

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**HELİKAL TOMOTERAPİ'DE HASTA KALİTE
KONTROLÜNDE DOZİMETRİK YÖNTEMLERİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

BASRİ GÜNHAN

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÖNÜL KEMİKLER**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
TIBBİ RADYOFİZİK PROGRAMI**

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

26/ 10 /2010


Prof. Dr. Tamer Demiralp
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Tıbbi Radyofizik
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : Temel Onkoloji
Tez Sahibi : Basri GÜNHAN
Tez Başlığı : Helikal Tomoterapi'de Hasta Kalite Kontrolünde Dozimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması
Sınav Yeri : İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü
Sınav Tarihi : 15 / 10 / 2010

Tez Sınav Jürisi

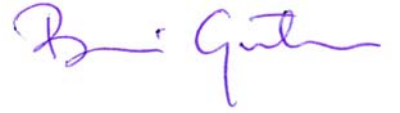
Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

- 1.Prof.Dr.Gönül KEMİKLER/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji Anabilim Dalı-Danışman 
- 2.Prof.Dr.Hatice BİLGE/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
- 3.Prof.Dr.Rasim MERAL/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Klinik Onkoloji Anabilim Dalı 
- 4.Doç.Dr.Cem UZAL/Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi/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.

Basri Günhan



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen bilgilerinden her aşamada yararlandığım değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı Öğretim üyesi Prof. Dr. Gönül Kemikler'e,

Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı Öğretim üyesi hocalarımız Prof. Dr. Hatice Bilge ve Doç. Dr. İsmail Özbay'a,

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Gülyüz Atkova'a ve fizik bölümünden meslektaşlarım Fiz. Dr. Ayşe Koca, Fiz. Dr. Songül Karaçam, Uzm Fiz. Derviş Emre,

İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Öğretim görevlilerinden Yard. Doç Dr. Bayram Demir'e,

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı emekli öğretim üyesi radyasyon onkoloğu Prof. Dr. Ahmet Öber'e, radyasyon onkoloğu Uzm Dr. Gülşen Meral'e,

Çalışmam sırasında her türlü desteği sağlayan Meditel Ltd Şirketi yönetim kurulu üyesi sayın Ünver Güneş başta olmak üzere satış müdürü Bürgehan Yağcıoğlu, tomoterapi servis mühendisi Adnan Karasu'ya

ve yardımlarından dolayı İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında görevli sevgili meslektaşım Fiz. Dr. Aydın Çakır'a en içten duygularıyla teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVI
ÖZET	XVII
ABSTRACT.....	XVIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B KRT).....	5
2.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)	5
2.3. Serial Tomoterapi.....	8
2.4. Helikal Tomoterapi	10
2.4.1. Helikal Tomoterapinin Tarihçesi	10
2.4.2. Helikal Tomoterapinin genel özellikleri	11
2.4.3. Teknik Özellikler	14
2.4.4. Tomoterapi Çalışma Prensibi.....	14
2.4.5. Yoğunluk Ayarlı Fan Huzme Aktarımı	16
2.4.6. Görüntü Destekli Radyoterapi (IGRT)	17
2.4.7. Helikal Tomoterapi Kolimatör Sistemi.....	18
2.4.8. Binary MultiLeaf Kolimatör (MLC) Sistemi.....	19
2.4.9. Alan Düzleştirici Filtresiz Huzme Karakteristikleri	19
2.4.10. Helikal Pitch.....	20
2.4.11. İnhomojenite Düzeltmesi için Yoğunluk Tablosu	20
2.4.12. Inverse (Ters) Tedavi Planlama ve Fiziksel Optimizasyon Kriteri.....	21
2.4.13. Tanımlanan Dozdan Sapma	22
2.4.14. Target Dozu Homojenitesi	22

2.5. IMRT Doz Verifikasyononu	23
2.5.1. Nokta Dozu Ölçümü	23
2.5.2. Film Dozimetrisi	24
2.5.3. Gafkromik Film.....	24
2.5.4. IMRT Planlarının Dozimetrik Olarak Doğrulanması	25
2.6. Tomoterapi cihazında Klinik Kullanım Öncesi ve Sonrasında Peryodik Olarak Yapılması Gereken Kalite Kontrol Testleri	26
2.6.1. Tepe ve Gantri arkası yeşil lazerlerin Kontrolü	26
2.6.2. Çene Kayması Testi	27
2.6.3. MLC lerin Merkez Etrafında Dönme Testi /Twist Test.....	28
2.6.4. Alan merkezine karşı çene ayarları testi	29
2.6.5. Merkezi eksen Y eksen Sapma Testi	29
2.6.6. Gamma Fonksiyonu	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	34
3.1. GEREÇ	34
3.1.1. Tomoterapi Hi-Art Lineer Hızlandırıcı.....	35
3.1.2. GE PET CT Görüntüleme Cihazı.....	36
3.1.3. Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi	36
3.1.4. Varian Eclipse tedavi planlama sistemi	37
3.1.5. Gammex Cheese Fantom	37
3.1.6. PTW Octavius Fantom.....	38
3.1.7. PTW Seven29 2D Array	39
3.1.8. Gafkromik EBT2 Film	40
3.1.8.1. Gafkromik EBT2'nin Yapısı ve Düzeni	40
3.1.8.2. EBT2'nin dozimetrik karakteristikleri	40
3.1.8.3. Depolama ve Kullanım Şartları.....	41
3.1.9. Epson 10000XL film tarayıcı.....	42
3.1.10. PTW Verisoft yazılım programı	42
3.1.11. Standart İmaging A1SL İyon Odası.....	43
3.1.12. Standart Imaging A17 Exradin İyon Odası.....	43
3.1.13. Standart Imaging çok kanallı elektrometre	44
3.2. YÖNTEM	45
3.2.1. Hasta Planlarının Seçimi	45

3.2.2. Hasta IMRT Planlarının Oluşturulması	45
3.2.3. Film Kalibrasyonu.....	47
3.2.4. Octavius Fantomda 2D-Array ile Doz Dağılımı Doğrulanması	47
3.2.5. Cheese Fantomda Gafkromik EBT Film ile Doz Dağılımı Doğrulanması	49
3.2.6. Hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımlarının karşılaştırılması.....	52
3.2.7. Cheese Fantomda İyon Odası ile Nokta Doz Doğrulanması	52
3.2.8. PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantom Seven 29 2D array İzodoz Dağılımlarının Doğrulanması	53
3.2.9. PTW Verisoft Yazılımında Cheese Fantom Gafkromik film ile İzodoz Dağılımlarının Doğrulanması	54
4. BULGULAR.....	55
4.1 Helikal Tomoterapide 20 Baş-Boyun Hastasına Ait Planlama Parametreleri	55
4.2 Helikal Tomoterapi Hi-ART TPS’de Plan Değerlendirmesi.....	57
4.2.1 Helikal Tomoterapi’de Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Plan Değerlendirmesi	57
4.2.1.1 Cheese Fantomda Baş-Boyun Planı (Plan14).....	57
4.2.2 Helikal Tomoterapi’de Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi	63
4.2.2.1 Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Baş-Boyun Planı (Plan14)	63
4.2.3 Helikal Tomoterapi’de Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Plan Değerlendirmesi	66
4.2.3.1 Cheese Fantomda Prostat Plan Değerlendirmesi (Plan 1)	66
4.2.4 Helikal Tomoterapi’de Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi	71
4.2.4.1 Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Prostat Plan Değerlendirmesi (Plan 1) 71	
4.2.5 PTW Verisoft Yazılımında Cheese Fantomda Işınlanan Gafkromik Film ile Plan Değerlendirmesi	75
4.2.5.1 Cheese Fantomda Işınlanan Gafkromik Filmle Baş-Boyun Planı Değerlendirmesi (plan14)	75
4.2.6 PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi	77
4.2.6.1 Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Baş-Boyun Plan Değerlendirmesi (plan14)	77

4.2.7	PTW Verisoft Yazılımı ile Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Plan Değerlendirmesi	79
4.2.7.1	Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Prostat Plan Değerlendirmesi (plan1) 79	
4.2.8	PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi	81
4.2.8.1	Octavius Fantomda Seven 29 2D Array le Prostat Plan Değerlendirmesi (plan1) 81	
5.	TARTIŞMA	88
5.1	Tomoterapi Hi-ART TPS de Cheese Fantomda Gafkromik Film Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	89
5.2	Tomoterapi Hi-ART TPS de Octavius Fantom Seven 29 2D Array Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	90
5.3	PTW Verisoft Yazılımıyla Cheese Fantomda Gafkromik Film Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	91
5.4	PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantomda Seven 29 2D Array Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	92
5.5	Tomoterapi Hi-ART TPS de Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Baş-Boyun ve Prostat Planlarında Nokta Doz Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	93
	KAYNAKLAR	98
	ÖZGEÇMİŞ	105

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2—1 Serial tomoterapi ve Helikal tomoterapi kolimatör özellikleri karşılaştırması	10
Tablo 4—1 Tomoterapi cihazında yapılan 20 baş-boyun planının alan genişliği, pitch, modülasyon faktörü, hesaplama gridi, tedavi süresi, mu ve gantri periyotları	55
Tablo 4—2 Tomoterapi cihazında planı yapılan 20 prostat planının alan genişliği, pitch, modülasyon faktörü, hesaplama gridi, tedavi süresi, mu ve gantri periyotlarını göstermektedir	56
Tablo 4—3 Baş&boyun planları için planlama sisteminde alınan hesaplanan ve cheese fantomda ilgilenilen noktalarda ölçülen nokta doz sonuçlarının karşılaştırılması	62
Tablo 4—4 Prostat planları için planlama sisteminde hesaplanan ve cheese fantomda ilgili noktalarda yapılan nokta doz ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması	70
Tablo 4—5 PTW yazılımında 20 Baş&Boyun planı için değişik kriterlere göre cheese fantomla gafkromik film ışınlaması analiz sonuçları. Değerler, değerlendirmeleri geçen noktaların %sini göstermektedir.	83
Tablo 4—6 PTW yazılımında 20 Baş&Boyun planı için değişik kriterlere göre Octavius fantom-2D -Array ışınlaması analiz sonuçları. Değerler, değerlendirmeleri geçen noktaların %sini göstermektedir.	84
Tablo 4—7 PTW yazılımında 20 Prostat planı için değişik kriterlere göre cheese fantomla gafkromik film ışınlaması analiz sonuçları	86
Tablo 4—8 PTW yazılımında 20 Prostat planı için değişik kriterlere göre Octavius fantom-2D -Array ışınlaması analiz sonuçları	87

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2—1 Çok Yapraklı Kolimatör (MLC)-tabanlı yağunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) yapma teknikleri. DMLC= Dinamik çok yapraklı kolimatör. IMAT= Yoğunluk ayarlı ark tedavi. SMLC= Segmental (dilimli) çok yapraklı kolimatör.....	6
Şekil 2—2 Step and Shoot tekniği. Arka arkaya yaprak şekillenmesi sırasında ışınlama durmaktadır.....	7
Şekil 2—3 Dinamik IMRT tekniği. Işınlama sırasında MLC' ler zamanın fonksiyonu olarak hareket etmektedir.....	7
Şekil 2—4 NOMOS Peacock serial tomoterapi sistemi	9
Şekil 2—5 a) NOMOS kolimatörü b) Tomoterapi kolimatörü.....	9
Şekil 2—6 Wisconsin Üniversitesi'nde kurulan ilk Tomoterapi cihazı	11
Şekil 2—7 a) Tomoterapi gantri tasarımı b) radyasyon kaynağı, MVCT X-ışını kaynağı, dedektör sistemi ve kolimatör yapısı	12
Şekil 2—8 2.5cmx40cm'de transverse ekseninde su fantomunda SSD=85cm'de 15, 50, 100, 150, 200mm'lerde alınan profillerin referans profillerle karşılaştırılması	13
Şekil 2—9 Tomoterapi tedavi odasında kuşbakışı lazerlerin görünümü. Yeşil lazerler sabit olup sadece cihaz kalite kontrolünde kullanılırken kırmızı lazerler hareketli olup sadece hasta set up'ında kullanılmaktadır	15
Şekil 2—10 Helikal Tomoterapi'nin teknik bileşenleri. IMRT yapan tüm bileşenleri kayan bir halka üzerine yerleştirilmiş eksternal radyoterapi cihazıdır	16
Şekil 2—11 Helikal tomoterapi kaynak, target, çene, ve MLC'ler	17
Şekil 2—12 Helikal Tomoterapi de görüntü destekli radyoterapi de kullanılan xenon dedektör sistemi 6MV X ışını kaynağı karşısında olup kaynakla eşzamanlı olarak dönmektedir. Ayrıca altta görülen 10cm kalınlıktaki "beam stopper" zırhlama açısından kazanç sağlamaktadır.....	18
Şekil 2—13 Helikal tomoterapi kolimatör sistemi. Çeneler inferior-superior yönde hareket yeteneğine sahiptir. Alan açıklığı 1,0cm, 2,5cm ve 5,0cm olarak seçilebilir. ...	18
Şekil 2—14 Hastanemizde hasta planlamasında kullanılan tüm görüntüleme cihazlarının görüntü değeri yoğunluk tabloları oluşturularak tomoterapi cihazına yüklenmiştir.....	21
Şekil 2—15 Helikal tomoterapi sabit tepe lazeri ayarı	27
Şekil 2—16 Helikal tomoterapi sabit tepe lazeri ayarı film değerlendirmesi.....	27
Şekil 2—17 Tomoterapi çene kayması testi	28

