS fantomda IMRT planlarının orijinal gantry, kolimasyon ve masa açılarının korunmasıyla elde edilen QA planlarının, RW3 fantomda bütün değişkenlerin sıfırlanmasıyla alınan ölçümlere kıyasla düşük kalan gama analizi sonuçlarını açıklamak için ek ölçümler yapıldı.

0°, 72°, 144°, 216° ve 288° derecede gantry açıları içeren birinci gruptan 2. ve ikinci gruptan 18. planlar için, içerdikleri her gantry açısından ayrı ayrı olmak üzere, PTW OCTAVIUS fantom ve PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak orijinal gantry, kolimasyon ve masa açılarında ölçümler alındı.

PTW VeriSoft 4.1 yazılımı kullanılarak gerçekleştirilen gama analizlerinin sonuçları Tablo 4-10, Tablo 4-11, Tablo 4-12 ve Tablo 4-13'de verilmiştir.

Tablo 4-9: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
GANTRY°																	
PLAN 2	0°	84,0	95,1	96,3	98,8	86,4	95,1	96,3	98,8	87,7	96,3	97,5	98,8	87,7	100	100	100
	72°	56,9	73,4	83,5	88,3	64,4	75,5	86,2	91,0	68,6	78,7	88,8	93,6	72,3	79,8	91,0	94,1
	144°	62,0	80,4	95,7	96,7	76,1	89,1	96,7	96,7	76,1	90,2	96,7	96,7	78,3	91,3	96,7	96,7
	216°	71,3	88,3	94,7	94,7	77,7	92,6	96,8	96,8	81,9	93,6	96,8	96,8	84,0	93,6	96,8	96,8
	288°	44,1	62,6	72,1	81,6	55,9	70,4	79,3	87,2	63,7	75,4	83,2	89,4	69,3	79,3	86,0	91,1
	ORT	63,7	80,0	88,5	92,0	72,1	84,5	91,1	94,1	75,6	86,8	92,6	95,1	78,3	88,8	94,1	95,7
	SS ±	15,0	12,7	10,5	7,0	12,0	10,9	8,0	4,8	9,7	9,3	6,3	3,7	7,7	9,0	5,6	3,3
PLAN 18	0°	75,3	79,3	84,6	97,3	76,9	80,6	86,6	99,0	77,9	81,3	88,0	99,0	78,6	81,6	89,3	99,3
	72°	26,6	39,6	55,7	68,0	34,8	47,0	60,9	69,9	42,4	53,4	63,6	71,9	48,5	55,4	66,2	73,7
	144°	49,3	57,1	72,7	83,6	50,1	60,3	74,0	84,5	52,3	61,9	75,1	85,5	54,4	64,1	76,4	87,1
	216°	52,9	62,3	73,6	84,8	57,3	64,1	75,9	87,7	58,4	66,5	78,5	88,7	58,6	67,5	80,4	89,0
	288°	36,3	50,3	61,9	74,4	42,7	53,1	63,4	76,2	46,9	56,5	66,6	76,9	50,7	59,0	68,4	78,2
	ORT	48,1	57,7	69,7	81,6	52,4	61,0	72,2	83,5	55,6	63,9	74,4	84,4	58,2	65,5	76,1	85,5
	SS ±	18,5	14,8	11,2	11,2	16,1	12,8	10,4	11,1	13,8	10,9	9,7	10,6	12,1	10,1	9,4	10,0

Tablo 4-10: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, yerel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
GANTRY°																	
PLAN 2	0°	96,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	72°	67,0	80,0	84,0	88,0	75,0	83,0	87,0	91,0	77,0	84,0	89,0	92,0	82,0	85,0	89,0	92,0
	144°	61,3	82,3	95,2	100	71,0	96,8	100	100	80,6	96,8	100	100	83,9	96,8	100	100
	216°	66,1	90,3	95,2	95,2	75,8	91,9	98,4	98,4	88,5	98,4	100	100	88,7	98,4	100	100
	288°	46,6	71,6	83,0	90,9	58,0	78,4	86,4	92,0	68,2	81,8	88,6	92,0	77,2	85,2	89,8	93,2
	ORT	67,6	84,8	91,5	94,8	76,0	90,0	94,4	96,3	82,9	92,2	95,5	96,8	86,4	93,1	95,8	97,0
	SS ±	18,3	10,8	7,6	5,4	15,2	9,1	7,0	4,4	12,0	8,6	6,1	4,4	8,7	7,4	5,8	4,1
PLAN 18	0°	93,0	96,7	97,1	97,9	95,0	98,3	98,8	99,6	96,3	98,8	99,6	99,6	97,1	98,8	99,6	99,6
	72°	30,8	44,1	60,6	72,7	41,7	53,8	67,1	74,8	50,8	61,3	69,0	75,5	57,1	62,7	71,3	76,0
	144°	62,6	75,1	86,7	94,2	68,9	78,4	88,0	95,0	71,4	80,1	88,4	96,3	73,0	82,6	89,2	98,3
	216°	69,6	79,5	89,4	97,7	73,8	81,4	91,6	99,2	75,3	83,3	94,3	100	75,3	84,4	96,2	100
	288°	42,3	55,1	65,1	74,3	49,7	58,0	66,4	75,4	53,8	61,0	69,1	76,5	58,2	64,3	70,8	77,6
	ORT	59,7	70,1	79,8	87,4	65,8	74,0	82,4	88,8	69,5	76,9	84,1	89,6	72,1	78,6	85,4	90,3
	SS ±	24,3	20,7	16,0	12,8	21,0	18,2	14,8	12,6	18,4	16,0	14,3	12,5	16,2	15,1	13,6	12,4

Tablo 4-11: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
GANTRY°																	
PLAN 2	0°	97,5	100	100	100	98,8	100	100	100	98,8	100	100	100	100	100	100	100
	72°	80,3	86,2	91,0	93,6	81,9	87,8	91,5	93,6	85,6	88,8	92,0	94,1	88,3	89,9	93,1	94,7
	144°	81,5	92,4	96,7	100	90,2	100	100	100	94,6	100	100	100	98,9	100	100	100
	216°	88,3	94,7	96,8	96,8	94,7	96,8	98,9	98,9	100	100	100	100	100	100	100	100
	288°	77,7	85,5	91,1	94,4	84,4	88,8	91,6	95,0	88,3	89,9	92,7	95,0	89,4	91,1	92,7	95,0
	ORT	85,1	91,8	95,1	97,0	90,0	94,7	96,4	97,5	93,5	95,7	96,9	97,8	95,3	96,2	97,2	97,9
	SS ±	8,0	6,1	3,9	3,0	7,0	6,0	4,5	3,0	6,3	5,8	4,2	3,0	5,9	5,2	3,9	2,8
PLAN 18	0°	99,4	99,4	99,7	99,7	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	72°	60,6	69,5	79,1	84,5	73,1	78,5	83,3	86,4	79,6	82,7	85,7	88,2	82,3	85,2	86,9	89,6
	144°	86,1	94,1	98,4	99,7	94,1	97,6	100	100	94,9	99,2	100	100	96,0	99,2	100	100
	216°	90,8	96,3	99,7	100	94,2	98,2	100	100	95,3	99,0	100	100	96,1	99,5	100	100
	288°	72,3	79,0	84,0	89,1	78,0	83,1	86,6	90,7	81,8	85,8	89,4	92,2	85,0	87,6	91,0	93,6
	ORT	81,8	87,7	92,2	94,6	87,9	91,5	94,0	95,4	90,3	93,3	95,0	96,1	91,9	94,3	95,6	96,6
	SS ±	15,4	12,8	9,9	7,3	11,6	9,9	8,3	6,5	9,0	8,4	6,9	5,6	7,7	7,3	6,2	4,8

Tablo 4-12: PTW OCTAVIUS fantom ile radyasyona cevabın açı ile değişimini gösteren ölçümlerde, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, küresel referans dozda, %2, %3, %4 ve %5 DD ile 2, 3, 4 ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçları

%DD		% 2				% 3				% 4				% 5			
DTA		2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
GANTRY°																	
PLAN 2	0°	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	72°	82,0	84,0	88,0	91,0	82,0	84,0	89,0	91,0	83,0	84,0	90,0	92,0	84,0	86,0	91,0	93,0
	144°	74,2	88,7	95,2	100	85,5	100	100	100	91,9	100	100	100	98,4	100	100	100
	216°	83,9	91,9	95,2	95,2	91,9	95,2	98,4	98,4	100	100	100	100	100	100	100	100
	288°	72,7	83,0	88,6	94,3	79,5	84,1	88,6	94,3	81,8	85,2	89,8	94,3	83,0	86,4	89,8	94,3
	ORT	82,6	89,5	93,4	96,1	87,8	92,7	95,2	96,7	91,3	93,8	96,0	97,3	93,1	94,5	96,2	97,5
	SS ±	10,9	6,9	5,1	3,9	8,3	8,1	5,9	4,0	8,8	8,4	5,5	3,8	8,8	7,6	5,3	3,5
PLAN 18	0°	99,2	99,2	99,6	99,6	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	72°	48,3	59,7	72,5	79,3	64,6	71,3	77,6	81,6	73,4	76,7	80,9	84,1	76,9	80,2	82,5	86,0
	144°	87,6	94,6	99,2	99,6	92,1	96,7	100	100	92,5	98,8	100	100	93,8	98,8	100	100
	216°	86,7	94,7	99,6	100	91,6	97,3	100	100	93,2	98,5	100	100	94,3	99,2	100	100
	288°	66,7	74,5	80,8	85,6	72,1	78,0	82,1	86,9	76,5	81,7	85,2	88,9	80,4	83,7	87,4	90,8
	ORT	77,7	84,5	90,3	92,8	84,1	88,7	91,9	93,7	87,1	91,1	93,2	94,6	89,1	92,4	94,0	95,4
	SS ±	20,2	16,9	12,8	9,7	15,0	13,1	11,2	8,8	11,5	11,1	9,4	7,6	9,9	9,6	8,4	6,6