Şekil 2—18 Helikal Tomoterapi’de MLC lerin merkez eksenini etrafında dönme testi...	28
Şekil 2—19 Alan merkezine karşı çene ayarları testi.....	29
Şekil 2—20 Merkezi eksen Y-ekseni sapma testi film ışınlatma geometrisi. Film 5cm lik katı fantom üzerine konarak izosantr hattının 23 cm altına indirilir ve film üzerine 5cm lik bir katı fantom daha konur. Bu geometri ile önce 0 derecede sonra 180 derecede film ışınlanır.	30
Şekil 2—21 Işınlatma prosedürleri sonucu elde edilen film yukarıda görüldüğü gibidir. Y-ekseninde değişik aralıklarda (off-axis) profiller alınarak iki huzmenin kesiştiği en kısa mesafe bulunur.	30
Şekil 2—22 Elde edilen film Epson10000XL tarayıcıda taranarak tomoterapi film analiz yazılımı ile değerlendirilir.	30
Şekil 2—23 Doz farkı ve DTA için doz dağılımı değerlendirmesinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu gösterim b) tek boyutlu gösterim	31
Şekil 2—24 Birleştirilmiş eliptik doz farkı ve DTA testlerinin doz dağılımı değerlendirilmesinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu gösterim. b) bir boyutlu gösterim	32
Şekil 3—1 Helikal Tomoterapi Hi-ARTcihazı.....	35
Şekil 3—2 Tomoterapi Hi-ART TPS’de kısmi ve tam bloklama.....	37
Şekil 3—3 Cheese fantom. Fantom ortadan ikiye ayrılabilir ve film düzlemine dik olarak açılmış olan iyon odası yuvaları yardımı ile değişik noktalarda nokta doz ölçümleri yapılabilir.....	38
Şekil 3—4 PTW Octavius fantom	38
Şekil 3—5 PTW Seven 29 2D array ve arayüzü	39
Şekil 3—6 Gafkromik EBT2 film yapısı.....	41
Şekil 3—7 Cihaz ve plan kalite kontrollerinde kullanılan Epson 10000XL tarayıcı	42
Şekil 3—8 Standart imaging A1SL iyon odası.....	43
Şekil 3—9 Standart imaging A17 iyon odası	44
Şekil 3—10 Standart imaging çok kanallı elektrometre a) önden ve b) arkadan görünüşü	44
Şekil 3—11 Tipik bir baş-boyun planı için tümör ve hassas organ kısıtlamaları paneli	46
Şekil 3—12 Tipik bir prostat planı için tümör ve hassas organ kısıtlamaları.....	46
Şekil 3—13 a)Film kalibrasyon eğrisi ve b) bu eğriye ait doz(cGy) – optik yoğunluk tablosu.....	47

Şekil 3—14 Prostat planının Octavius-Seven 29 2D array fantom üzerindeki görünümü	48
Şekil 3—15 Baş-Boyun planının Octavius-Seven 29 2D array fantom üzerindeki gösterimi	48
Şekil 3—16 Tomoterapi’de Octavius fantom, Seven 29 2D array ve array ara yüz ile plan doğrulaması.....	49
Şekil 3—17 Prostat planının cheese fantom üzerine plan kalite kontrolü için aktarılmış hali	50
Şekil 3—18 Baş-Boyun planının cheese fantom üzerine plan kalite kontrolü için aktarılmış hali	50
Şekil 3—19 Tomoterapide Cheese fantom-film ve nokta doz ölçümü ile plan doğrulaması.....	51
Şekil 3—20 Cheese fantomda gafkromik film ışınlaması. Gafkromik film cheese fantomun arasına (15 cm) konarak fantom lazerlere göre oturtulup önce set up ayarlanır sonra ışınlama yapılır.....	52
Şekil 3—21 Önce Tomoterapi TPS’de hesaplanan doz kayıt edildi sonra plan ışınlanarak nokta doz ölçümleri yapıldı. Absolut doza çevirilen değerler sonra planlama sistemine girilerek tanımlanan doza göre farklar bulundu.....	53
Şekil 3—22 Tomoterapi TPS’den PTW yazılımına plan değerlendirmesi için veri alma işlemi.....	53
Şekil 4—1 Tomoterapi TPS’de plan kalite kontrol analiz (DQA) sayfasında koronal düzlemde izodoz eğrileri ve sağ-sol profil. Burada kesik çizgili olan izodozlar TPS tarafından hesaplanan, düz çizgi izodozlar ise ışınlama sonucu filmde elde edilen izodoz eğrilerini göstermektedir.	58
Şekil 4—2 Tomoterapi TPS’de plan kalite kontrol analiz (DQA) sayfasında koronal düzlemde izodoz eğrileri ve ayak-baş profili. Burada kesik çizgili olan izodozlar TPS tarafından hesaplanan, düz çizgi izodozlar ise ışınlama sonucu filmde elde edilen izodoz eğrilerini göstermektedir	58
Şekil 4—3 Tomoterapi TPS’de plan kalite kontrol analiz (DQA) sayfasında koronal düzlemde serbest profil.....	59
Şekil 4—4 Tomoterapi TPS’de gamma dağılımı hesaplaması ve görünümü.....	60
Şekil 4—5 Tomoterapi TPS’de izodoz değerlendirmesi. Gerektiğinde plan konturları görüntülenerek izodoz eğrisi ve gamma dağılımı değerlendirme yapılır.....	60

Şekil 4—6 Tomoterapi TPS’de gamma dağılım histogramı.	61
Şekil 4—7 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile baş boyun plan14 ün hesaplanan ve ölçülen izodozlarının seçilen koronal düzlemde eşleşmesi.	63
Şekil 4—8 Tomoterapi TPS’de koronal düzlemde sağ sol yönünde alınmış doğrultuda hesaplanan ve ölçülen izodozların uyumu.	64
Şekil 4—9 Tomoterapi TPS’de koronal düzlemde serbest olarak alınmış hesaplanan ve ölçülen izodozların uyumu.....	64
Şekil 4—10 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile baş-boyun planı için hesaplatılmış gamma histogramı görüntüsü.	65
Şekil 4—11 Baş-boyun plan14’e ait gamma dağılım histogramı.....	66
Şekil 4—12 Tomoterapi TPS’de hesaplanan ve cheese fantomda filmle ölçülen prostat planının ayak-baş yönünde değerlendirilmesi.	67
Şekil 4—13 Tomoterapi TPS’de hesaplanan ve cheese fantomda filmle ölçülen prostat planının sağ-sol yönünde değerlendirilmesi.	67
Şekil 4—14 Tomoterapi TPS’de hesaplanan ve cheese fantomda filmle ölçülen prostat planının serbest ekseninde değerlendirilmesi	68
Şekil 4—15 Prostat planının Tomoterapi TPS ile cheese fantomda filmle değerlendirilmesinin gamma analiz sonucu.....	68
Şekil 4—16 Prostat plan1’e ait gamma dağılım histogramı	69
Şekil 4—17 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile plan kalite kontrol ışınlaması. İncelenen plan sağ-sol yönüdür.....	71
Şekil 4—18 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile plan kalite kontrol ışınlaması. İncelenen plan baş-ayak yönüdür.....	72
Şekil 4—19 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile plan kalite kontrol ışınlaması. İncelenilen plan serbest düzlem yönüdür.....	72
Şekil 4—20 Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla prostat plan1 için gamma histogramı	73
Şekil 4—21 Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla prostat plan için gamma dağılım histogramı	74
Şekil 4—22 PTW Verisoft yazılımında cheese fantomda ışınlanan film ile baş-boyun planı değerlendirmesi.....	75
Şekil 4—23 Cheese fantomda gafkromik film ışınlaması ile plan değerlendirmesi. Üstteki film görüntüsü TPS’den alınan, alttaki film görüntüsü ise cheese fantomda	

ışınlanan film görüntüsüdür. Mavi profil TPS'den, kırmızı profil filmde elde edilmiştir.	76
Şekil 4—24 Cheese fantomda gafkromik filmle plan değeriendirilmesi.....	76
Şekil 4—25 Verisoft yazılımında Octavius fantomda baş-boyun plan değeriendirilmesi.	77
Şekil 4—26 Octavius fantomda Seven 29 2D array ışınlaması ile plan değeriendirilmesi	78
Şekil 4—27 Octavius fantomda Seven 29 2D array ile elde edilen izodoz dağılımları .	78
Şekil 4—28 PTW Verisoft yazılımı ile cheese fantomda gafkromik filmle prostat plan değeriendirilmesi.....	79
Şekil 4—29 Cheese fantomda gafkromik film ışınlaması ile plan değeriendirilmesi	80
Şekil 4—30 Cheese fantomda gafkromik filmle elde edilen izodoz eğrileri ve plan değeriendirilmesi ve gamma analizi.	80
Şekil 4—31 PTW Verisoft yazılımı ile octavius fantomda Seven 29 2D array ile prostat plan değeriendirilmesi.....	81
Şekil 4—32 Tomoterapi TPS'den elde edilen film görüntülerine değışik doğrultularda denk gelen izodoz profillerinin uyumu	82
Şekil 4—33 Tomoterapi TPS'den elde edilen izodoz dağılımının Octavius fantomda Seven 29 2D array ile değeriendirilmesi ve gamma analizi.	82

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

MLC:Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Collimator)

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)

DQA: Hasta Plan Kalite Kontrolü (Delivery Quality Assurance)

3B KRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

BT, CT: Bilgisayarlı Tomografi, Computerized Tomography

IGRT: Görüntü Destekli Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy)

MVBT-MVCT: Megavoltaj Bilgisayarlı Tomografi (Megavoltage Computerized Tomography)

kVBT: Kilovoltaj Bilgisayarlı Tomografi (Kilovoltage Computerized Tomography)

SSD: Kaynak Cilt Mesafesi (Source to Skin Distance)

DVH: Doz Hacim Histogramı (Dose Volume Histogram)

ÖZET

Günhan B. (2010) Helikal Tomoterapi’de Hasta Kalite Kontrolünde Dozimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Helikal tomoterapide ışınlama sırasında gantri, çok yapraklı kolimatör (MLC)’ler ve masa hareket halindedir. Bu ise geleneksel IMRT’de zor olan cihaz ve hasta plan kontrolünü daha zor bir hale getirmektedir. Bu çalışmada amaç helikal tomoterapide cihaza ait Hi-ART Tedavi Planlama Sistemin (TPS)’de yapılan planların doz dağılımı doğruluğunu farklı dozimetrik yöntemlerle inceleyip karşılaştırmak, doğruluk, kolaylık ve işlem zamanının kısalığı açısından değerlendirmektir. Seçilen 20 baş boyun ve prostat planı Helikal Tomoterapi Hi-ART TPS’de kalite kontrol için cheese ve octavius fantoma aktarılıp hesaplatıldı. Cheese fantomda yapılan ışınlamalarda $0,056\text{cm}^3$ Exradin iyon odası ile istenilen noktalarda alınan elektrometre okumaları absolut doza çevirilerek TPS’den elde edilen değerlerle karşılaştırıldı. Cheese ve octavius fantomda ilgili düzlemlerde yapılan izodoz karşılaştırılmasında 3mm-%3 kriterine göre testi geçen nokta sayısı ortalama olarak cheese fantomda baş-boyun planlarında %81,20 ve %85,73, prostat planlarında %86,55 ve %93,29 iken octavius için 3mm-%5 kriterine göre baş-boyun için %84,35 ve %89,94, prostat için %89,28 ve %96,48 olarak tespit edilmiştir. Cheese fantomda üç farklı noktada iyon odasıyla nokta doz okumalarında baş-boyun planlarında TPS tarafından hesaplanan dozlardan yüzde farklar ortalama olarak $\pm 1,45$, $\pm 1,34$ ve $\pm 1,60$ dir. Cheese fantomda üç farklı noktada iyon odasıyla nokta doz okumalarında prostat planlarında TPS tarafından hesaplanan dozlardan yüzde farkları ortalama olarak $\pm 1,53$, $\pm 0,22$, $\pm 1,40$ ’dir.

Yapılan çalışma her iki yöntemin de helikal tomoterapide plan kalite kontrolünde kullanılabileceğini göstermiştir. Ancak gafkromik filme gerek olmaması, sonuçların kısa sürede alınması ve değerlendirilebilir olması Seven 29 2D array’i IMRT’de DQA’de önemli bir seçenek haline getirmektedir.

Anahtar Kelimeler: Tomoterapi, cheese fantom gafkromic film, octavius, Seven 29 2D array

ABSTRACT

Gunhan B. (2010). Comparison of dosimetric methods of Delivery Quality Assurance (DQA) in Helical Tomotherapy. İstanbul University, Institute of Health Sciences, Fundamental Oncology PhD Thesis, İstanbul.

In helical tomotherapy gantry, Multileaf Collimators (MLCs). and couch are all moving during the irradiation, which makes the DQA and machine QA even harder in helical tomotherapy. The purpose of this study is to investigate the accuracy of isodose distribution generated by Hi ART Treatment Planning System (TPS) of helical tomotherapy and find out, evaluate, and compare the accuracy and efficiency of the system. Selected 20 head and neck and prostate plans were transferred onto cheese and octavius phantom in helical tomotherapy Hi ART TPS and were calculated. In cheese phantom point dose measurements performed with an Exradin 0,056cm³ ion chamber and converted to absolute dose and compared to those obtained from the TPS. The isodose distributions obtained from cheese and octavius phantoms in interested planes were measured. According to 3mm-3% criterion the averages of points passing test in head and neck plans were %81,20 and %85,73, and in prostate plans they were %86,55 and %93,29. Whereas for 3mm-5% criterion with octavius phantom the averages of points passing test in head and neck were %84,35, and %89,94 and in prostate they were %89,28, and %96,48. Point dose measurements performed with ion chambers in three different locations in cheese phantom for head and neck plans. The averages of % dose differences those obtained from the TPS and measured with ion chambers were %1,45±1,74, %1,34±2,51 and %1,50±2,75. Also point dose measurements performed with ion chambers in three different locations in cheese phantom for prostate plans. The averages of % dose differences those obtained from the TPS and measured with ion chambers were %1,53±1,19, %0,22±2,05 and %1,40±1,73.

It has been shown that both methods could be used in the DQA of helical tomotherapy. Nonetheless, no gafchromic film requirements and the shortness of evaluation time make Seven 29 2D array an important tool in the DQA of IMRT plans in helical tomotherapy.

Key words: Tomotherapy, cheese phantom gafchromic film, octavius, Seven 29 2D array

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kanser sağlıklı dokuya hasar veren, kontrol edilemeyen anormal büyüme olarak tanımlanabilir. Kanser hücreleri büyürken çeşitli görüntüleme yöntemleri ile görüntülenebilen bir kitle oluştururlar ki buna da tümör denmektedir. Radyoterapide amaç bu hedefe (tümör) tanımlanan dozu verirken etrafındaki riskli organları mümkün olduğunca korumaktır. Bu işlem eğer tümör riskli organlara yakın ise veya konkav bir yapıda ise tümöre istenilen dozu vermek daha da zor hale gelmektedir. Böyle durumlar için ilk başlarda kompensatör, wedge filtre ve blok gibi alan ve ışın şekillendirici aletler kullanılarak tümöre uygun doz dağılımı verilmeye çalışılmıştır. İlerleyen teknoloji sayesinde pratikte kullanımı zor olan blokların yerine konvansiyonel lineer hızlandırıcıların kafasına takılan ve bilgisayarlar tarafından kontrol edilen çok yapraklı kolimatörler (MLC) yerleştirilerek 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B KRT) ile daha düzgün doz dağılımları elde edilmeye çalışıldı. Eğer tümör düzgün bir yapıya sahipse ve yakınında hassas bir organ yok ise bu yöntemle istenilen doz dağılımını elde etmek mümkündür. Fakat çoğu zaman tümör hassas organlara ya çok yakın veya hassas organları sarmış olabilir. Bu durumda istenilen doz dağılımı, ışınlama sırasında verilen ışının şiddetinin değiştirilmesi prensibine dayanan yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ile elde edilebilir. Farklı firmalara ait farklı lineer hızlandırıcılar bu yoğunluğu değiştirilmiş alanları farklı yöntemlerle aktarmaktadır. [1, 2, 3] IMRT yapan sistemlerde inverse planlama sistemleri kullanılmakta olup hesaplama hacimleri 1cmx1cm lik piksel boyutuna kadar düşebilmektedir ve bunlar beamlet olarak adlandırılmaktadır. Bu sayede IMRT yardımı ile tümöre istenilen doz verilirken çevresindeki risk altındaki organlarada toleransları içinde dozların verilmesi mümkün olmaktadır. IMRT yapılırken verilen dozlar daha hassas bir şekilde daha düşük marjlarla tümöre verilebilmekte ve çok yakın komşuluklarda ani doz düşmesi elde edilebilmektedir. Bu ise verilen dozun dikkatli bir şekilde ölçülerek dozimetrik olarak teyit edilmesi zorunluluğunu getirmektedir. Alanların çok küçük olması, tümör ve hassas doku arayüzeyinde ani doz düşüşlerinden dolayı bu noktadaki dozları ölçebilmek için küçük hacimli iyon odalarına gerek vardır. [4, 5, 6]

Yapılan bir IMRT planının dozimetrik kontrolünde jel dozimetri ve portal görüntüleme teknikleri sırasıyla pahalı olması ve karmaşık uygulama gerektirdiği için

fazla kabul görmemiştir. [7, 8] Bununla birlikte iki boyutlu olarak farklı ışınlama düzlemlerinde radyografik ve radyokromik filmlerle veya değişik firmalar tarafından geliştirilen iki boyutlu array'ler yardımı ile hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımları farklı düzlemlerde karşılaştırılabilir. Ayrıca aynı işlem bu iş için yapılmış özel fantomlar kullanılarak planlanan ve ölçümden elde edilen izodoz eğrilerinin karşılaştırması şeklinde olacağı gibi istenilen noktalardaki dozun küçük hacimli iyon odalarıyla ölçülerek karşılaştırılması şeklinde de olmaktadır. Bunlardan film ışınlaması iki boyutlu olup sadece ışınlanan düzlemdeki doz dağılımını vermesine rağmen yine de olabilecek bir hatayı doğrudan yansıtacaktır. Nokta doz ölçümü ise doğrudan o noktadaki absolut değeri verecektir. Thomas ve ark [9] film düzlemi seçilirken filmin bir kısmının mutlaka yüksek doz bölgesine gelmesi gerektiğini belirtirken nokta doz ölçümü için ise iyon odasının konacağı yerin

- i) yüksek doz düşük doz değişimi bölgesi
- ii) düşük doz düşük doz değişimi bölgesi seçilmesi
- iii) filmin konulduğu yerin iyon odasından saçılma almaması için iyon odası ile arasında 1 cm mesafe olması şeklinde öneride bulunmaktadır.

Hesaplanan ve ölçülen doz ile film izodozlarının birbiri ile ne kadar uyum içinde olduğunu gösteren bir diğer yöntem ise γ (gamma) fonksiyonu ve Distance To Agreement (DTA) yöntemidir. [10-14] Literatürde gammanın hesaplanması ile ilgili farklı seçenekler söz konusudur. ICRU 42 raporu [13] DTA sınırlaması olarak 2mm ve yüzde doz farkı (%DD) olarak ta %2 sınırını tavsiye etmektedir. Ayrıca, Van Dyk [15], 4mm ve $\pm\%3$ sınırını, Winkler [16] ise 3mm ve $\pm\%5$ sınırını tavsiye etmektedir. Van Dyk sınırı biraz daha değiştirerek plan içindeki doz bileşenlerinin (piksel değerleri) %67 sinin gamma değeri olarak 1 veya daha düşük değerde olmasını tavsiye etmiştir. Konvansiyonel lineer hızlandırıcılarla yapılan IMRT de alanlar sınırlı sayıda olup bu alanların verifikasyonu tek tek standart açıda yapılmaktadır. Kaldı ki her bir alan ışınlama tekniğine göre çok küçük alt alanlara da bölünebilmektedir. Bundan dolayı nokta doz ölçümünde kullanılan iyon odalarının boyutları bu piksel büyüklükleri ile uyum içinde olmalıdır ki okunan dozlar hesaplanan dozlarla karşılaştırılabilsin. Helikal Tomoterapide ışınlama tekniği farklı bile olsa burada da en küçük volüm 1cmx1cm'lik beamlet olarak adlandırılan voksel'lerden oluşmaktadır.

Helikal Tomoterapi Hi-ART, kanser tedavisinde kullanılan son tekniklerden biri olan IMRT yapan bir radyoterapi cihazıdır. [2, 3, 17] Günümüzde IMRT, konvansiyonel lineer hızlandırıcıların MLC'leri ile yapılırken, helikal tomoterapide, ikili hareket edebilen (binary) kolimatörler tarafından kaynak hasta etrafında dönerken MLC lerin de sürekli olarak hareket etmesiyle oluşan farklı yoğunluklu alanlarla yapılmaktadır. Tomoterapide MLC ler pnömotik (basınçlı) sistemle hareket ettirilen ve sayısal mantığa göre çalışan bir kolimatör sistemidir. Bu ışınlama sırasında gantri sürekli olarak hasta etrafında dönmekte ve bu esnada MLC'ler hareket ederken hasta masası da gantri içine doğru hareket etmektedir. Konvansiyonel radyoterapi de ışınlama sırasında sabit olan doz hızı IMRT yapan lineer hızlandırıcılarda değişken olup helikal tomoterapide dakikada 850cGy olmaktadır. [17] Rotasyonel tedaviye olan ilgi artmaktadır; doz hızı tedavi sırasında değişken olup çok yüksek değerlere ulaştığından, bu ilgi beraberinde farklı hasta kalite kontrol çözümlerini de gündeme getirmektedir. [7, 8]

Radyoterapide amaç, tümöre verilmek istenen dozu homojen bir şekilde verirken etrafındaki hassas ve sağlıklı dokuyu kabul edilir en az yan etki ile korumaktır. Eğer bu ışınlamalar sırasında tümör çevresindeki hassas dokular toleransları üzerinde doz alırlarsa geri dönüşü imkânsız hasarlar meydana gelebilir. [16] Baş-boyun ışınlamalarında beyin, optik sinirler, optik chiasm, retina, lensler, parotis ve beyin sapı, prostat ışınlamalarında rektum, mesane ve femur başları, akciğer ışınlamalarında ise karşı akciğer, medulla spinalis ve kalp gibi organlar her zaman ışın alanına girebilmektedir. [19-24] IMRT yapma yeteneğine sahip lineer hızlandırıcılarda MLC' lerle alan şekillendirmesinin kolayca yapılabilmesi tümöre yüksek dozlar verilirken tümörle riskli organ arasında ani doz düşmeleri sağlayabilmektedir. [2, 17] Farklı tedavi planlama sistemleri farklı huzme modellemesi kullanan algoritmalara sahip olup bu algoritmalar yardımı ile verilen dozu gerçeğe en yakın olacak şekilde hesaplamaya çalışmaktadır. Tomoterapide doz hesaplama algoritması convolution /superposition (c/s) tabanlıdır. Atenüasyon düzeltilmesi için yoğunluk bilgisi sağladığından (c/s) doz hesaplama algoritması genellikle planlama bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerini kullanmaktadır. [25] Yapılan planın uygulamadan önce doğruluğunun teyit edilerek planlanan ve uygulanan doz dağılımlarının uyumlu olduğunun kontrol edilmesi için tomoterapi planlama sisteminin doz hesaplamasının doğrulanması gerekir. Çünkü bu teknikte, gantry rotasyonu, masa geçişi, ikili hareket edebilen MLC açılışı ve kapanışının birbiriyle uyumlu hareket etmesi gerekir. Elde edilen doz dağılımı, tedavi

masasının ışınlama sırasında gantry içine doğru hareketinin doğruluğuna karşı çok hassastır. Dinamik MLC lerin dizilişlerinin doz dağılımları üzerindeki etkileri tam olarak bilinmemektedir. Kalite kontrol işlemleri bu geometrik parametrelerin araştırılmasıyla gerçekleştirilir.

Bu alışma İtalyan Hastanesi radyoterapi ünitesinde bulunan Tomotherapy Hi-ART radyoterapi cihazında, cihaza ait olan TPS’de elde edilen prostat ve baş-boyun doz dağılımlarının tedavi öncesinde doğrulanmasında, farklı dozimetrik yöntemleri araştırmak ve kıyaslamak, doğruluk ve işlem kolaylığı açısından en uygun doğrulama yöntemini bulmak için yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B KRT)

Geçmişte alan şekillendirmesi radyoterapi cihazlarının primer kolimatörleri yardımıyla kare ve dikdörtgen şeklinde yapılırken daha sonra alan kenarlarında kurşun veya serobend bloklar kullanımı ile hedefi ışınlamaya yönelik ışınlama teknikleri başladı. Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte taşınması ve takılması hem ağır hem de risk içeren blokların kullanımının yerini cihazların gantrisine takılan bilgisayar kontrollü alan şekillendirici ikincil kolimatörler olan MLC'ler aldı. [2, 3]

3B KRT'de hastaların üç boyutlu anatomik görüntülerinin kullanılarak çizilen hedef volüme dozun blok veya MLC ler yardımı ile daha iyi sardırılmasını sağlayan bir ışınlama tekniğidir. [26]

Bu sayede;

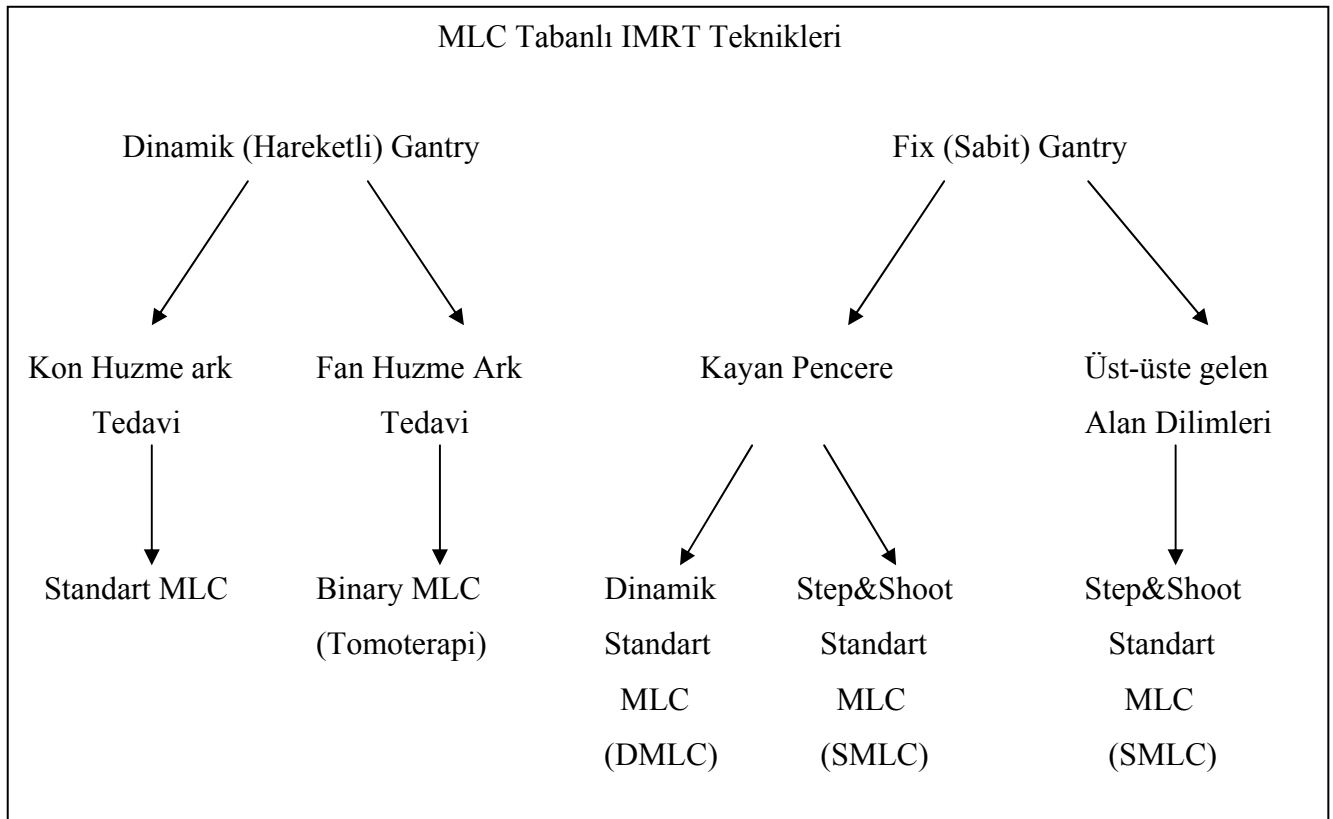
i) istenilen volüme tanımlanan doz büyük bir hassaslıkla verilir ve dolayısıyla daha iyi tümör kontrol olasılığı (TCP) sağlanırken,

ii) çevresindeki sağlıklı dokulara daha az doz verilir. 3B KRT sayesinde hedef etrafında ani doz düşmesi sağlanarak normal dokuda olabilecek hasar olasılığı da (NTCP) böylece en aza indirilmiş olur.[27]

2.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)

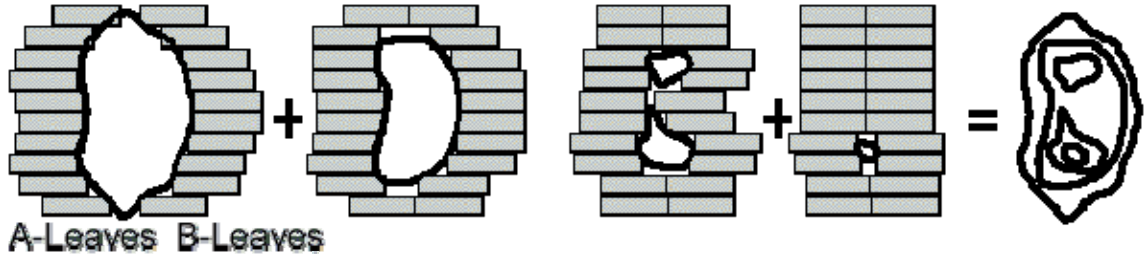
Son yıllarda görüntüleme ve radyasyon onkolojisinde devrim niteliğinde olan değişimler bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerden dolayı olmuştur. [28] 3B KRT de kullanılan huzmenin yoğunluğu sabit iken IMRT de kullanılan huzmenin yoğunluğu ışınlanan alan içinde tümör ve riskli organların durumuna göre daha iyi doz dağılımı elde etmek için değişim göstermektedir. Bu işlem için lineer hızlandırıcıların gantrisine takılan bilgisayar kontrollü MLC'ler ve Tedavi Planlama Sistemlerinin (TPS) algoritmaları kullanılmaktadır. Optimizasyon algoritmaları kullanıcının istediği kısıtlamaları kullanarak en uygun doz dağılımını bulmaya çalışır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi kolimatörlere takılan 50-120 arasında değişen tungsten MLC yaprakları yardımı ile yapılmaktadır. Bu yapraklar huzmeye paralel yönde kalın iken genişlikleri 5-10mm arasında değişmektedir. [29]

IMRT, konkav şekle sahip tümör tarafından sarılmış normal dokuları kolayca korumamızı sağlarken tümöre verilen dozu da arttırmamıza olanak sağlamaktadır. [3] Farklı yoğunluklara sahip IMRT alanlarını vermek için değişik metotlar vardır. Öncelikle IMRT yapacak cihazın MLC donanımına sahip olması gerekmektedir. Farklı üreticiler tarafından tasarlanan farklı lineer hızlandırıcılar bu alanları değişik tekniklerle vermektedir. [1, 2, 3, 30, 31, 32] Bu teknikler Step and shoot ve Dinamik IMRT teknikleri olup ilk teknikte istenilen yoğunluk haritası sabit açılarda farklı alan segmentleri ile verilirken ikinci teknik dinamik yapıya sahip olup ışınlama sırasında MLC ler hareket halindedir. Şekil 2-1’de Galvin ve ark [6] MLC tabanlı IMRT yapma tekniklerini şematik olarak göstermiştir.