4.2. Gama Analizleri Sonuçlarının Karşılaştırmalı Grafikleri

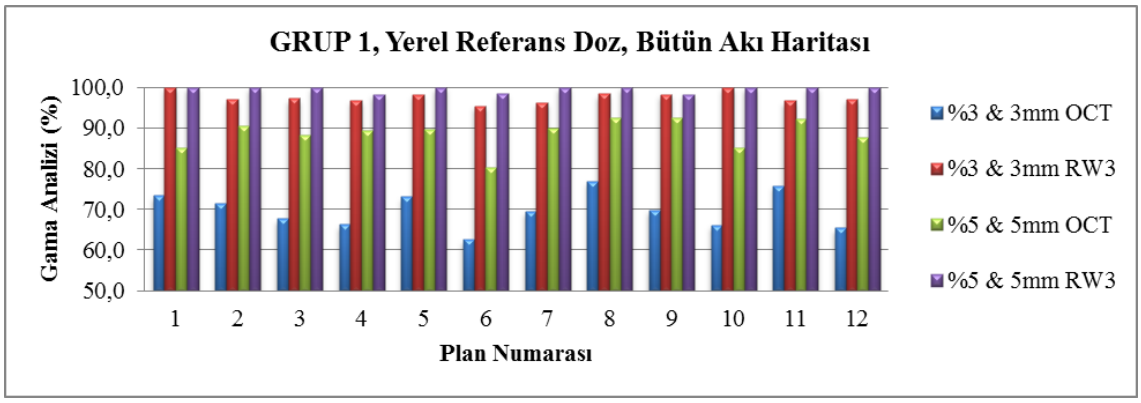
PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak alınan bütün ölçümler için iki farklı referans noktasında, çeşitli DD ve DTA ölçütlerinde, doz akı haritasının tamamı ve maksimum %50'lik kısımları için gama analizleri yapıldı ve yukarıda tablolar halinde sunuldu.

Sonuçları karşılaştırabilmek için, her grup için ayrı ayrı olacak şekilde yukarıda verilen tablolardan %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ile 5 mm DTA değerlerine ait karşılaştırmalı grafikler çizildi.

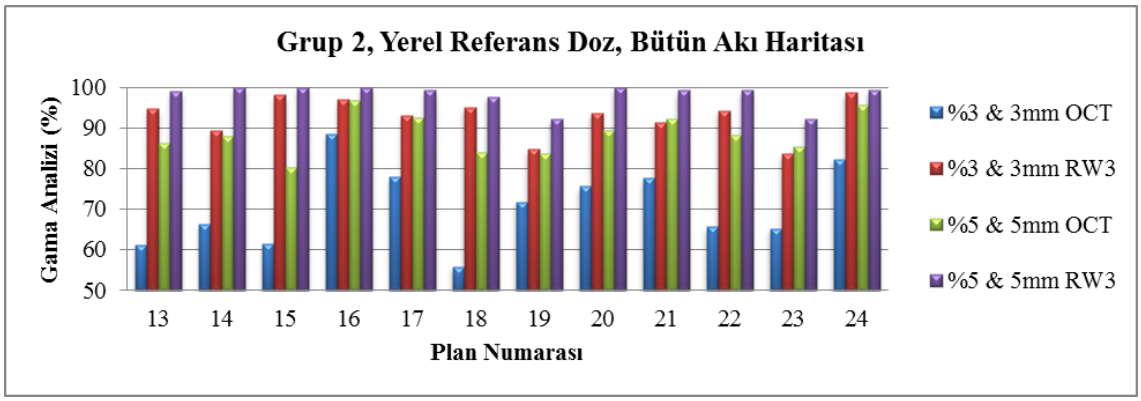
Tablo 4-1 ve Tablo 4-5, Tablo 4-2 ve Tablo 4-6, Tablo 4-1 ve Tablo 4-3, Tablo 4-2 ve Tablo 4-4, Tablo 4-5 ve Tablo 4-7 ile Tablo 4-6 ve Tablo 4-8'a ait grafikler Şekil 4-1, Şekil 4-2, Şekil 4-3, Şekil 4-4, Şekil 4-5, Şekil 4-6, Şekil 4-7, Şekil 4-8, Şekil 4-9, Şekil 4-10, Şekil 4-11, Şekil 4-12 , Şekil 4-13, Şekil 4-14, Şekil 4-15, Şekil 4-16, Şekil 4-17 ve Şekil 4-18'de verildi.

Ayrıca, PTW OCTAVIUS'un açıya bağlılığın sınandığı ölçümlere ait grafikler Şekil 4-19, Şekil 4-20, Şekil 4-21 ve Şekil 4-22'de verildi.

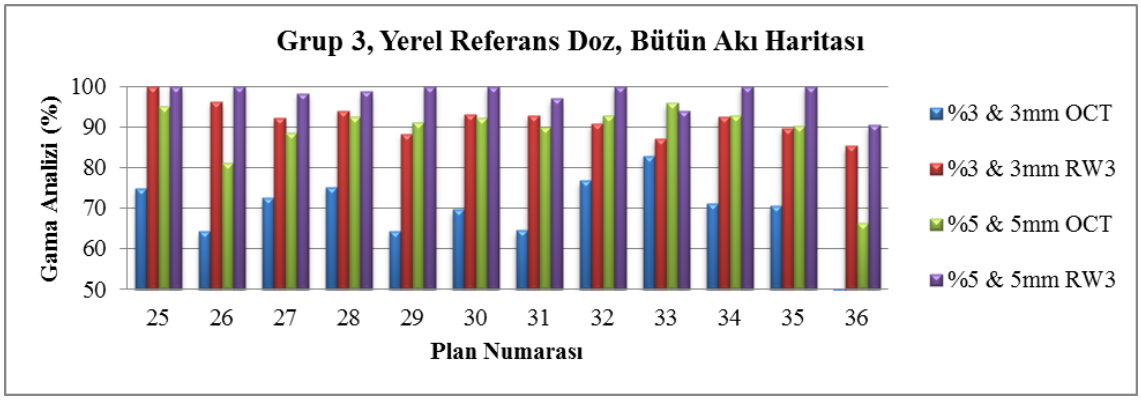
4.2.1. Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-1: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması

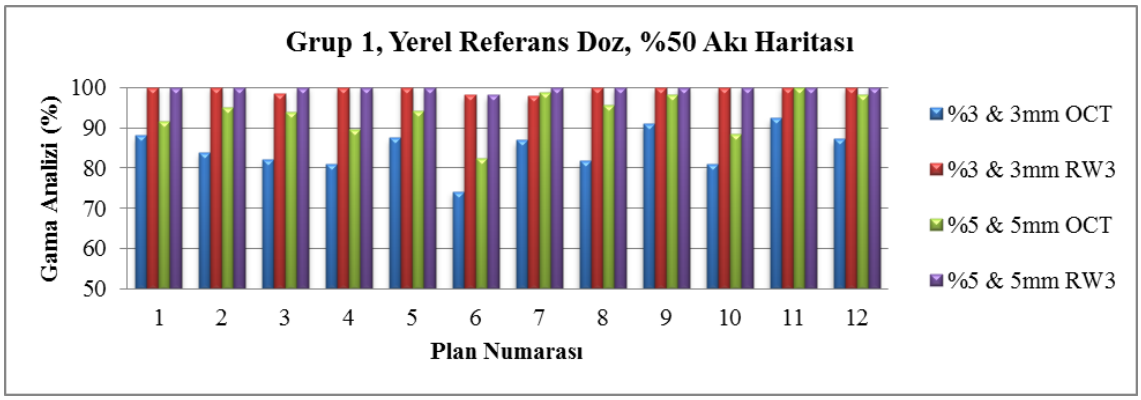


Şekil 4-2: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması

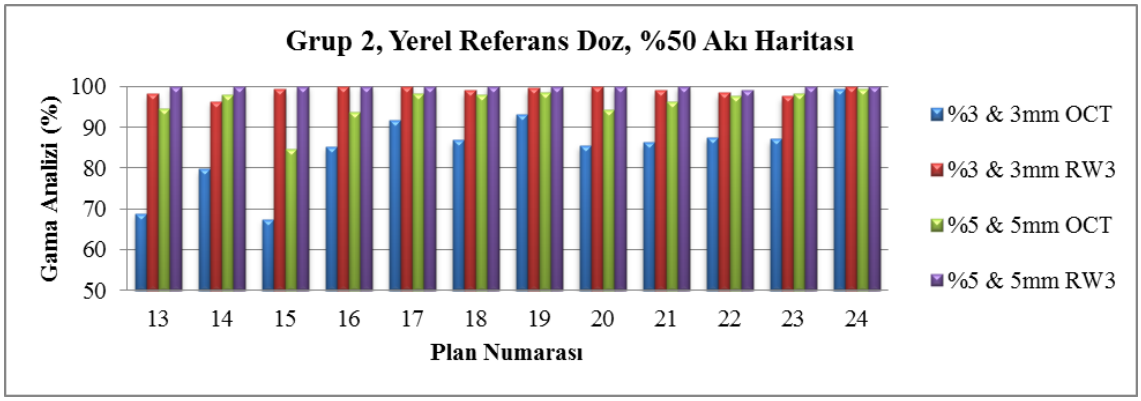


Şekil 4-3: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-5'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması

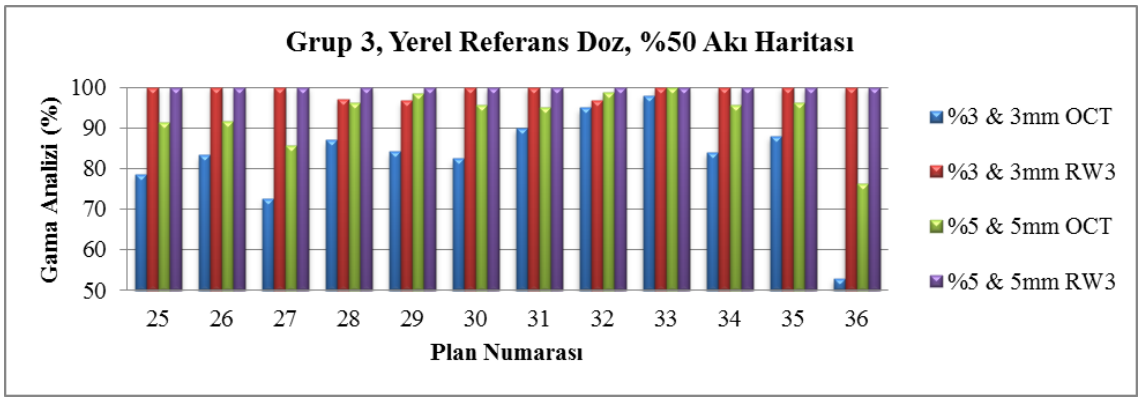
4.2.2. Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-4: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması

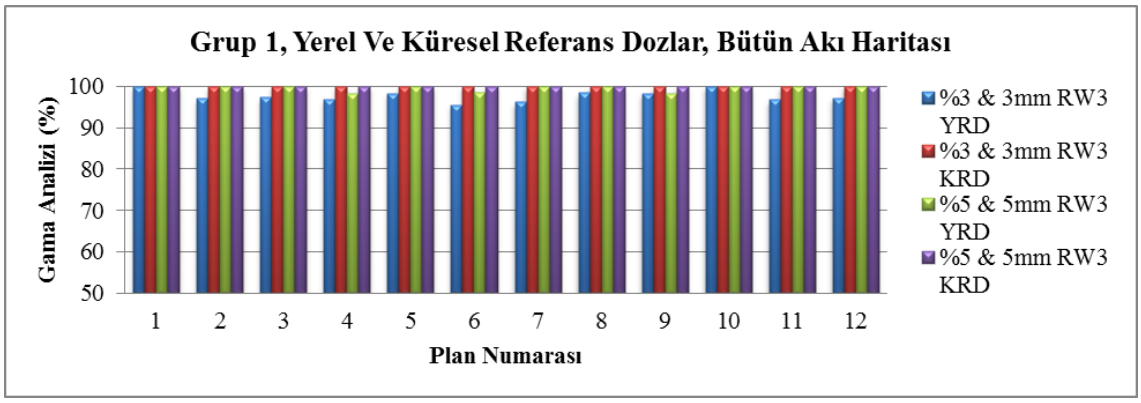


Şekil 4-5: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması

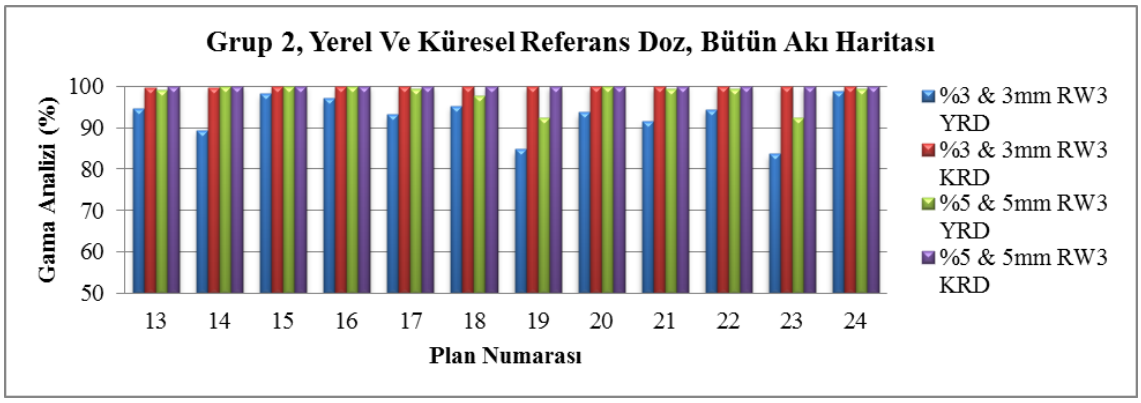


Şekil 4-6: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-6'daki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması

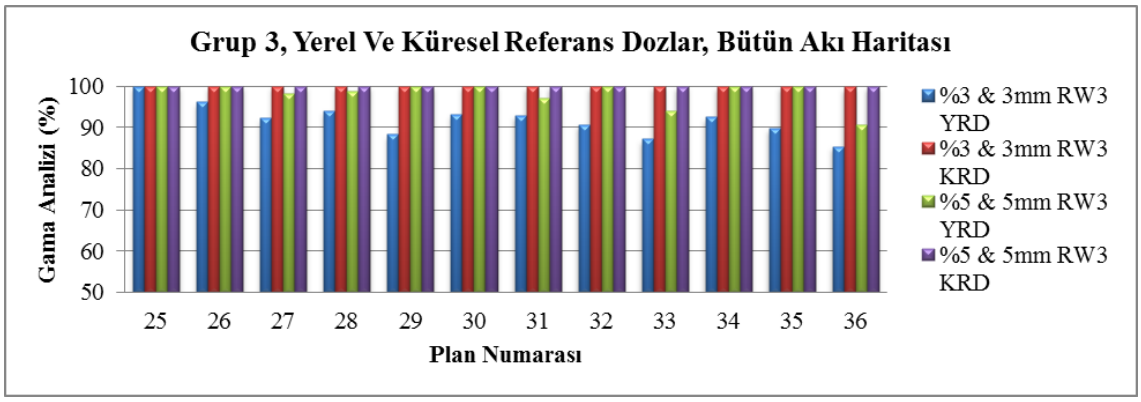
4.2.3. Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-7: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması

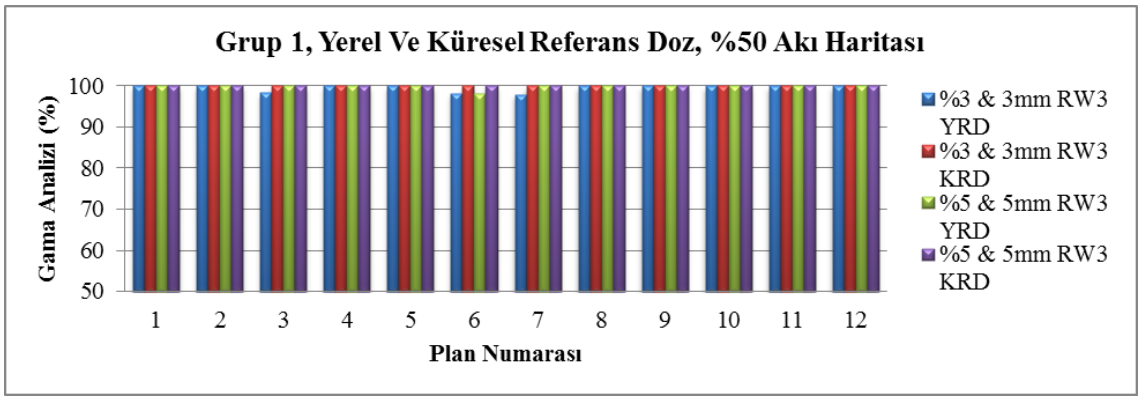


Şekil 4-8: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması

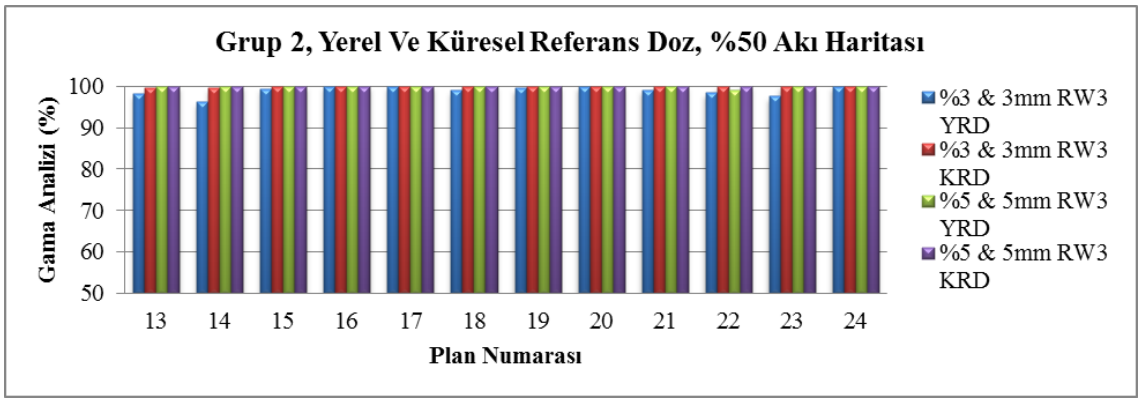


Şekil 4-9: Tablo 4-1 Ve Tablo 4-3'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması

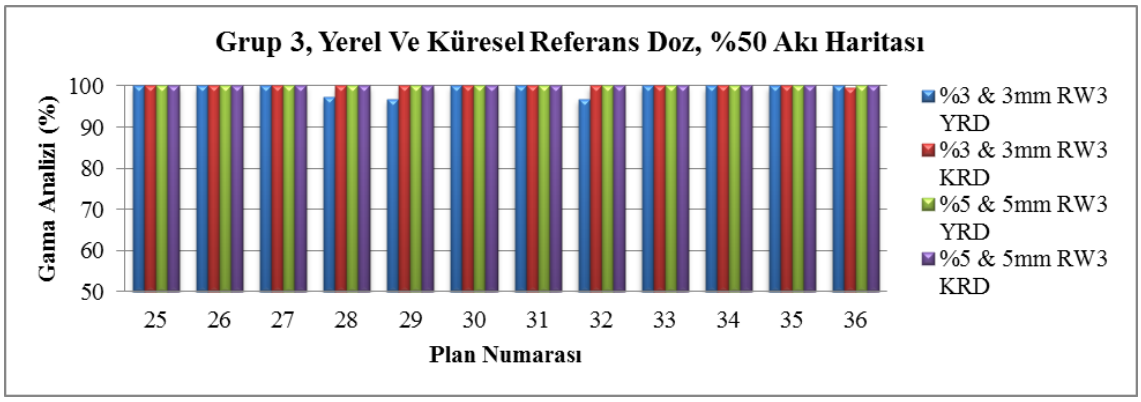
4.2.4. Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-10: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması

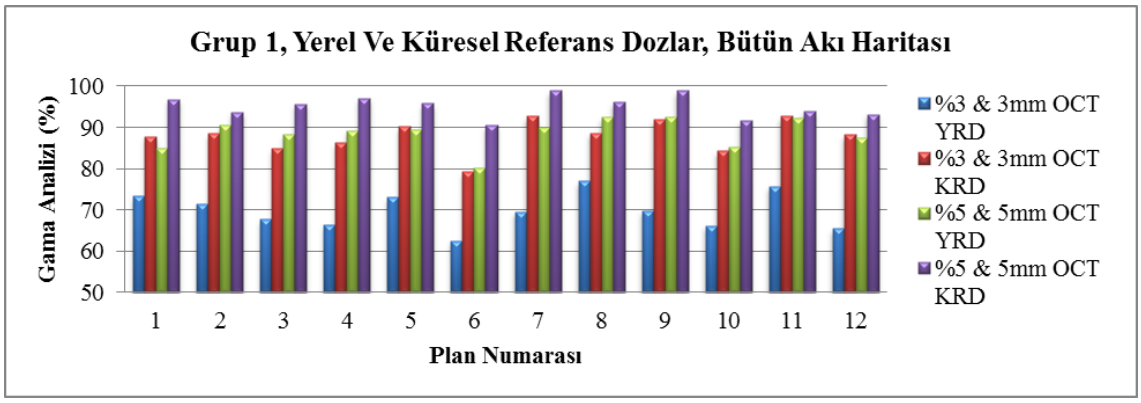


Şekil 4-11: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması

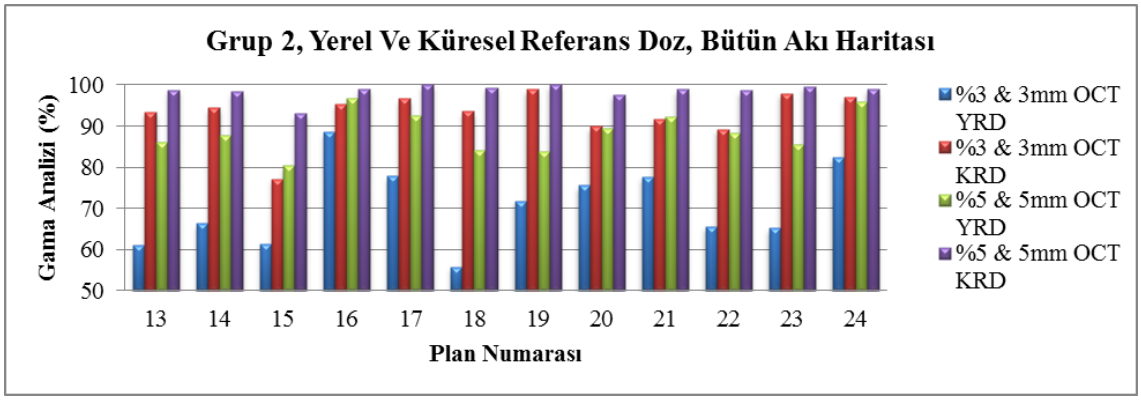


Şekil 4-12: Tablo 4-2 Ve Tablo 4-4'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması

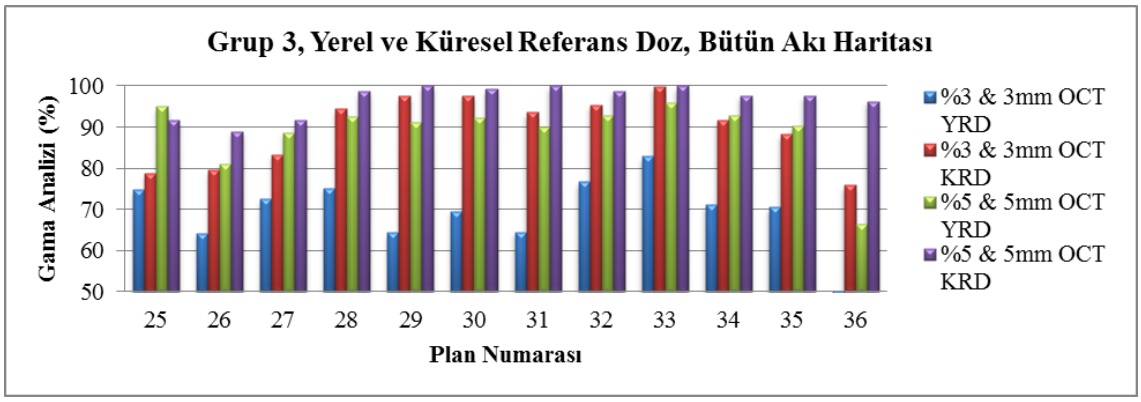
4.2.5. Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-13: Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması

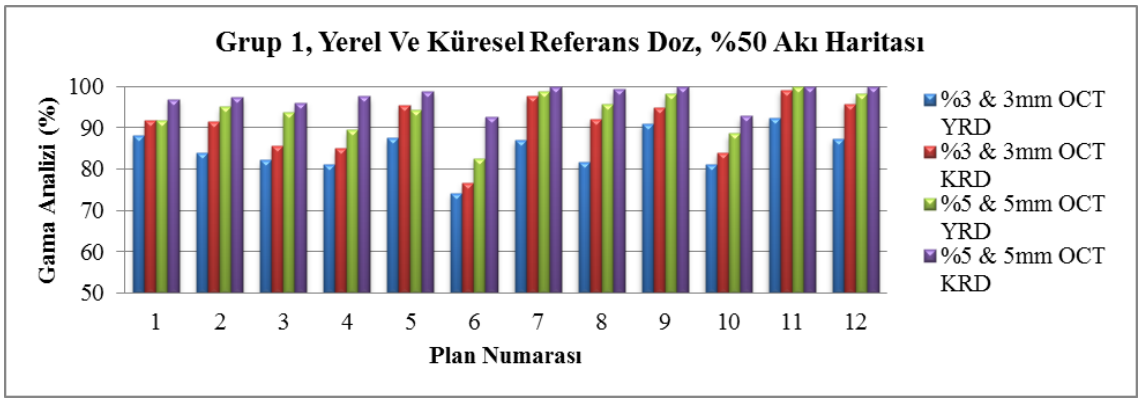


Şekil 4-14: Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması

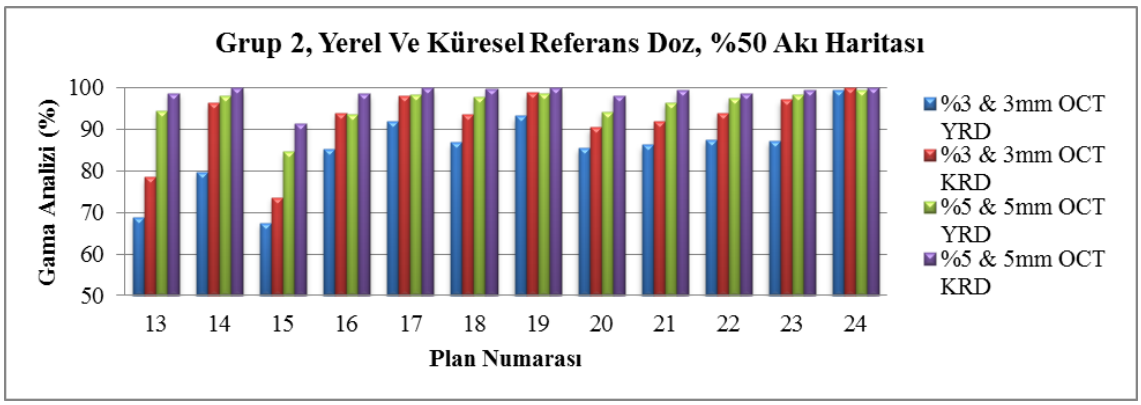


Şekil 4-15: Tablo 4-5 Ve Tablo 4-7'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması

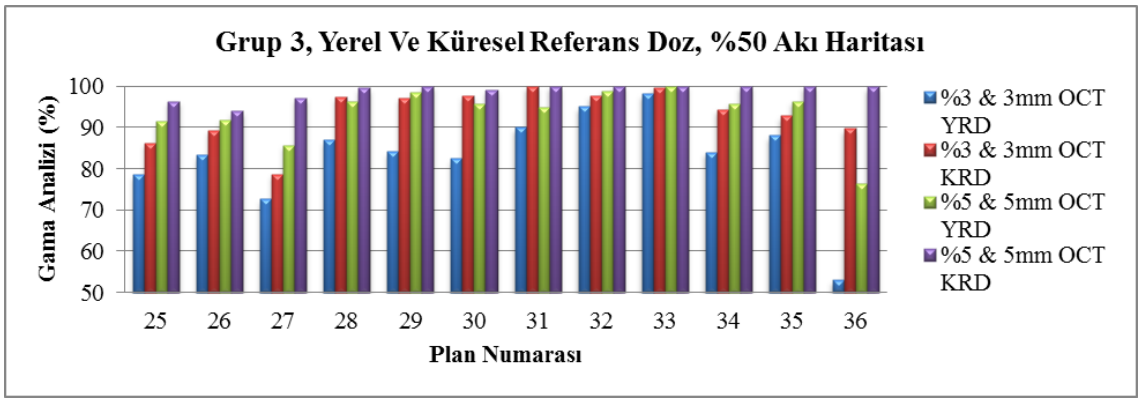
4.2.6. Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Analiz Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-16: Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Grup 1 verilerinin karşılaştırılması

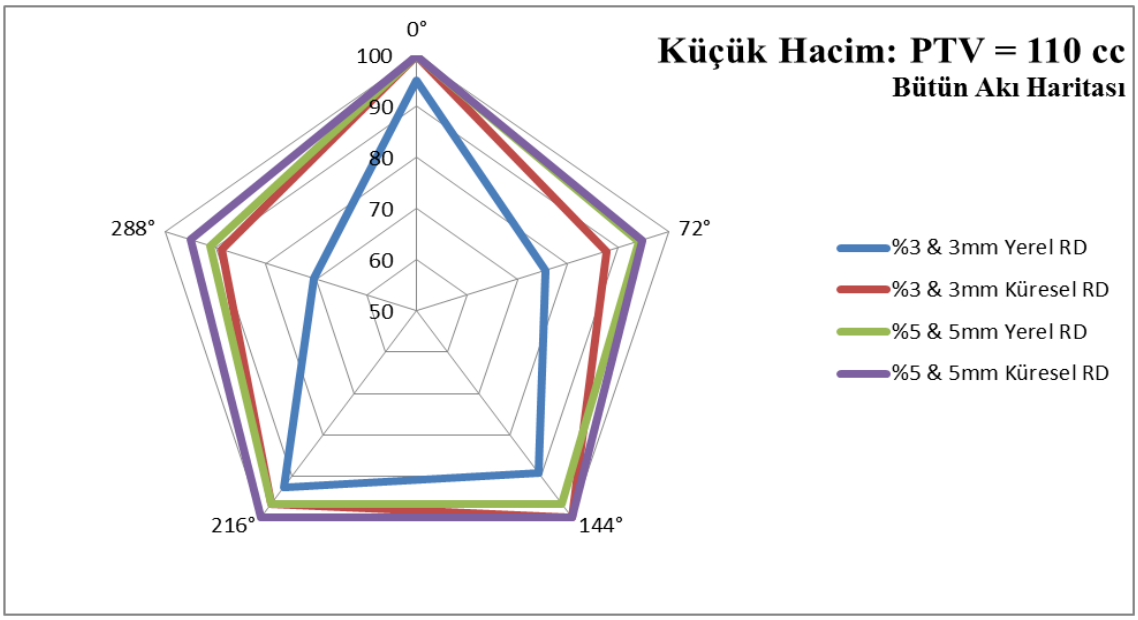


Şekil 4-17: Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Grup 2 verilerinin karşılaştırılması

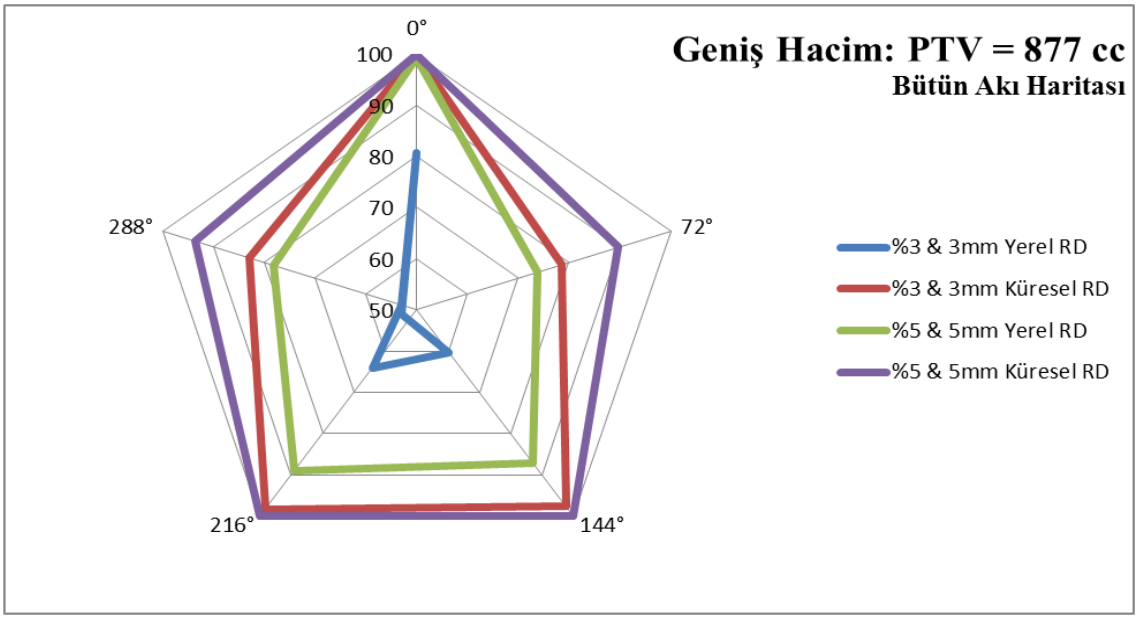


Şekil 4-18: Tablo 4-6 Ve Tablo 4-8'deki Grup 3 verilerinin karşılaştırılması

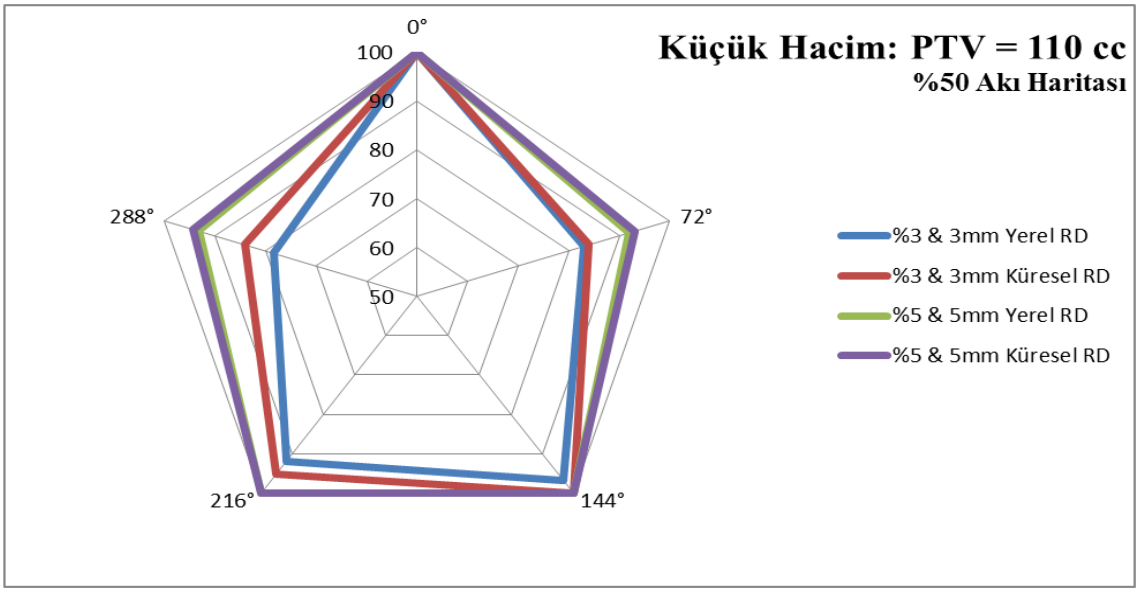
4.2.7. Ek Ölçümlerin Açıya Bağlı Grafikleri



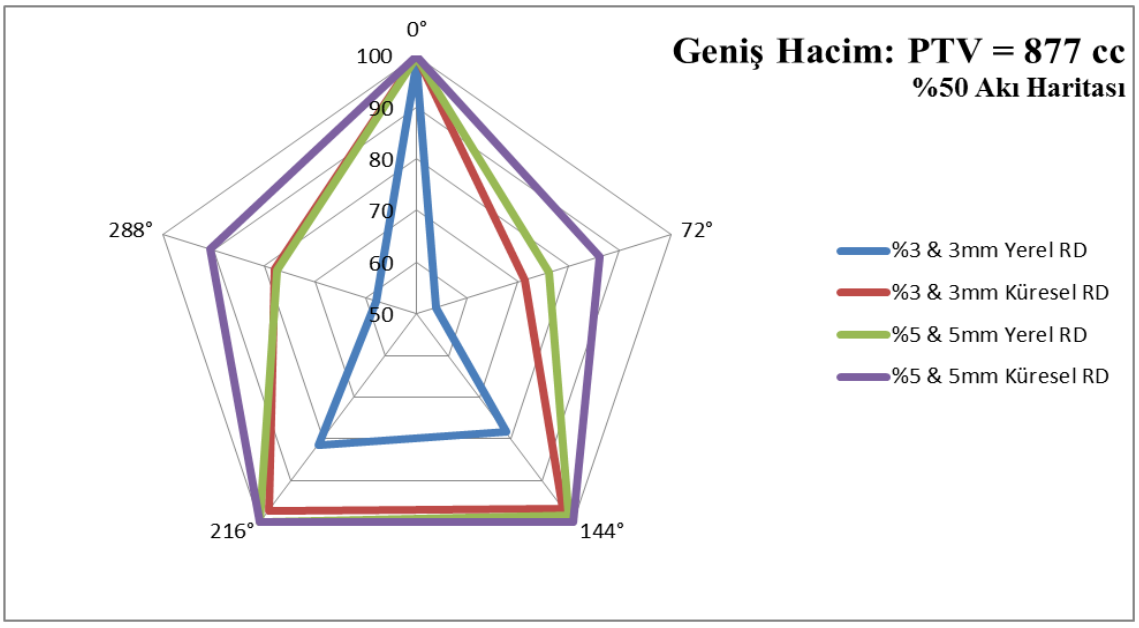
Şekil 4-19: 2. plan için doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik



Şekil 4-20: 2. plan için ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısmında, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik



Şekil 4-21: 18. plan için doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik



Şekil 4-22: 18. plan için ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısmında, yerel ve küresel referans dozda, %3 DD ve 3 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinin sonuçlarını gösteren grafik

5. TARTIŞMA

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT) tekniğiyle hazırlanan radyoterapi tedavi planları, homojen olmayan doz dağılımlarından meydana gelir. Genellikle 3 ile 12 arasında alan sayısına sahip olan IMRT planlarında, herbir alanda birden fazla alt alan veya MLC yapraklarının hareketleriyle oluşturulan dinamik bir alan bulunur. Sohn ve ark. (34) dinamik MLC yapraklarında oluşabilecek 1 mm'lik hatada %5'lik doz farklılığı olduğunu göstermiştir. Bu sebepten, IMRT planlarının hastaya uygulanmasından önce gerekli kontrollerin muhakkak yapılması gerekir. Tedavi planlarının her ne kadar birebir şartlarda kontrol edilmesi gerekli olsa da, insan anatomisinin aynen taklit edilerek tüm hacimde dozimetrik kontrol yapılması mümkün değildir.

Kliniğimizde Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılarak rutin olarak IMRT tedavi planları hazırlanmaktadır. Tercih edilen yöntem, bu çalışmada da kullanıldığı üzere, dinamik MLC'li IMRT tekniğidir. Gerek uygulama süresinin diğer tekniklere kıyasla kısa olması, gerekse elde edilen klinik tecrübeler bu yöntemin tercih sebepleridir. Hazırlanan IMRT tedavi planlarının hastaya uygulanmasından önce yapılan kalite kontrolleri tercihen PTW RW3 veya PTW OCTAVIUS katı-su fantomları ile PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak gerçekleştirilir. Uygulama kolaylığı ve güvenilirliği sebebiyle, IMRT QA planları orijinal planların gantry, kolimatör ve masa açılarının sıfırlanmasıyla hazırlanır. Bu değerlerin sıfırlanması, olası hataları en aza indirgediğinden, ölçümler ile beklenen doz dağılımları arasındaki tutarlılığı arttırır. Çalışmamızda, 3 grup ve 36 IMRT tedavi planının PTW RW3 katı-su fantomu ve kliniğimizde uygulanan Rotasyonel Arc (VMAT) tekniğinin kalite kontrollerinde kullanılan ve özellikle bu uygulama için tasarlanmış olan PTW OCTAVIUS fantomda tedavi planlarının orjinal gantry, kolimatör ve masa açılarında ölçümler yapıldı.

Kalite kontrol planları hazırlanan 36 IMRT tedavi planında yapılan istatistiğe göre planlarda en çok kullanılan açılar 0, 72, 144, 216 ve 288 derecelerdir. Orijinal gantry, kolimatör ve masa açılarıyla hazırlanan IMRT QA planlarının ölçüldüğü PTW OCTAVIUS fantomun hangi açıda nasıl tepki verdiğini görmek için, alanları salt bu en çok kullanılan açılardan oluşan, fakat PTV hacimleri birbirlerinden çok farklı olan iki plandan her açı için ayrı ayrı ölçümler alındı.

PTW tarafından yayınlanan D655.200.02/00 numaralı teknik raporda (17) referans noktasının herbir karşılaştırma noktası için yerel doz noktası veya bir küresel doz noktası olarak seçilebileceğini belirtmektedir. Bu seçimin, özellikle düşük doz bölgelerinde, sonuçlar üzerine etkisinin büyük olacağı belirtilmektedir. Örnek olarak bir spinal bölge ışınlaması verilmekte ve global doz noktasının seçimiyle buradaki uyumsuz noktaların gözden kaçırıldığı vurgulanmaktadır. Gama analizleri yapılırken hem yerel referans noktası hem de küresel referans noktası kullanılmıştır.

Sandilos ve ark. (35) tarafından yapılan çalışmada %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için gama anakizlerinde ölçülen ve hesaplanan izodoz hatlarının maksimum %60'lık bölümleri karşılaştırılmıştır. Buna benzer bir şekilde, bu çalışmada da ölçülen ve hesaplanan bütün doz akı haritalarıyla beraber, %50'lik izodoz hatları da ayrıca analiz edilmiştir.

Bohsung ve ark. (36) tarafından yayınlanan raporda uygulandığı şekilde, bu çalışmada da ölçülen maksimum dozun %5'in altındaki dozlar baskılanmıştır.

PTW RW3 katı-su fantomu ve 100 cm SAD mesafesinde PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak gantry, kolimatör ve masa açılarının sıfırlanmasıyla alınan ölçümler ile Varian Eclipse 8.9 tedavi planlama sisteminden alınan frontal kesitler PTW VeriSoft 4.1 yazılımı kullanılarak gama analizi yöntemiyle karşılaştırıldı ve sonuçlar değerlendirildi.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %88,0±3,8, ikinci grupta %83,3±6,0 ve üçüncü grupta %83,2±8,4 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %97,7±1,4, ikinci grupta %92,9±4,8 ve üçüncü grupta %91,9±4,0 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %99,0±0,8, ikinci grupta %96,7±3,6 ve üçüncü grupta %96,6±3,6 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %99,6±0,7, ikinci grupta %98,3±2,8 ve üçüncü grupta %98,2±3,0 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımlarının kullanılmasıyla, yerel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %95,6±4,0, ikinci grupta 94,0±4,0 ve üçüncü grupta %97,1±4,4 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %99,5±0,8, ikinci grupta %99,0±1,2 ve üçüncü grupta %99,2±1,4 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %99,9±0,5, ikinci grupta

%99,8±0,4 ve üçüncü grupta %99,8±0,5 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %99,9±0,5, ikinci grupta %99,9±0,2 ve üçün grupta %100 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %99,6±0,7, ikinci grupta %98,9±1,3 ve üçüncü grupta %98,2±2,4 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %100, ikinci grupta ve üçüncü grupta %100±0,1 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütleri için tüm analiz sonuçları %100 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımlarının kullanılmasıyla, küresel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %99,7±0,7, ikinci grupta %98,9±1,3 ve üçüncü grupta %98,3±2,9 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %100, ikinci grupta %99,9±0,2 ve üçüncü grupta %100±0,1 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ile %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde bütün analiz sonuçları %100 bulundu.

PTW OCTAVIUS fantom ve 100 cm SAD mesafesinde PTW 2D-ARRAY kullanılarak orijinal gantry, kolimatör ve masa açılarında alınan ölçümler ile Varian Eclipse 8.9 tedavi planlama sisteminden alınan frontal kesitler PTW VeriSoft 4.1 yazılımı kullanılarak gama analizi yöntemiyle karşılaştırılmasının sonuçlarına göre:

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %49,1±6,1, ikinci grupta %53,7±11,9 ve üçüncü grupta %51,0±10,5 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %69,9±4,4, ikinci grupta %70,8±9,8 ve üçüncü grupta %69,3±9,5 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %83,1±4,1, ikinci grupta %81,8±7,3 ve üçüncü grupta %82,1±8,8 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %88,6±3,6, ikinci grupta %88,6±5,0 ve üçüncü grupta %89,1±8,1 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımlarının kullanılmasıyla, yerel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %71,8±8,7, ikinci grupta %67,3±14,6 ve üçüncü grupta %70,7±15,5 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar,

birinci grupta %84,8±5,1, ikinci grupta %85±9,3 ve üçüncü grupta %83,1±11,7 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %90,9±5,9, ikinci grupta %92,6±6,4 ve üçüncü grupta %90,2±8,6 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %93,8±5,1, ikinci grupta %96,0±4,1 ve üçüncü grupta %93,5±6,6 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %76,1±6,1, ikinci grupta %82,3±8,8 ve üçüncü grupta %81,4±11,0 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %88,0±3,9, ikinci grupta %93,0±5,8 ve üçüncü grupta %89,7±8,3 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %92,6±3,3, ikinci grupta %96,7±3,7 ve üçüncü grupta %93,9±5,9 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %95,2±2,6, ikinci grupta %98,5±1,9 ve üçüncü grupta %96,7±3,8 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımlarının kullanılmasıyla, küresel referans dozda yapılan gama analizlerinde %2 DD ve 2 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %81,1±9,3, ikinci grupta %78,5±16,4 ve üçüncü grupta %83,9±8,4 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %90,8±6,7, ikinci grupta %92,2±8,1 ve üçüncü grupta %93,4±6,4 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %94,7±4,8, ikinci grupta %96,6±4,7 ve üçüncü grupta %97,1±3,5 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütleri için ortalamalar, birinci grupta %97,6±2,7, ikinci grupta %98,7±2,4 ve üçüncü grupta %98,8±2,0 bulundu.