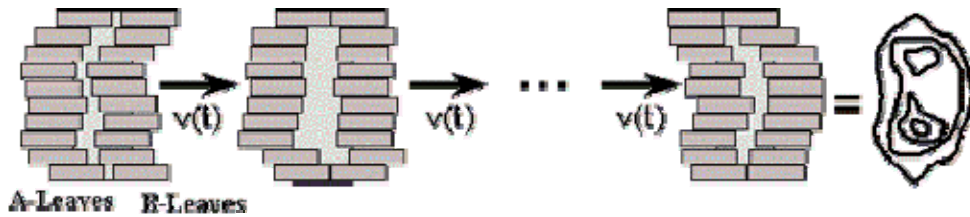
Şekil 2—1 Çok Yapraklı Kolimatör (MLC)-tabanlı yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) yapma teknikleri. DMLC= Dinamik çok yapraklı kolimatör. IMAT= Yoğunluk ayarlı ark tedavi. SMLC= Segmental (dilimli) çok yapraklı kolimatör

i) Step and Shoot Tekniği: Bu teknik ilk defa Bortfeld ve Boyer tarafından düşünüldüğü için Bortfeld-Boyer tekniği olarak da adlandırılmaktadır. Bu teknikte farklı yoğunluktaki alanlar konvansiyonel lineer hızlandırıcıların MLC'leri ile verilmektedir. Şekil. 2-2. Gantri ışınlanacak açılarda sabit dururken yapraklar birden çok üst üste gelen alanların ışınlanması sırasında açılıp kapanmaktadır. Yapraklar yer değiştirirken ışınlama kesilir. [2, 3, 31]



Şekil 2—2 Step and Shoot tekniği. Arka arkaya yaprak şekillenmesi sırasında ışınlama durmaktadır.

ii) Dinamik Teknik (Sliding Window): Kayan pencere (sliding window) tekniğinde farklı yoğunluktaki IMRT alanları yine MLC ler yardımı ile verilmektedir. Işınlama yapılırken MLC'ler hareket halindedir. Şekil.2-3. Bu nedenle dinamik IMRT, step and shoot IMRT tekniğine göre daha zordur. MLC lerin hareketi zamanın fonksiyonu olarak değişmektedir. Bu ise bu alanların dozimetrisini daha zor hale getirmektedir çünkü MLC ler hareketli iken ışın hala sürekli olarak verilmektedir. [2, 3, 32]



Şekil 2—3 Dinamik IMRT tekniği. Işınlama sırasında MLC' ler zamanın fonksiyonu olarak hareket etmektedir.

iii) Fiziksel Kompansatörler:

Bir diğer, belki de ilk, IMRT yapma tekniği fiziksel kompansatör kullanımıdır. Düşünce olarak bir alan boyunca değişik yoğunlukta modülasyon oluşturmak ışın yoluna yerleştirilecek fiziksel absorblayıcılarla mümkün olabilmektedir. Fiziksel kompansatör; kurşun, çinko, bizmut veya alüminyum gibi yoğun bir maddenin istenilen doz dağılımını verecek biçimde şekillendirilerek ışın yoluna konmasıyla elde edilen farklı yoğunluklu alanlarla yapılan bir ışınlama tekniğidir. Çözünürlük ve tedavi süresi açısından diğer IMRT tekniklerine üstünlüğü vardır. Kullanılan her alan için yapılması gerekir ve eğer tedavi sırasında planda değişiklik yapılırsa tekrar edilmesi gerekecektir. [33 ,34]

Yukarıda bahsedilen üç teknikte de IMRT işlem sırası birbirine benzemektedir:

- i) Ters Tedavi Planlaması (Inverse planning)
- ii) Yaprak pozisyonu veya izinin hesaplanması
- iii) Doz dağılımının onaylanması
- iv) Tedavi

Özellikle bilgisayar teknolojinin ilerlemesi ile hayatın birçok alanında olan gelişmeler radyasyon tedavisine de yansıdı ve yeni cihazlar farklı yöntemlerle radyasyon tedavisine farklı bakış açıları getirdi. 1980 lerde başlayan IMRT fikri konvansiyonel lineer hızlandırıcılarla 1990 sonlarına doğru uygulamaya geçerken kısa süre sonra insanlar daha farklı cihaz ve tekniklerle yeni IMRT yapma yollarını geliştirmeye başladılar. [35, 36]

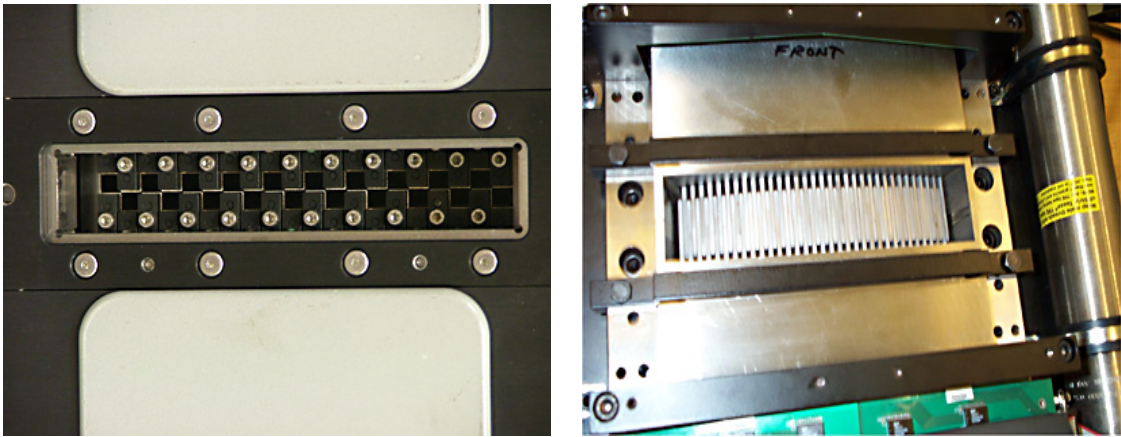
2.3. Serial Tomoterapi

Helikal tomoterapi henüz düşünce aşamasında iken eşzamanlı olarak serial tomoterapi Mark Carol [26, 35, 36] tarafından geliştirildi. Serial tomoterapide iki set binary kolimatör modüle edilmiş “ince” dönen huzme fikrini kullandı. Böylece iki kesit bir defada ışınlanabilirdi. Gantri dönerken masanın sürekli hareketi yerine serial tomoterapi bir defada iki kesit ışınlamaktadır. Işınlama birimi konvansiyonel lineer hızlandırıcı gantrisine eklenebilmektedir. Sistem Peacock olarak adlandırılırken binary kolimatörler MIMiC ve masanın ilerleme hassaslığı da Crane olarak adlandırılan bir dış hareket kafesi ile sağlanmaktadır. Şekil.2-4 Hasta set up'ının düzgünlüğü Talon adı

verilen girişimsel immobilizasyon sistemi kullanılarak sağlanır. Bu sistem hasta kafatasına vida ile sabitlenerek tedavi masası ve gantri sistemine bağlanır. Peacock 1994 yılında ilk kolimatörle IMRT yapan sistem oldu. Peacock binary kolimatörleri basınçla çalışmaktadır. İki ayarı olup bunlar nominal olarak 1cm ve 2cm'dir. Fakat gerçekte bunlar olması gerekenden biraz küçüktür. "Beak" olarak adlandırılan ve MIMiC kolimatör altına takılan başka bir cihaz kesit kalınlığını 4mm'ye düşürerek stereotaktik radyocerrahi uygulamalarına olanak sağlamaktadır. Yapraklar gantri rotasyon ekseninde 1cm çözünürlük verecek şekilde yapılmıştır. Peacock için kullanılan Corvus optimizasyon algoritması ticari olarak sunulan ilk IMRT algoritması olmuştur. [26, 35, 36]



Şekil 2—4 NOMOS Peacock serial tomoterapi sistemi



a)

b)

Şekil 2—5 a) NOMOS kolimatörü

b) Tomoterapi kolimatörü

Şekil.2-5a,b NOMOS ve Tomoterapi kolimatörlerini göstermektedir. Tablo. 2-1’de serial tomoterapi ve helikal tomoterapinin kolimatör özellikleri karşılaştırmıştır.

Tablo 2—1 Serial tomoterapi ve Helikal tomoterapi kolimatör özellikleri karşılaştırması

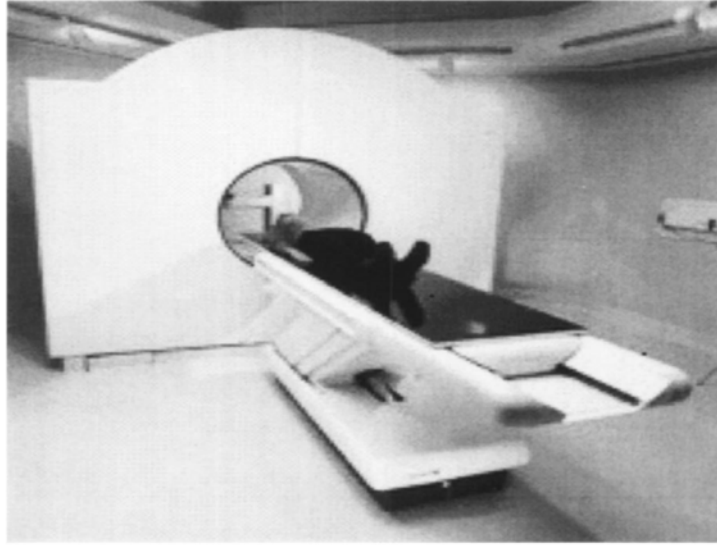
	MIMiC	TOMOTERAPİ
Yaprak/Kesit sayısı	20	64
Yaprak genişliği	~1cm	0,625cm
En büyük alan açıklığı	20cm	40cm
Kesit uzunluğu	~1 veya 2cm	0,5 den 5cm
Ark başına kesit sayısı	2	1
Masa indeksi hassaslığı	~0,5mm	0,25mm
Yaprak kalınlığı	6cm tungsten +1cm paslanmaz çelik	10cm tungsten
Primer kolimatör kalınlığı	Kullanılan lineer hızlandırıcının kolimatörü	22cm tungsten

2.4. Helikal Tomoterapi

2.4.1. Helikal Tomoterapinin Tarihçesi

Tomoterapi sözcük anlamı olarak “kesit tedavisi” anlamına gelmektedir. Deyim, yelpaze şeklindeki yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisini tanımlamak için kullanılmıştır. [17] Serial tomoterapi yelpaze şeklindeki huzmenin ışınlanması ve masanın hareket ettirilmesi mantığına dayanan hasta tedavisinde kullanılan yoğunluk ayarlı radyoterapinin ilk formudur. Şekil. 2-6’da gösterildiği gibi gantri ve masa hareketi seri bilgisayarlı tomografiye (CT) benzemektedir. Helikal tomoterapi sürekli gantri ve masa hareketlerine işaret etmektedir. Helikal tomoterapinin gantri ve masa hareketi helikal CT’ye benzemektedir. Serial tomoterapi, klinikte bulunan herhangi bir lineer hızlandırıcıya özel olarak tasarlanmış kolimatör (MIMiC) ve masa (Crane) parçalarının takılması sonucu cihaz özel bir kolimatör yapısı ve masa hareketine sahip olmaktadır.

Helikal Tomoterapi ise kendine özgü tasarımı olan ve bilgisayarlı tomografi mantığı ile çalışan bir yapıya sahiptir. [36]



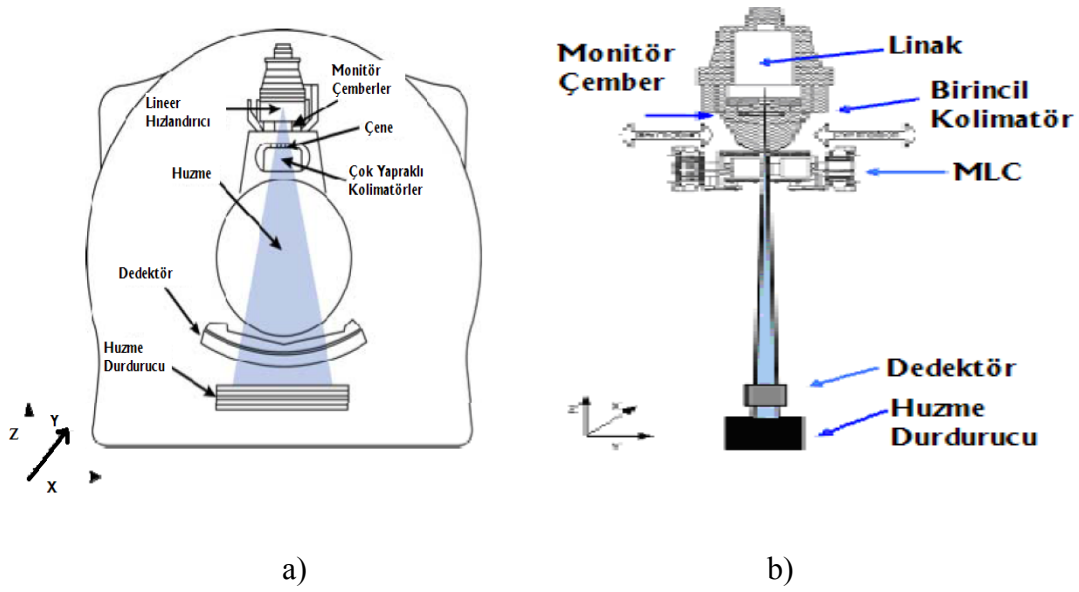
Şekil 2—6 Wisconsin Üniversitesi'nde kurulan ilk Tomoterapi cihazı

Tomoterapide IMRT planlamasında izlenen işlem sırası aşağıdaki gibidir:

- i) Ters tedavi planlaması
- ii) Beamlet hesabı ve optimizasyon
- iii) Fraksiyonasyon ve plan onayı
- iv) IGRT (Registration)
- v) Tedavi

2.4.2. Helikal Tomoterapinin Genel Özellikleri

Tomoterapi sözlük anlamı olarak kesit tedavisi anlamına gelmekte olup tomografi sözcüğünden türetilmiştir. Ana fikir bir lineer hızlandırıcı veya radyasyon yayan bir kaynağın BT ye benzer bir halka gantriye yerleştirilerek tedavi ışını MLC sistemi ile modüle ederek longitudinal ekseninde hasta gantri içine doğru hareket ederken hastaya vermektedir. Sistem aynı zamanda tedavi verifikasyonu için tomografik görüntü alarak en uygun tedavi planı için bunu üç boyutlu görüntü haline getirmektedir.



Şekil 2—7 a) Tomoterapi gantri tasarımı b) radyasyon kaynağı, MVCT X-ışını kaynağı, dedektör sistemi ve kolimatör yapısı

Tomoterapi düşüncesi IMRT ortaya çıkmadan önce 1980 lerde ortaya atıldı. Öncelikle Brahme'nin 1988'de ortaya attığı non-uniform optimize radyasyon huzmesi fikriyle çıktı.

Aşağıdaki başlıklar altında düşünceler geliştirilerek bugünkü Tomoterapinin ilk adımları atılmış oldu;

1) İnce (slit) huzme oluşturmak için konvansiyonel lineer hızlandırıcı kolimatör çeneleri hareket ettirilebilir olduğundan non-uniform alan oluşturmak için kullanılabilir.

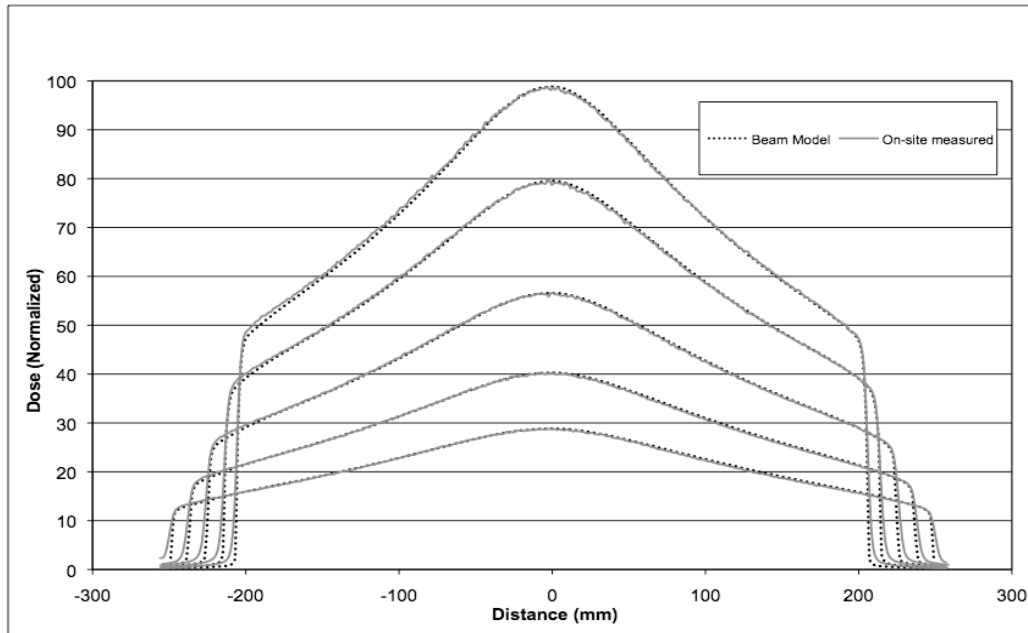
2) Eşit yoğunluktaki kontur çizgilerini tanımlayan çoklu şekillendirilebilir alanlara ihtiyaç vardır

3) Paralel, hızlı hareket eden kolimatör yaprakları kullanarak modüle edilebilecek küçük alanlar gereklidir.

Tomoterapi helikal şekilde ışınlama yapan bir eksternal radyoterapi cihazıdır. Cihaz Şekil 2-7a,b de görüldüğü gibi gantri kayan bir halka üzerine yerleştirilmiştir. Cihaz standart konvansiyonel lineer hızlandırıcıların aksine 100cm yerine 85cm kaynak cilt mesafesine (SSD) sahiptir. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olan ve alan boyunca homojen bir doz dağılımı elde edilmesine olanak sağlayan düzleştirici filtre bulunmamaktadır. Bu ise cihaz sadece IMRT yapmak için tasarlandığından bir

avantaj olarak kabul edilmektedir. Şekil 2-8 helikal tomoterapide transvers ekseninde değişik derinlikler için düzleştirici filtresiz doz profilini göstermektedir. IMRT yaparken düzleştirici filtreye ihtiyaç olmamasını T. R. Mackie [17, 36] açıklamıştır. Konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi helikal tomoterapi klinikte kullanılmaya başlamadan önce bir dizi testten geçirilmek zorundadır. Bu zorunluluğun temel nedeni IMRT yapılırken alanlar 1cmx1cm lik beamletlerden oluşmaktadır. Bu küçük volümlere çok yüksek dozlar verildiğinden cihazda bu beamlet boyutundaki bir hata out put'da büyük değişikliklere neden olabilir. [1] IMRT yapılacak cihaz klinik kullanıma başlamadan önce bu testlerden geçmelidir. Bu testler cihazın kabul testleri olarak tanımlanmakta olup daha sonrada periyodik olarak tekrar edilmesi gereken testlerdir. [37 - 42]

Her yöntemin diğerine göre avantaj ve dezavantajları olsa da tüm yöntemlerde amaç normal doku toleransından faydalanarak verilen dozu çoklu alanlar yardımı ile vererek targetteki toplam dozda daha yüksek değerlere çıkmaktır. Bu işlem yapılırken bilgisayar teknolojisinden faydalanılarak tümöre verilen doz hassas organ olmayan noktalardan yüksek dozlar verilerek sağlanmaya çalışılmaktadır. Bu nedenle yukarıda sıralanan yöntemlerden hangisi ile yapılırsa yapılsın verilen dozun uygulanabilirliği özel yapılmış fantomlarda değişik yöntemlerle test edilmek zorundadır.



Şekil 2—8 2.5cmx40cm’de transverse ekseninde su fantomunda SSD=85cm’de 15, 50, 100, 150, 200mm’lerde alınan profillerin referans profillerle karşılaştırılması

2.4.3. Teknik Özellikler

Helikal Tomoterapi de ışın kaynağı olarak 6MV lineer hızlandırıcı halka şeklindeki gantri üzerine yerleştirilmiştir. Gantry’de ayrıca magnetron, IGRT için kullanılan xenon dedektörler, beam stopper, ve tüm elektronik elemanlar bu halka üzerinde ışınlama esnasında lineer hızlandırıcı ile birlikte hareket etmektedir. Cihaz sadece IMRT yapmak için üretildiğinden ve sonuç itibarı ile avantajlı olduğundan huzme düzleştirici filtre kullanılmamıştır. Hasta set-up’ı için gantriden 70cm dışarda bir noktada sanal izosantr kullanılmaktadır. Şekil 2–9. Cihazda üç farklı kolimatör boyutu mevcuttur. Bunlar sırasıyla 1.0, 2.5, ve 5.0cm iken transverse eksende alan boyutu 40cm’dir. 1.0, 2.5, ve 5.0cm bir plan için seçilen sabit alan boyutları iken alan şekillendirmesinde kullanılan MLC 64 adet olup tungstendir. Bu yapraklar pnömatis olarak sürülmektedir. MLC’lerin izosantrdaki kalınlıkları 0,625cm ve yükseklikleri ise 10cm dir. [36 - 42]

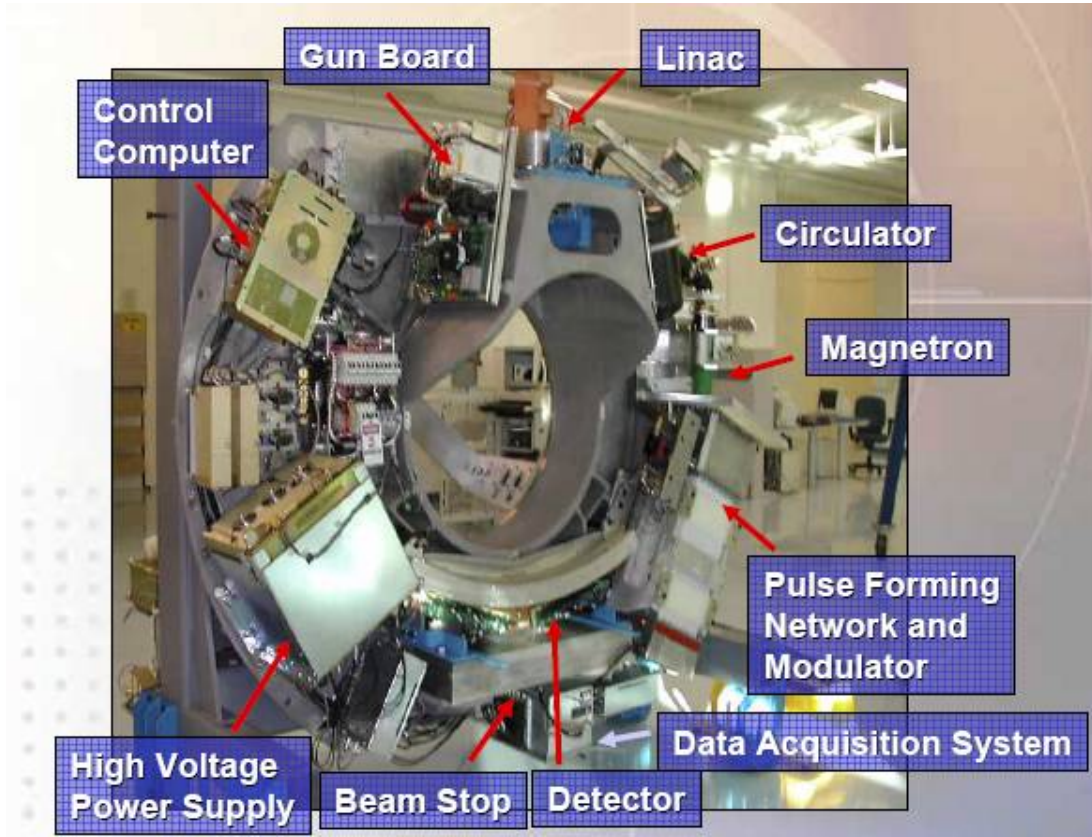
2.4.4. Tomoterapi Çalışma Prensibi

Tomoterapi IMRT yapmak için tasarlanmıştır. Konvansiyonel (geleneksel) radyasyon teknikleri sabit alanların şekillendirilmesiyle yapılan ışınlamalar tomoterapi ile ışınlanamaz. Cihazdan çıkan doz hızını değiştirmenin birkaç yolu vardır:

- i) lineer hızlandırıcının out put u değiştirilebilir
- ii) jaw (çene) açıklığı değiştirilebilir
- iii) gantri hızı ayarlanabilir
- iv) masa hızı değiştirilebilir
- v) yaprakların durumu değiştirilebilir.

Yapısı nedeniyle gantri hızını dinamik olarak değiştirmek pratik değildir. Şu anda kontrol yazılımı lineer hızlandırıcının output unu, masa hızını, çene pozisyonunu ve herbir yaprağın açık kapalı durumunu birkaç milisaniye aralıklarla tanımlayacak şekilde geliştirilmiştir. Sadece MLC’ler gerçek zamanlı modülasyon yapmak için kullanılmaktadır. Cihaz bir gantry dönüşünde 51 noktada ışınlama yapmaktadır. Bu noktalardan her biri projeksiyon olarak adlandırılmaktadır. Her bir projeksiyonda MLC’lerin pozisyonları değişmektedir. Bu ise her 7,06 derecede bir modülasyon olmaktadır. MLC’ler bu süre zarfında ya tam açık ya da kapalıdır. Cihazda ışık alan bulunmamaktadır. Bunun yerine gantriden 70cm dışarıda bir nokta sanal izosantr olarak

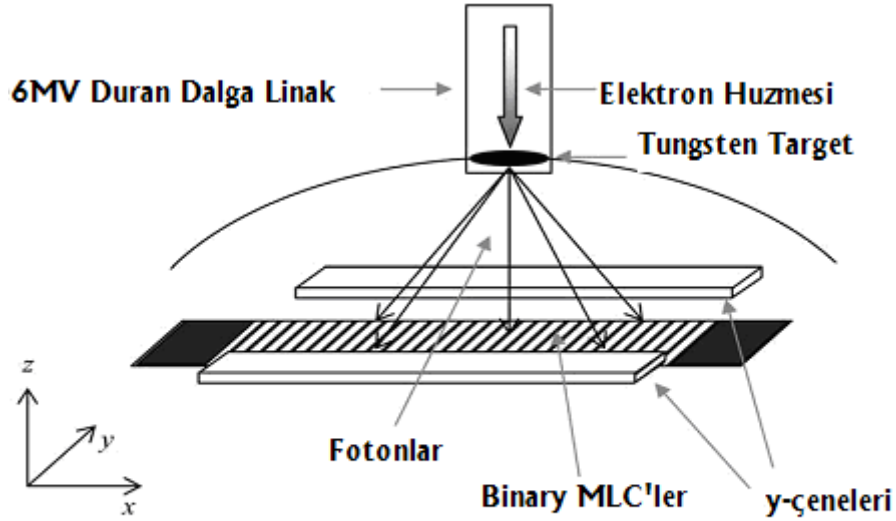
Şekil 2-10, Helikal Tomoterapi'nin teknik bileşenlerini göstermektedir.