PTW OCTAVIUS fantom ve PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak yapılan IMRT QA ölçümlerinde, statik gantry açılarındaki ölçümler için, sistemin hangi gantry açısında nasıl tepki verdiğini ölçmek üzere, en sık kullanılan gantry açılarından alınan ölçümlerde gama analizleri yapıldı.Bu ek ölçümler ikinci ve onsekizinci planlar için her gantry açısından ayrı ayrı yapıldı. Bu iki planın gantry açıları bu çalışmada kullanılan 36 planın en çok içerdiği açılar olan 0, 72, 144, 216 ve 288 derecelerden meydana gelmekte ve ışınlanan hedef hacimler arasında büyük fark bulunmaktadır.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, yerel referans dozda yapılan gama analizlerinde sonuçlar %2 DD ve 2 mm DTA ölçütlerinde ganty 0°

için %84,1, gantry 72° için %56,9, gantry 144° için %62,0, gantry 216° için %71,3 ve gantry 288° için %44,1 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %63,7±15,0 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %95,1, gantry 72° için %75,5, gantry 144° için %89,1, gantry 216° için %92,6 ve gantry 288° için %70,4 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %84,5±10,9 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %97,5, gantry 72° için %88,8, gantry 144° için %96,7, gantry 216° için %96,8 ve gantry 288° için %83,2 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %92,6±6,3 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %94,1, gantry 144° için %96,7, gantry 216° için %96,8 ve gantry 288° için %91,1 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %95,7±3,3 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, yerel referans dozda yapılan gama analizlerinde sonuçlar %2 DD ve 2 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %96,8, gantry 72° için %67,0, gantry 144° için %61,3, gantry 216° için %66,1 ve gantry 288° için %46,6 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %67,6±18,3 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %83,0, gantry 144° için %96,8, gantry 216° için %91,9 ve gantry 288° için %78,4 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %90,0±9,1 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %89,0, gantry 144° için %100, gantry 216° için %100 ve gantry 288° için %92,0 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %95,5±6,1 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %92,0, gantry 144° için %100, gantry 216° için %100 ve gantry 288° için %93,2 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %97,0±4,1 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılarak, küresel referans dozda yapılan gama analizlerinde sonuçlar %2 DD ve 2 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %97,5, gantry 72° için %80,3, gantry 144° için %81,5, gantry 216° için %88,3 ve gantry 288° için %77,7 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %85,1±8,0 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %87,8, gantry 144° için %100, gantry 216° için %96,8 ve gantry 288° için %88,8 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %94,7±6,0 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %92,0, gantry 144° için %100, gantry 216° için %100 ve gantry 288° için %92,7 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %96,9±4,2 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %94,7, gantry 144° için

%100, gantry 216° için %100 ve gantry 288° için %95,0 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %97,9±2,8 bulundu.

Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının maksimum %50'lik kısımları kullanılarak, küresel referans dozda yapılan gama analizlerinde sonuçlar %2 DD ve 2 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %82,0, gantry 144° için %74,2, gantry 216° için %83,9 ve gantry 288° için %72,7 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %82,6±10,9 bulundu. %3 DD ve 3 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %84,0, gantry 144° için %100, gantry 216° için %95,2 ve gantry 288° için %84,1 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %92,7±8,1 bulundu. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %90,0, gantry 144° için %100, gantry 216° için %100 ve gantry 288° için %89,8 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %96,0±5,5 bulundu. %5 DD ve 5 mm DTA ölçütlerinde ganty 0° için %100, gantry 72° için %93,0, gantry 144° için %100, gantry 216° için %100 ve gantry 288° için %94,3 bulundu. Ortalama olarak tutarlılık %97,5±3,5 bulundu.

Birinci grup prostat küçük hacim (ort. 105 cc), ikinci grup pelvis ve toraks büyük hacim (ort. 700 cc) ile üçüncü grup baş ve boyun orta hacim (ort. 220 cc) kalite kontrollerinin gama analizlerinde ölçüm hacmine bağlı belirgin bir fark tespit edilmemiştir.

Spezi ve ark. (16) 2x2 cm^2'den 27x27 cm^2'ye dek açık alanlarda yaptıkları ölçümlerde, PTW 2D-ARRAY 729'un kısa, orta ve uzun vadede tekrarlanabilirliğinin küçük alanlarda bile çok başarılı olduğunu göstermiştir. ARRAY'in enerjiden bağımsız olduğu ve küçük saha boyutları içeren IMRT planlarında kullanılabileceği belirtilmiştir. Yine bu çalışmada, 2D-ARRAY 729'un ikincil kolimatörlerdeki milimetrik değişimleri algıladığı ve açık alanlarda su tankında iyon odasıyla alınan ölçümlerle birebir örtüşen cevaplar verdiği tespiti belirtilmiştir.

Poppe ve ark. (18) tarafından yayınlanan makalede, küresel referans noktası seçiminin kabul elipsoidinin yarıçapını genişlettiği belirtilmektedir. Bu seçimin ancak doz geçişlerinin yumuşak olduğu bölgelerde kullanılması, aksi takdirde belirgin hataların gözden kaçabileceği baş ve boyun hastası planı üzerinde gösterilmektedir.

Van Esch ve ark. (19) tarafından PTW OCTAVIUS fantomun Eclipse tedavi planlama sisteminde AAA algoritması kullanılarak hazırlanan ARC tedavi planlarının kalite kontrolleri üzerine bir çalışma yayınlamıştır. Bu çalışmada ilaveten çeşitli gantry

açılarından nokta doz ölçüm sonuçları da verilmektedir. 6 MV foton enerjisinde, su tankında 5 cm derinlikte ve 100 cm SAD mesafesinde 100 MU ile ışınlanan silindirik iyon odası referans alınarak, OCTAVIUS fantom içerisinde alınan ölçümlerde yüksek tutarlılık görülmüştür. %2 DD ve 2 mm DTA ölçütlerinde, gantry sıfırdan yapılan nokta doz ölçümlerinde %1,0 içinde tutarlılık görülmüştür. En kötü sonuçların 75° ile 105° arasında çıktığı ve 6 MV için %8'in üzerinde tutarsızlık olduğu görülmüştür. Ayrıca, 2D-ARRAY kullanılarak yapılan yarım ARC açık alan ölçümlerinde %4 içinde tutarlılık görülmüştür.

Cilla ve ark. (27) tarafından rando fantom kullanılarak PTW 2D-ARRAY 729 ile gantry 324°'den alınan ölçümler üzerinde %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizlerinde %95 tutarlılık görülmüştür. Fakat, izomerkezdeki ±5 mm'lik kayma veya 5°'lik bir gantry açısı hatasının gama analizi sonuçlarını %10 etkilediği görülmüştür.

Çalışmamıza benzer makalelerin sayısının çok az olması, bizi tam bir kıyaslama yapmaktan alıkoymaktadır.

Yapılan gama analizleri neticesinde, PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak PTW RW3 katı su fantomu üzerinde, tedavi planlarının orijinal gantry, kolimatör ve masa açılarının sıfırlanmasıyla yapılan ölçümlerin IMRT tedavi planlarının kalite kontrollerinde güvenle kullanılabileceği ortaya konulmuştur. Yerel referans dozda, ölçülen bütün doz akı haritası kullanılarak, %3 DD ve 3 mm DTA ölçütlerinde yapılan gama analizleri, değerlendirme için en optimal ölçütlerdir. Çalışmamızda ölçülen maksimum dozun %5'inden azı baskılanmıştır ve bu seçim gama analiz sonuçlarını rutinde tercih edilen %10 kriterine kıyasla düşürmektedir.

Çalışmamıza göre, kliniğimizde ARC tedavi planlarının kalite kontrollerinde başarıyla kullanılan PTW OCTAVIUS fantom ve PTW 2D-ARRAY 729 sisteminin, statik açılardan IMRT planlarının orijinal gantry, kolimatör ve masa açılarıyla yapılan ölçümlerinin gama analizlerinde analize katılan izodoz bölgesi ve seçilen referans noktası büyük önem taşımaktadır. Çalışmamızda ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamının yerel referans noktasını kullanılarak yapılan gama analizlerinde %90 olarak kabul edilen geçer değerini karşılamadığı görülmektedir. Bu sonucun temel nedeni, doz akı haritalarının özellikle düşük doz bölgelerinde gösterdiği tutarsızlıktır.

Bohsung ve ark. (35) düşük doz bölgelerindeki yüksek sapmaları ölçüm cihazının ölçüm hatalarına karşı aşırı hassas olmasına veya lif arası sızıntı ve lif altı geçirgenliklerinin TPS tarafından çok iyi hesaplanamamasına bağlamaktadır.

Bununla birlikte, PTW OCTAVIUS fantom için, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı küresel referans noktasında analiz edildiğinde, %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde geçer nokta oranının %90'ı aştığı tespit edildi. Bununla birlikte, ölçülen ve hesaplanan izodoz hatlarının maksimum %50'lik kısımları değerlendirmeye alındığında, hem yerel hem de küresel referans noktalarında, %4 DD ve 4 mm DTA ölçütlerinde başarılı olduğu tespit edildi.

Alan sayısının artması, alanların gantry açılarının özellikle 72° ve 288° civarına veya sekizgen geometrinin kenarlarına gelmesi, inhomojen ve çok geniş alanlar boyutlarının OCTAVIUS fantomda yapılan ölçümlerin başarısını etkilediği görüldü. Yapılan gama analizlerinde, özellikle referans doza oranla %30 ve daha düşük doz hatlarında, tutarsızlığın arttığı görüldü. Bu sebeple, ölçülen maksimum dozun %50'sinden fazlası kullanılarak yapılan gama analiz sonuçlarında ciddi bir iyileşme kaydedildi. Bunu takiben, daha çok 288 ile 72 derece gantry açılarından yapılan ışınlamalarda, doz akı haritasının inplane eksenine yayılan düşük doz bölgelerinden kaynaklanan kötü sonuçların, küresel referans noktasının seçilmesiyle giderildiği belirlendi.