Şekil 2—10 Helikal Tomoterapi'nin teknik bileşenleri. IMRT yapan tüm bileşenleri kayan bir halka üzerine yerleştirilmiş eksternal radyoterapi cihazıdır

2.4.5. Yoğunluk Ayarlı Fan Huzme Aktarımı

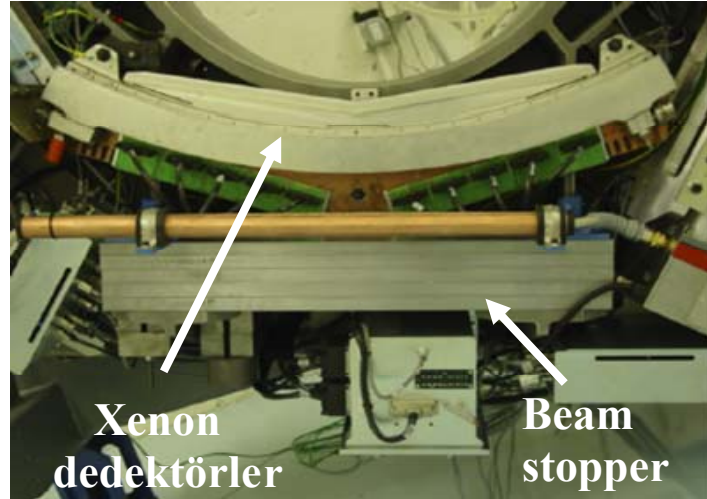
Helikal tomoterapi cihazında yelpaze şeklindeki huzmeyi primer kolimatör içine yerleştirilmiş bağımsız çene çifti şekillendirmektedir. Bu yapı bütünlüğü sağlarken korumayı da en yüksek dereceye çıkartmaktadır. Primer kolimatörler ve çeneler %95 tungsten içeren bir alaşımdan yapılmıştır. İleri yönde bu kolimatörlerin kalınlığı 22cm civarındadır. Bu ise yüksek monitör unitlerde IMRT için sızıntıyı azaltacaktır. Çeneler longitudinal ekseninde 5cm genişliğinde bir yelpaze huzme oluşturacak şekilde tamamen açık veya kapalı olacak şekilde hareket edebilir. Tipik tedavi huzmesi alan açıklığı 1cm den 5 cm e kadar değişebilir. BT taraması için çene açıklığı 5cm dir ve MLC'ler açık pozisyonundadır. [36, 37] Şekil 2-11 Helikal tomoterapide kaynak, target, çene ve MLC düzenini göstermektedir.



Şekil 2—11 Helikal tomoterapi kaynak, target, çene, ve MLC'ler

2.4.6. Görüntü Destekli Radyoterapi (IGRT)

Radyoterapide ışının doğru volüme verilmesi radyoterapinin birincil hedefidir. Işınlanan yerin doğruluğunun tespiti ilk başlarda radyografik filmlerle portal görüntülemeyle yapılırken daha sonra elektronik portal görüntüleme şeklinde digital görüntülerle yapılmaya başlandı. İlerleyen bilgisayar teknolojisi yardımıyla konvansiyonel lineer hızlandırıcılara eklenen x ışınları tüpü ile Kilo Voltage Bilgisayarlı Tomografi (kVBT) veya tedavide kullanılan tedavi huzmesinin enerjisi düşürülerek Mega Voltaj Bilgisayarlı Tomografi (MVBT) alınarak yapılmaktadır. Helikal tomoterapide ise tedavide kullanılan 6MV tedavi edici huzme otomatik olarak 3MV a ayarlanmaktadır. Lineer hızlandırıcının karşısına yerleştirilmiş olan 541 adet xenon dedektör her tedavi öncesi görüntü alınmasına olanak sağlamaktadır. Alınan görüntüler transvers, sagittal ve koronalda ekrana gelmekte ve kullanıcıya anında planlama CT si ile günlük tedavi öncesi alınan MVCT görüntülerini karşılaştırıp eşleme yapma şansını vermektedir. Böylece set up hataları en aza indirilip radyoterapinin temel amacı olan hergün aynı volümün ışınlanması sağlanmaktadır. [17, 36 - 42] Şekil 2-12 helikal tomoterapide MVCT için kullanılan dedektör sistemini göstermekte olup beam stopper zırhlama açısından kazanç sağlamamıza olanak tanımaktadır.



Şekil 2—12 Helikal Tomoterapi de görüntü destekli radyoterapi de kullanılan xenon dedektör sistemi 6MV X ışını kaynağı karşısında olup kaynakla eşzamanlı olarak dönmektedir. Ayrıca altta görülen 10cm kalınlıktaki “beam stopper” zırhlanma açısından kazanç sağlamaktadır.

2.4.7. Helikal Tomoterapi Kolimatör Sistemi

Primer kolimatörler ve çeneler %95 tungsten içeren bir alaşımdan yapılmıştır. İleri yönde bu kolimatörlerin kalınlığı 22cm civarındadır. Bu ise yüksek monitör unitlerde IMRT için sızıntıyı azaltacaktır. Şekil 2-13 Çeneler longitudinal ekseninde 5cm genişliğinde bir yelpaze huzme oluşturacak şekilde tamamen kapalı veya açık olacak şekilde hareket edebilir. Tipik tedavi huzmesi alan açıklığı 1cm den 5 cm e kadar değişebilir. [17, 36 - 42]



Şekil 2—13 Helikal tomoterapi kolimatör sistemi. Çeneler inferior-superior yönde hareket yeteneğine sahiptir. Alan açıklığı 1,0cm, 2,5cm ve 5,0cm olarak seçilebilir.

2.4.8. Binary MultiLeaf Kolimatör (MLC) Sistemi

Tomoterapi sistemi 64 binary (ikili) yaprağı olan MLC kullanmaktadır ve MLC lere şekil veren güç ise sıkıştırılmış havadan alınmaktadır. Birbirine geçen tasarım 32 çift numaralı yapraklar gücü kenardaki bir piston bloktan alırken tek numaralı yapraklar ise birebir aynı olan ve diğer tarafa yerleştirilmiş bir piston bloktan almaktadır. Valfler piston bloklara hava çiftleşimi ile bağlanmıştır ve piston bloklar içinde şekillendirilmiş kanallarla hareket sağlanmaktadır. Bu tasarım valfler ve piston arasındaki hava hacmini en aza indirerek yaprakların açık-kapalı arasındaki gecikme zamanını en kısa süreye indirmektedir. 70psi da yapraklar alan genişliğini 20ms de geçmektedir. Cevap için geçen süre, valfin açılması ve piston arkasında yeterli havanın oluşması için geçen sürede 25ms olup, toplam yaprak gecikmesi 50ms dir. Dönme (rotasyon) ekseninde yaprak kalınlığı 0,625cm'dir ve yaprak yüksekliği ise 10cm %95 tungsten olup %0,5 den az sızıntı vardır. Bu IMRT için kullanılan cihazlardaki en düşük MLC sızıntısı veren sistemdir. Kolimatörlerin modülasyonu yaprak açılım zamanını değiştirerek elde edilmektedir. Her bir yaprak bağımsız bir şekilde kontrol edilmektedir. Bir projeksiyonun başında ve sonunda bütün yapraklar kapalıdır. Bir tam dönüş 51 projeksiyona bölünmüştür. [17, 36 - 42]

2.4.9. Alan Düzleştirici Filtresiz Huzme Karakteristikleri

Cihaz IMRT için tasarlanmış ise düzleştirici filtreye gerek yoktur. Bunun yerine tomoterapi monitor çemberleri çenelerden korumak ve çok düşük foton enerjilerini ortadan kaldırmak için düzgün kalınlıkta filtreler kullanmaktadır. Düzleştirici filtre olmaması birçok avantajı da beraberinde getirmektedir. Enerji akı değişikliği alanın merkezinde uzaklığın fonksiyonu olarak neredeyse lineer azalmaktadır. Cihaz ekseninden geçen bir düzlemde bu azalma oranı cm başına %2,5-%3,0 arasındadır. Bundan dolayı alan kenarında (merkezden 20cm mesafede) out put merkezi huzmenin %40-%50 arasındadır. Yapraktan yaprağa yoğunluk düşmesi %2,0 civarındadır. Fakat bu küçük düşme dozimetrik olarak düşünülecek bir durum yaratmamaktadır. Düzleştirici filtrenin olmamasının en büyük avantajı huzme kalitesindeki kazanımdır. İnce filtre seti düzleştirici filtre kullanan konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda oldukça az kafa saçılması oluşturmaktadır. Bu aynı zamanda huzmenin görüntü karakteristiğini de arttırmaktadır. Alan merkezindeki enerji spektrumu alan kenarından pek farklı değildir. Bunun anlamı huzmeyi model tabanlı doz hesaplama sistemleri ile karakterize

etmek daha kolay olacaktır. Yukarıdakiler kadar önemli olmasa da bir diğer husus huzme outputu düzleştirici filtre konularak boşa harcanmamaktadır. Küçük alanlar filtre olmamasından dolayı yüksek output avantajına sahip olacaktır. [36, 37]

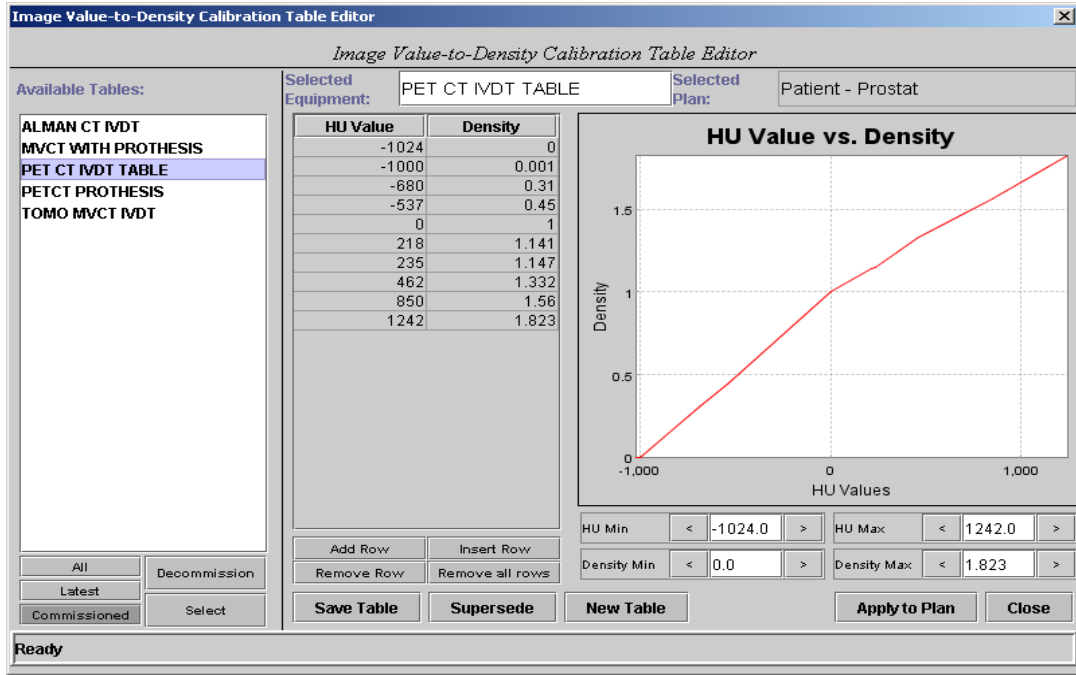
2.4.10. Helikal Pitch

Pitch (veya pitch oranı) tomoterapi de önemli bir kavramdır. Pitch: gantri rotasyonu başına masanın hareket mesafesidir. Helikal BT tarayıcıda pitch genellikle 1' e eşit veya 1 den büyüktür. Bunun anlamı masa hareketi kesit kalınlığına ya eşit veya büyüktür. Bunun tersi olarak helikal tomoterapide pitch genellikle $\frac{1}{2}$ 'den küçük olacak şekilde ayarlanır. Tipik değerler tek helikal tur için 0,20 ile 0,50 arasında değişmektedir. Bunun anlamı huzme herbir voksel'i birçok açıdan ışınlıyor demektir. $\frac{1}{2}$ den düşük bir pitch ile vokseller birden fazla rotasyonda ışınlıyor demektir. Bu ise jaw genişliğinin vereceği rezolüsyondan longitudinal yönde daha verimli daha iyi bir rezolüsyon verecektir. Bu ise daha dar olan boyutların kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bu şekilde longitudinal yönde target büyüklüğü çene genişliğinde kayda değer şekilde büyük olmayı gerektirmesine rağmen bu şekilde ışınlama daha efektif olmaktadır. [36, 43]

2.4.11. İnhomojenite Düzeltmesi için Yoğunluk Tablosu

Helikal Tomoterapi cihazı doz hesaplamasında convolution superposition (c/s) hesaplama algoritmasını kullanmaktadır. c/s algoritması bu tanımlanan yoğunluk tablolarına göre otomatik olarak herbir yapıyı tanıyacak ve otomatik olarak yoğunluk tanımlaması yapacak ve hesaplamada bu değerleri hesaba katacaktır. Bu iş için tomoterapi Hi ART tedavi planlama sistemini kullanılmaya başlamadan önce TPS'ye planlama için görüntü aktarılacak olan başka bir deyişle planlama görüntüsünün alınacağı CT cihazlarının farklı yoğunluklara denk gelen Hounsfield Unit (HU) lerinin tanımlanması gerekmektedir. Bu BT cihazlarında tomoterapi hasta ve cihaz kalite kontrolünde kullanılan cheese fantom kullanıldı. Farklı yoğunluklara sahip olan tıplar cheese fantom üzerindeki farklı yuvalara yerleştirilerek BT cihazında diagnostik görüntüsü alındıktan sonra BT cihazının özellikleri kullanılarak herbir tıpada farklı yoğunluklara denk gelen HU lar bu yoğunluklara karşı bir tablo haline getirilerek Tomoterapi Hİ ART TPS inde tanımlandı. [36] Helikal tomoterapide MVCT'de hasta planlamasında kullanılabileceğinden cihazın MVCT'sine ait yoğunluk tablosunun

oluşturulup sisteme girilmesi gerekmektedir. Şekil 2-14 Helikal tomoterapide oluşturulmuş bir yoğunluk tablosunu göstermektedir.



Şekil 2—14 Hastanemizde hasta planlamasında kullanılan tüm görüntüleme cihazlarının görüntü değeri yoğunluk tabloları oluşturularak tomoterapi cihazına yüklenmiştir.