Sonuç olarak, IMRT QA planlarının değerlendirilmesinde orijinal planın gantry, kolimatör ve masa değişkenlerinin sıfırlanmasıyla PTW 2D-ARRAY 729 dedektör kullanılarak yapılan ölçümlerde hem yerel hem de küresel referans noktası için, %3 DD ve 3 mm DTA ölçütlerinde yüksek tutarlılık gösterdiği belirlenmiştir. PTW OCTAVIUS ve PTW 2D-ARRAY 729 kullanılarak IMRT tedavi planlarının orijinal değerlerinde gerçekleştirilen kalite kontrollerde ise, açıya bağlı olarak düşük doz bölgelerinde oluşan tutarsızlıklar sebebiyle, ölçütlerin daha geniş tutularak %4 DD ve 4 mm DTA alınması gerekliliği tespit edilmiştir. Ayrıca, ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarının tamamı kullanılacaksa, düşük doz bölgelerinde oluşan tutarsızlıkları gidermek için, küresel referans noktasının seçilmesinin daha uygun olduğu görülmüştür. %4 DD ve 4 mm DTA ölçütleri için, ölçülen ve hesaplanan izodozların maksimum %50'lik kısmının analizi yapıldığında ise, referans noktasından bağımsız olarak, analiz sonuçlarının %90'ı geçtiği belirlenmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen bilgiler doğrultusunda, IMRT planlarının kalite kontrollerinin 0° gantry, kolimatör ve masa açısı kullanılarak yapılmasının daha uygun olduğu söylenebilir.

KAYNAKLAR

1. Widerøe, R. (1928). Archiv Elektronik Und Uebertragungstechnik 21: 387.
2. S. Oommen, A. Selvakumar, Linac-3: Advances İn Medical Linear Accelerator Technology, Indraprastha Apollo Hospital, New Delhi, India.
3. Faiz M. Khan. The Physics Of Radiation Therapy, The, 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2010.
4. Arno J. Mundt, John C. Roeske. Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective. Bc Decker Inc, Hamilton, London, 2005.
5. S, Takahashi. Conformation Radiotherapy: Rotation Techniques As Applied To Radiography And Radiotherapy Of Cancer, Acta Radiol. Suppl. 242 (1965) 1–142
6. L, Brewster, R. Mohan, G. Mageras, C. Burman, S. Leibel, Z. Fuks. Three Dimensional Conformal Treatment Planning With Multileaf Collimators. Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys. 33 (1995) 1081–9
7. S. J. Helyer, S. Heisig. Multileaf Collimation Versus Conventional Shielding Blocks: A Time And Motion Study Of Beam Shaping In Radiotherapy. Rad. Onc. 37 (1995) 61–4
8. J. M. Galvin, A. R. Smith, B. Lally. Characterization Of A Multi-Leaf Collimator System. Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys. 25 (1993) 181–92
9. Faiz M. Khan. Treatment Planning İn Radiation Oncology, 2nd Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, Usa, 2007.
10. J. Y. Jin, N. Wen, L. Ren, C. G. Hurst, I. J. Chetty. Advances In Treatment Techniques: Arc-Based And Other Intensity Modulated Therapies. The Cancer Journal, Volume 17, Number 3, May/June 2011.
11. C. Clifton Ling, Pengpeng Zhang, Yves Archambault, Jiri Bocanek, Grace Tang, Thomas Losasso. Commissioning And Quality Assurance

Of Rapidarc Radiotherapy Delivery System. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 72, No. 2, Pp. 575-581, 2008.

12. N. Dogan. Tools For Imrt QA. Department Of Radiation Oncology, Virginia Commonwealth University, Medical College Of Virginia Hospitals, Richmond, VA, USA.

13. D. A. Low, P. Parikh, J. F. Dempsey, et al. Ionization Chamber Volume Averaging Effects In Dynamic Intensity Modulated Radiation Therapy Beams. Med Phys 2003; 30:1706–11.

14. A. Van Esch, J. Bohsung, P. Sorvari, et al. Acceptance Tests And Quality Control (QC) Procedures For The Clinical Implementation Of Intensity Modulated Radiotherapy (Imrt) Using Inverse Planning And The Sliding Window Technique: Experience From Five Radiotherapy Departments. Radiother Oncol 2002;65:53–70.

15. S. Cilla, L. Grimaldi, G. D'Onofrio, P. Viola, M. Craus, L. Azario, A. Fidanzio, G. Stimato, C. Di Gesu, G. Macchia, F. Deodato, A.G. Morganti, A. Piermattei. Portal Dose Measurements By A 2D Array. Physica Medica (2007) 23, 25-32.

16. E. Spezi, A. L. Angellini, F. Romani, A. Ferri. Characterization Of A 2D Ion Chamber Array For The Verification Of Radiotherapy Treatments. Phys. Med. Biol. 50 (2005) 3361-3373.

17. D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy. A Technique For The Quantitative Evaluation Of Dose Distributions. Med. Phys. 25, 656-661 (1998).

18. B. Poppe, A. Ruehmann, K. Willborn, B. Allgaier, D. Harder. Three Dimensional Gamma-Index Analysis And Considerations Of The Reference Level Definition For Dosimetic IMRT Plan Verification With 2D Ionisation Chamber Arrays. WC 2009, IFMBE Proceedings 25/I,pp. 248-249, 2009.

19. A. V. Esch, C. Clermont, M. Deviellers, M. Iori, D. P. Huyskens. On-Line Quality Assurance Of Rotational Radiotherapy Treatment Delivery

By Means Of A 2D Ion Chamber Array And The Octavius Phantom. Med. Phys. 34 (10), October 2007.

20. T. Depuydt, A. V. Esch, D. P. Huyskens. A Quantitative Evalution Of IMRT Dose Distributions: Refinement And Clinical Assessment Of The Gamma Evalution. Radiotherapy And Oncology 62 (2002) 309-319.

21. S. Turan. Yüksek Enerjili X-Işını Demetlerinde (6-15 Mv) Sanal Kama Filtreli Alanlarda Dozimetri Parametrelerinin Ölçülmesi Ve Tedavi Planlama Sistemindeki Verilerle Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yükseklisans Tezi. İstanbul, 2011

22. Varian, Oncology Radiation Oncology, Eclipse [online]…….: http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/eclipse/

23. I. M. Gagne, S. Zavgorodni. Evaluation Of The Analytical Anistropic Algorithm In An Extreme Water-Lung Interface Phantom Using Monte Carlo Dose Calculations. Journal Of Applied Clinical Medical Physics, Volume 8, Number 1, Winter 2007.

24. E. Nilsson. Evaluation Of The Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) In Lung Tumours For 6 MV Photon Energy. Master Of Science Thesis In Radiation Physics, Department Of Radiation Phycis, Göteborg University, January 2009.

25. A. Josefsson. Evaluation Of The Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) For 6 MV Photon Energy. Master Degree Thesis In Radiation Physics, Department Of Radiation Phycis, Göteborg University, January 2008.

26. Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009 - PTW-Freiburg - #25

27. S. Cilla, L. Grimaldi, G. D'Onofrio, P. Viola, M. Craus, L. Azario, A. Fidanzio, G. Stimato, C. Di Gesu, G. Macchia, F. Deodato, A.G. Morganti, A. Piermattei. Portal Dose Measurements By A 2D Array. Physica Medica (2007) 23, 25-32.

28. PTW Farmer Ionizatio Chambers [online]…….: http://www.ptw.de/farmer_chambers0.html

29. Radiation Products Design, Inc. [online]…….: http://www.rpdinc.com/html/ptw_farmer_chamber.html

30. Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009 - PTW-Freiburg - #13

31. RapidArc Commissioning, Revision 1.0.0, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, ABD, 2008.

32. Technical Report Series No: 398. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2000.

33. Technical Report Series No: 277. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1997.

34. Sohn J.W., Suh J.H., Pohar S. A Method For Delivering Accurate And Uniform Radiation Dosages To The Head And Neck With Asymmetric Collimators And Single Isocenter. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1995 Jun 15;32(3)

35. P. Sandilos, A. Angelopoulos, P. Baras, K. Dardoufas, P. Karaiskos, P. Kipouros, M. Kozicki, J. Rosiak, L. Sakelliou, I. Seimenis, L. Vlahos. Dose Verification in Clinical IMRT Prostate Incidents. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2004; 59(5): 1540-1547.

36. J. Bohsung, Klinik Für Strahlentherapie, C. Berlin, S. Mitte. The 2D-ARRAY seven29: A New Way Of Dosimetric Verification Of IMRT Beams. Application Note: D742.208.0/0, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, ABD, 2004-06.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Derya	**Soyadı**	Yücel
Doğ. Yeri	Kadıköy	**Doğ. Tar.**	23.05.1986
Uyruğu	T.C.	**TC Kim No**	39091002150
Email	derya.yucel@gmail.com	**Tel**	05398860641

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2011
Lisans	Uludağ Üniversitesi	2009
Lise	Haydarpaşa Anadolu Lisesi	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Medikal Fizikçi	İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü	2010-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**KPDS/ÜDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	85/82,5	
Almanca	Orta	Orta	Orta		Ö.I.I. A4

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

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı			
ALES Puanı	76.191	74.782	62.322

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Varian Eclipse Treatment Planning System	Çok İyi
Elekta XIO Treatment Planning System	Çok İyi
Microsoft Office	Çok İyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):