2.4.12. Inverse (Ters) Tedavi Planlama ve Fiziksel Optimizasyon Kriteri

Fiziksel optimizasyon kriteri ile söylenmek istenen radyoterapi doz dağılımının klinik olarak uygunluğunun sağlanmasıdır. Ayrıca bunun doz volüm gibi tanımlanan ve ölçülebilen fiziksel büyüklükleri içermesidir.

Inverse (Ters) tedavi planlaması istenen target ve hassas yapı dozlarını başlangıç noktası olarak almaktadır. Yoğunluk ayarlı huzme ışınlaması “kabuledilebilirlik” yaklaşımı veya bu istenen limit dozlarının tam olarak sağlanmasına dayanmaktadır. En azından tek nokta dozu kısıtlaması, fakat daha ziyade doz volüm limitlerinin çoklu nokta tanımlaması şeklinde olmaktadır. Objektif fonksiyonu veya “importance” değerleri optimizasyonda belirleyici rol oynamaktadır. Bu aşamada inverse planlamaları beamlet ve aperture tabanlı olmak üzere iki kısma ayırabiliriz. Tanım gereği tomoterapi planlama sistemi beamlet tabanlı inverse planlama grubuna girmektedir. Burada ışınlanacak alan $1 \times 1 \text{ cm}^2$ lik küçük beamletlere ayrılmıştır. Optimizasyona geçilmeden önce sistem bu beamletleri hesaplar. Tedavi alanına giren tüm beamletlerin

hesaplanması hepsinin kullanılacağı anlamına gelmez. Bunlardan optimizasyon kısıtlamalarını sağlayanlar sistem tarafından kullanılarak en iyi doz dağılımı elde edilmeye çalışılacaktır. [44]

2.4.13. Tanımlanan Dozdan Sapma

Önemli bir kriter target volümde tanımlanan doza mümkün olduğu kadar ulaşılmasıdır. Fakat bu tümörün yeri, şekli ve çevresindeki risk altındaki organlara göre olan konumundan dolayı her zaman istendiği kadar kolay olmamaktadır. Her bir volüm elementi (voksel) tarafından tanımlanan dozdan olan kuadratik sapmanın toplamı sıklıkla en aza indirilmeye çalışılan optimizasyon amacı olarak kullanılmaktadır. Target volümün az doz alması fazla doz almasından daha kritik olduğu için, farklı ağırlık faktörleri (bunlar “penalty” veya “importance” faktörleri olarak da adlandırılıyor.) düşük veya yüksek doz için kullanılabilir. O zaman target için objektif fonksiyonu:

$$F_T(\vec{b}) = \sum_{i=1}^{N_T} \left(u \left[D_{\min} - d_i(\vec{b}) \right]_+^2 + w \left[d_i(\vec{b}) - D_{\max} \right]_+^2 \right) \quad (2-1)$$

olarak yazılabilir. Burada, u ve w sırasıyla düşük ve yüksek doz ağırlık faktörleridir. $d_i(\vec{b})$; huzme elementi (bixel) yoğunluğu $\vec{b}$ ’nin fonksiyonu olan i.voxeldeki doz dur. $D_{\min}$ ve $D_{\max}$ ideal olarak aşılmaması gereken tanımlanan minimum ve maksimum dozlardır. Burada dikkat edilmesi gereken $D_{\min}$ ve $D_{\max}$ gerçek doz dağılımı olan $d_i(\vec{b})$ ’in en az (min) ve en fazla (max) dozları değildir. Kullanıcılar sıklıkla $D_{\min} = D_{\max}$ olarak seçmektedirler. Bu kuadratik yaklaşım target içindeki çok düşük dozlara yeteri kadar “penalty” vermediği için eleştirilebilir. Bir noktadaki doz sıfır bile olsa F_T hala kabul edilebilir bir durumda olabilir. Çünkü voxel hala tanımlanan dozu alıyordu. Bölgele karşı tüm voxeller bu kriterden dolayı bazı bölgelerde kabul edilemez dozlar görülebilir. Fakat bu durum diğer voxeller tarafından tolere edilir. [44]

2.4.14. Target Dozu Homojenitesi

Genel kanı IMRT’de target doz homojenitesinin konformal radyoterapidekinden daha kötü olduğudur. Gerçekte ise karmaşık durumlarda, targette daha homojen doz dağılımı IMRT kullanımı ile mümkündür. IMRT söz konusu olduğunda homojen bir doz dağılımı inhomojen huzme yoğunluk dağılımıyla elde edilebilir. Bununla birlikte genel kabul olarak IMRT doz dağılımı konvansiyonel doz dağılımlarından daha az homojendir. Doz homojenitesini sağlamanın bir yolu target dozu için min ve maks doz

kısıtlamalarını sıkı tutmaktır. [44] Örneğin ICRU (1993) [45] tarafından tarif edildiği gibi target dozu kısıtlaması tanımlanan dozun -5% ve $+7\%$ si arasında olmasıdır. Maksimum doz sınırları riskli organlar açısından da anlam taşımaktadır. Spinal kord, özafagus veya ince barsak gibi seri organlarda komplikasyon maksimum dozla orantılı iken (örneğin spinal kord için 45Gy) akciğer, böbrek, meme gibi organlarda ise organın belirli bir volümünün aldığı doz ön plana çıkmaktadır. O zaman bu paralel organlar için doz volüm kavramı daha önemli olacaktır. [44]

2.5. IMRT Doz Verifikasyonunu

IMRT plan verifikasyonunda birden çok materyal ve yöntem kullanılabilir. Değişik türleri olan film dozimetri uzun yıllardan beri sadece plan verifikasyonunda değil cihaz kalite kontrolünde de kullanılmaktadır. Termoluminesans dozimetri bir diğer doz ölçüm yöntemi olup sonuç alınması birçok ara işlem gerektiren zaman alıcı bir yöntemdir. Jel dozimetri pahalı olması ve karmaşık işlem gerektirmesinden dolayı pratikte fazla kullanım bulmamaktadır. İyon odası ile nokta doz ölçümü tek başına veya film dozimetri ile aynı anda yapılmaktadır. Tüm bunlara ek olarak değişik firmalar tarafından üretilen iki boyutlu elektronik array sistemleri IMRT plan verifikasyonunda anlık sonuç vermesi bakımında son zamanlarda yukardaki yöntemlere alternatif olma şansına sahiptir. [7, 46]

2.5.1. Nokta Dozu Ölçümü

Tomoterapide output ve plan verifikasyonunda nokta dozu ölçümünde IAEA 398 [47] veya AAPM TG-51 [48] protokollerinden biri kullanılabilir. Her iki protokol huzme kalitesini tanımlama yönünden birbirinden farklıdır. [49] Bununla birlikte tomoterapide düzleştirici filtre olmadığı ve standart 10cmx10cm alan oluşturulmadığı için diğer lineer hızlandırıcılardan farklıdır. [50] Her iki protokolde de absorbe doz formalizmi:

$$D_{w,Q} = M_Q \bullet N_{D,w,Q_0} \bullet k_{Q,Q_0} \quad (2-2)$$

şeklindedir. Burada M_Q düzeltilmiş elektrometre okumaları, N_{D,w,Q_0} suda soğurulan protokole göre kalibrasyon faktörü ve k_{Q,Q_0} ise kullanılan ışının referans olarak kullanılan kobalt-60 kaynağına göre farkını düzelten ve kullanılan ışının kalite indeksine bağlı bir faktördür. Alfonso ve ark. [51] standart olmayan eksternal radyoterapi cihazları için farklı bir formalizm oluşturmuşlardır.

2.5.2. Film Dozimetrisi

Radyasyonun filmleri karartma özelliğine sahip olup bu karartmanın miktarı dozimetrik olarak çeşitli yöntemlerle belirlenebilir. Bu özellikleri nedeniyle filmler radyoterapide uzun yıllardır tedavi alanlarının doğrulanmasında, izodoz eğrilerinin çiziminde, radyoterapi cihazlarının dozimetrik kontrollerinde ve personel monitoring sistemlerinde kullanımına olanak sağlamıştır.

2.5.3. Gafkromik Film

İyon odası, yarı iletkenler, Termolüminesans Dedektörler (TLD) radyografik filmler gibi konvansiyonel yöntemlerle radyasyon dozimetrisinde izodoz eğrilerinin ve derin dozların yüksek doz bölgesindeki ölçümlerinde sayısız sorun yaşanmaktadır. İyonizasyon odaları ve yarıiletkenler tedavi planı ihtiyaçlarına göre yeterli (uzaysal) çözünürlük sağlayamamaktadır. Çok küçük hacimli TLDler bile bir veya iki boyutlu doz dağılımı gerektiğinde zaman alıcı ve zahmetli bir işlem gerektirir. Dozimetrik veri arşiv amaçlı olarak TLD okuma sisteminde saklanamamaktadır. Gümüş-Bromür filmler kullanılarak iyonizan foton huzmelerini değerlendirmek oldukça zordur. Çünkü, birçok radyasyon ölçme sistemine karşı oldukça yüksek (uzaysal) çözünürlük avantajına sahip olsa bile 10–200 keV bölgesinde foton enerjilerine karşı aşırı bir hassaslık vardır.

Radyografik filmlerin enerji absorpsiyonu ve transferi biyolojik dokularla uyuşmamaktadır. Radyografik filmlerin diğer dezavantajları, oda ışığına karşı hassas olmaları ve yaş banyo gereksinimleridir.

Tüm bu zorluklar radyasyon dozimetrisinde yüksek çözünürlüğe sahip, özel işlem gerektirmeyen, absorbe dozu kalıcı olarak kabul edilebilir bir hassaslıkla veren, kullanımı ve analiz edilmesi kolay bir radyasyon dozimetrisi araştırılmasına neden olmuştur.

Bu özelliklerden bazılarını radyokromik dozimetreler ile ulaşılmıştır. Bu dozimetrelerin çok yüksek çözünürlük ve oldukça düşük spektral hassaslık değişimi vardır. Görünür ışığa hassas olmadığı için oda ışığında hazırlama ve kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Radyokromik dozimetreler doğrudan renk değiştirmekte ve kimyasal bir işlem gerektirmemektedir. Renk değişikliği (renksizden maviye, veya yeşile geçiş) radyasyona maruz kalındığını göstermektedir. Görüntü değişimi boya formunda veya polimerizasyon şeklinde olmaktadır. Bu şekilde enerji, enerjetik bir foton veya

parçacıktan leuko-dye kısmın alıcıları veya renksiz fotomonomer moleküller geçerek kimyasal değişim yolu ile renk değişimini başlatır.

İlk radyokromik çalışma Niepce tarafından 1826'da yapılmıştır. Bitümen temelli, doygunluğa ulaşmamış polimerik hidrokarbon kullanılmıştır. Şu anda medikal uygulamalarda polydiacetylen tabanlı radyokromik film kullanılmaktadır.

Radyokromik film ilk kez 1988'de tanımlandı ve yaygın olarak Gafkromik film tipi kullanıldı. Gafkromik film bir polyester base tabakası üzerine kaplanmış 7µm kalınlığındaki radyokromik bir tabakadan oluşur. Radyokromik reaksiyon bir katı-hal polimerizasyon işlemidir. Radyokromik filmler ışınlanmadan önce renksiz olup esnek bir polyester base tabakası üzerine ince film şeklinde kaplanmış monomer şeklindeki aktif mikrokristalleri içerirler. Filmin iyonize radyasyonla ışınlanmasıyla birlikte bu monomer kristaller polimerleşmeye başlayıp filmin mavi renk almasına yol açarlar. Yani ışınlamayla birlikte katı-hal polimerleşme reaksiyonu başlar.

Radyokromik filmler, ışığa duyarlı olmayan, ışınlamadan önce yarı saydam, karanlık oda, banyo cihazı kullanımına ihtiyaç duymayan, su, kan gibi sıvı ortamlardan etkilenmeyen, densitometre, tarayıcı ya da spektrofotometre ile ölçülebilen, doz hızı ve doz fraksiyonasyonundan bağımsız olan, istenilen boyutta, herhangi bir şekilde kesilerek kullanılabilen ve doku eşdeğeri filmlerdir. [46]

2.5.4. IMRT Planlarının Dozimetrik Olarak Doğrulanması

3D KRT'nin aksine IMRT'de tümöre çok yakın veya iç içe geçmiş olan volümler ışınlanmaktadır. Işınlama sırasında huzmenin yoğunluğunun değişmesi, gantry, masa, ve MLC gibi değişik birden çok bileşenin hareket halinde olması IMRT yapılan planların ışınlanmadan önce dozimetrik olarak kontrol edilmesi zorunluluğunu beraberinde getirmektedir. Tomoterapi gibi dinamik olarak çalışan ve ışınlama anında birden çok bileşeni hareketli olan sistemde yapılan planlar fantom arasına film konularak bu düzlemde hesaplanan ve ölçülen izodoz karşılaştırması prensibine dayanmaktadır. Aynı zamanda fantom üzerine açılmış iyon odası yuvalarına iyon odası yerleştirilerek ışınlama koşulları ile aynı koşullarda nokta doz ölçülmesi ve film ışınlanması prensibine dayanan plan kalite kontrol ışınlaması yapılmaktadır. [10, 11, 12, 13, 14]

2.6. Tomoterapi cihazında Klinik Kullanım Öncesi ve Sonrasında Peryodik Olarak Yapılması Gereken Kalite Kontrol Testleri

Task Group (TG) Report 40 [52] eksternal radyoterapi cihazlarında yapılması gereken kalite kontrol testlerine kapsamlı şekilde işaret etmektedir. TG 45 [53] de ise özellikle radyoterapide kullanılan linaklardaki testleri tanımlamaktadır. Bu raporların her ikisi de temel medikal fizikçiler için önemli kaynaklardır. İlerleyen teknoloji ile birlikte radyasyon tedavisinde farklı yöntemler kullanan yeni cihazlar katılmaktadır. Bu yeni teknolojilerin kalite kontrol testleri TG 142 [54]'de verilmiştir. Adı geçen yeni teknolojilerden biri de konvansiyonel linaklardan farklı olarak C-şeklinde gantri kullanmayan Helikal Tomoterapi cihazıdır. Bu cihazların kalite kontrolünde kendilerine özgü testler bulunması gayet normaldir. Bu TG'larda ortak tavsiye örneğin output sabitliğinin kontrol edilmesidir ve bu bütün linaklarda ortak yapılması gereken bir kontroldür. Fakat tomoterapide ışık alan olmadığı için ışık alan kontrolü tomoterapi için söz konusu değildir. Tomoterapideki bir çok kontrol, geleneksel linak testleri ile yapılamaz. [55]

Helikal Tomoterapi'ye özgü özellikler, cihaz klinik olarak kullanılmaya başlanmadan önce mutlaka kontrol edilmelidir. [41] Bu testler Şekil 2-15 den Şekil 2-22 ye kadar gösterilmiştir.

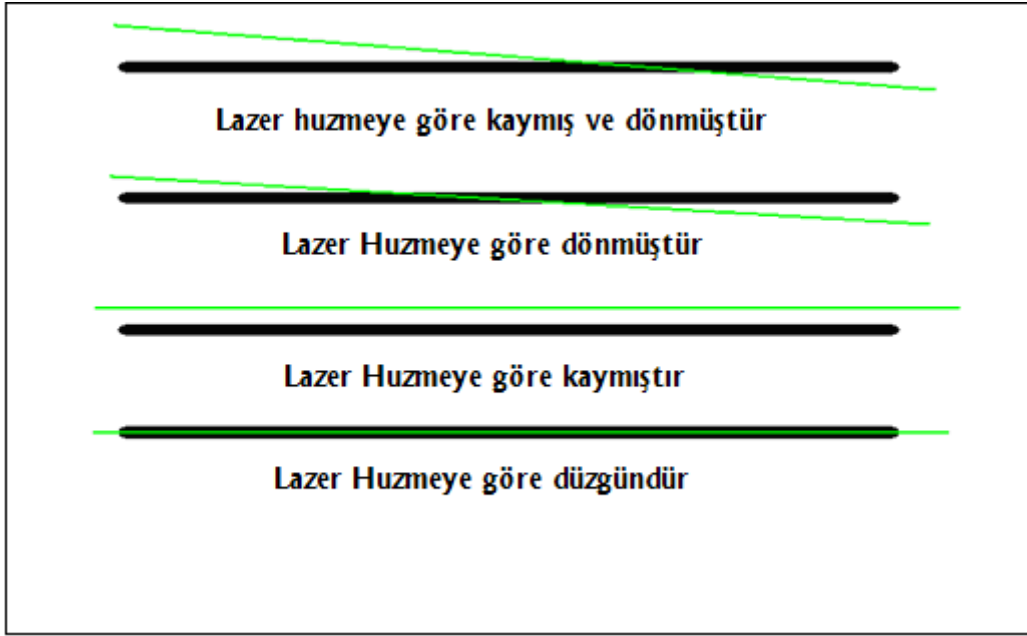
Bu testler iki sınıfa ayrılır:

i) **Birincil (Primer) Testler:** Radyasyona gerek olmadan yapılan masanın, lazerlerin düzlük ve doğruluğu ile sanal eş merkezin doğruluğunu kontrol eden basit mekanik testlerdir.

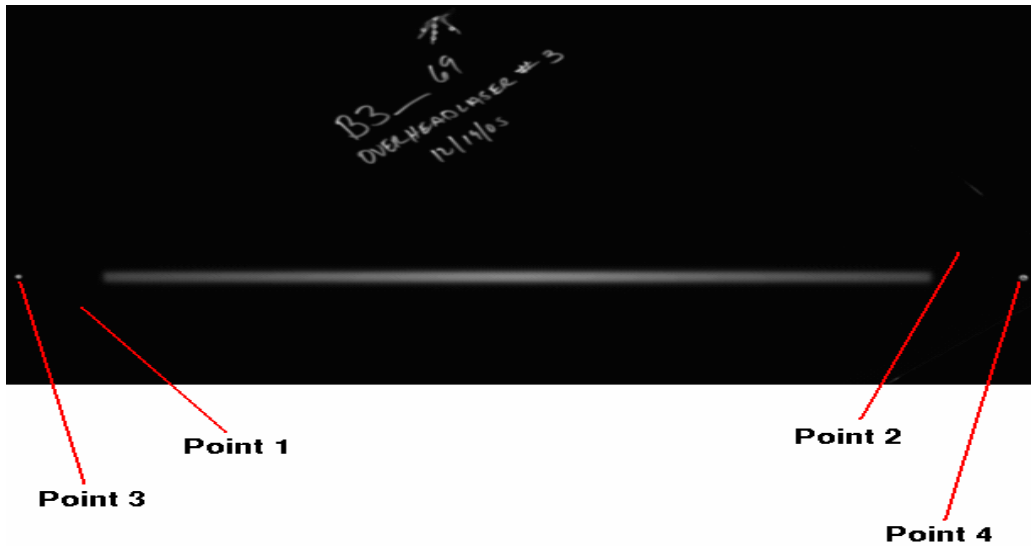
ii) **İkincil (Sekonder) Testler:** Bu testler ışınlama gerektiren ve cihazın dinamik özelliklerini kontrol eden testler olup cihazın kabul testlerinde de yer alan temel kontrollerdir.

2.6.1. Tepe ve Gantri Arkası Yeşil Lazerlerin Kontrolü

Tomoterapide sabit ve hareketli olmak üzere iki grup lazer bulunmaktadır. Bunlar sadece fizik amaçlar için kullanılan sabit (hareketsiz) yeşil lazerler ile hasta set upında kullanılan hareketli kırmızı lazerlerdir. Helikal tomoterapide ışık alan olmadığı için lazerlerin doğruluğu büyük öneme sahiptir bu nedenle kontrolleri günlük olarak yapılmaktadır. [38 - 42]



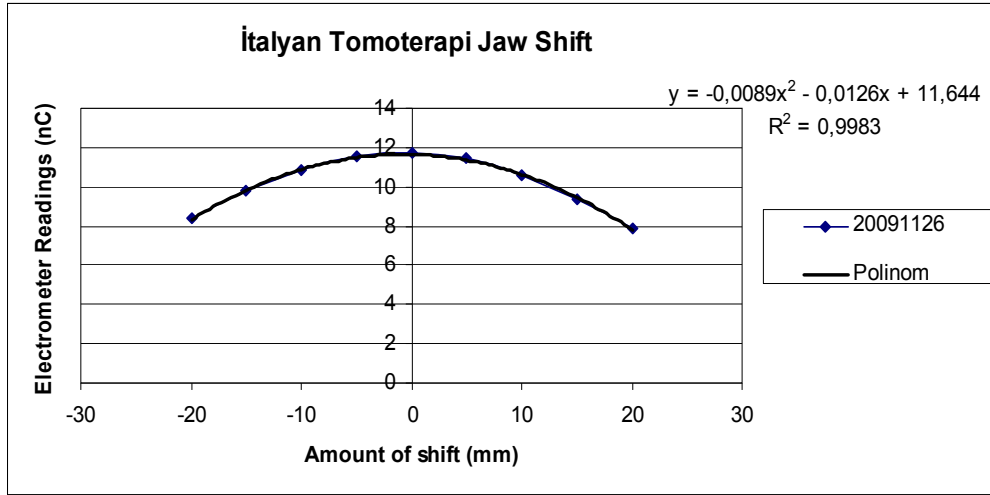
Şekil 2—15 Helikal tomoterapi sabit tepe lazeri ayarı



Şekil 2—16 Helikal tomoterapi sabit tepe lazeri ayarı film değerlendirilmesi

2.6.2. Çene Kayması Testi

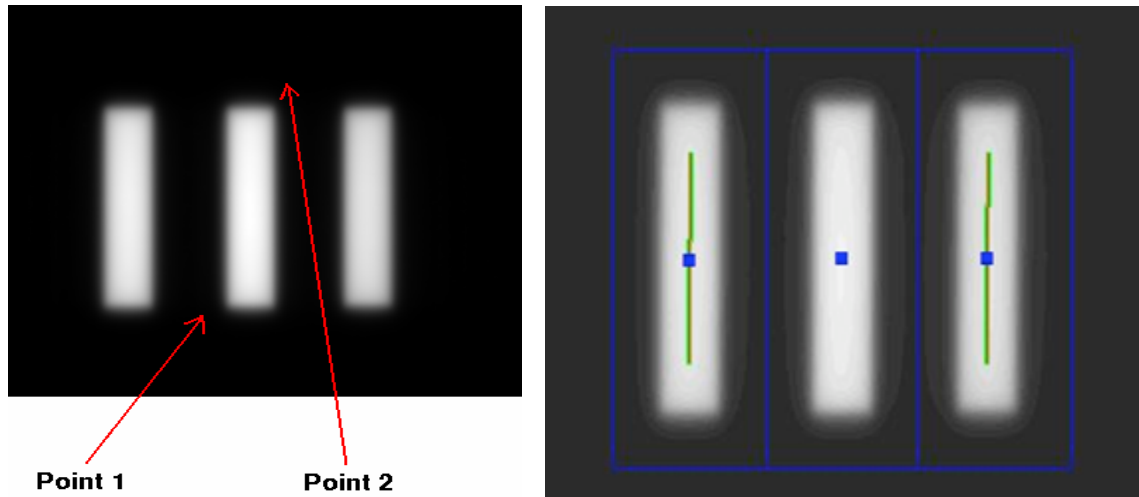
Radyasyon kaynağını çenelerin ortasına gelecek şekilde ayarlamak IEC protokolüne göre y- yönünde en iyi output ve penumbra simetrisini elde etmemizi sağlayacaktır. Kaynak kayması oldukça uzun fakat bu uzunluk boyunca sabit sinyal cevabı verecek bir iyon odası tarafından farklı çene pozisyonlarında alınmalıdır. Ölçümler alındıktan sonra mesafeye karşı elektrometre okumasından elde edilen grafik değerlendirilir ve cihazın fabrika verisi ile karşılaştırılır. [38 - 42]



Şekil 2—17 Tomoterapi çene kayması testi

2.6.3. MLC lerin Merkez Etrafında Dönme Testi /Twist Test

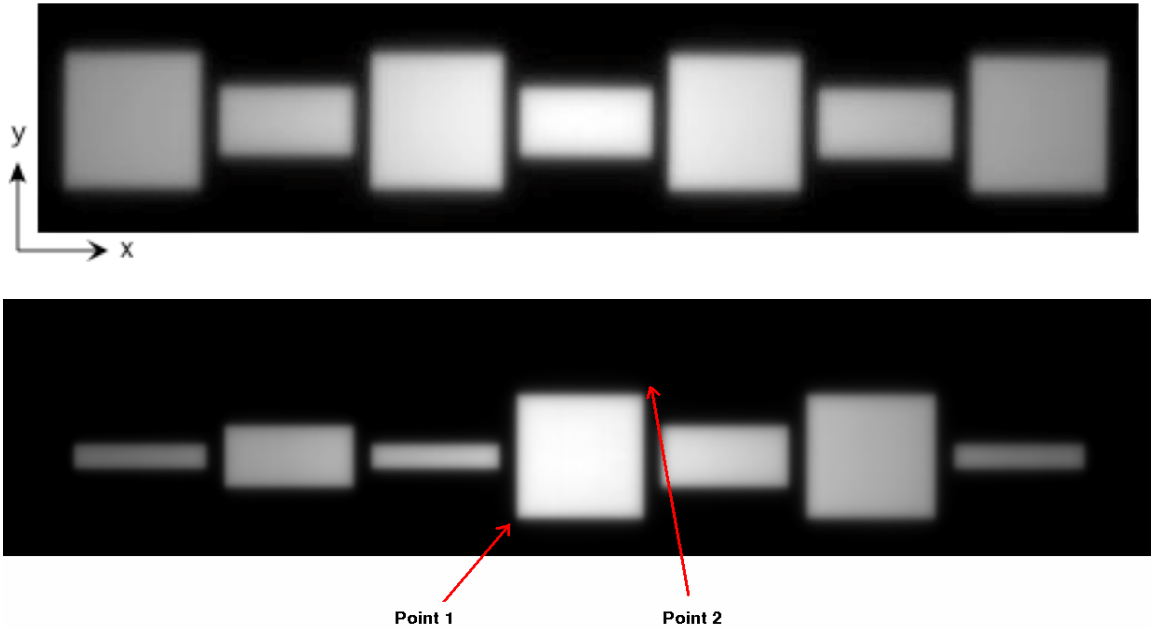
IMRT doz hesaplama algoritması MLC deki 64 adet yaprağın izosantr çevresinde düzgün bir şekilde (32 si izosantrın bir tarafta 32 si diğer tarafında) dağıldığı prensibine göre çalışmaktadır. Ayrıca algoritma yaprakların y-eksenine paralel olduğu kabul etmektedir. Bu kabullerde olabilecek kayda değer sapmalar IMRT ışınlamalarında ciddi doz hatalarına neden olacaktır. Bu nedenle huzme geometrisinin toleranslar içinde olduğundan emin olmak gerekmektedir. [38 - 42]



Şekil 2—18 Helikal Tomoterapi’de MLC lerin merkez eksenini etrafında dönme testi

2.6.4. Alan Merkezine Karşı Çene Ayarları Testi

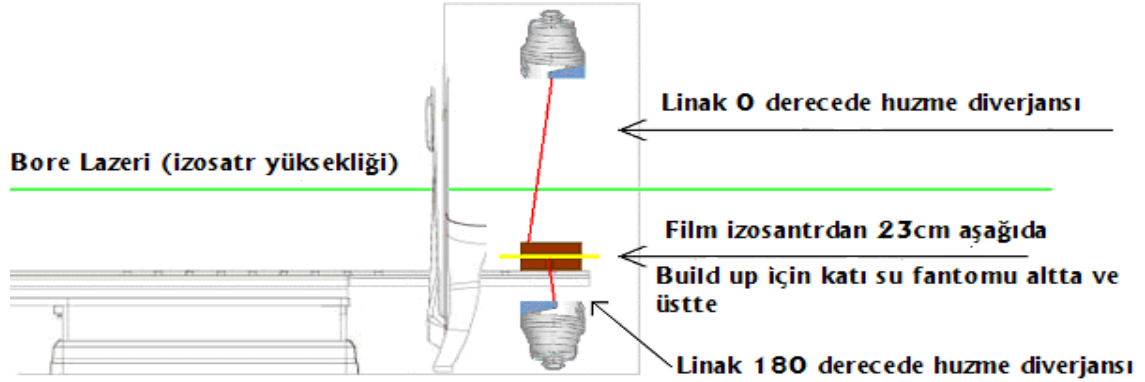
IMRT doz hesaplama algoritması 64 adet mlc nin izosantr etrafında eşit olarak dağıldığını kabul etmektedir. Algoritma ayrıca yaprakların y eksenine paralel olduğunu kabul etmektedir. Bu iki parametreden birinde olacak kayda değer sapmalar IMRT doz hesaplamalarında ciddi hatalara neden olacaktır. Bu nedenle huzme geometrisinin bu anılan iki durum açısından tolerans içinde olduğundan emin olunması gerekmektedir. [38 - 42]



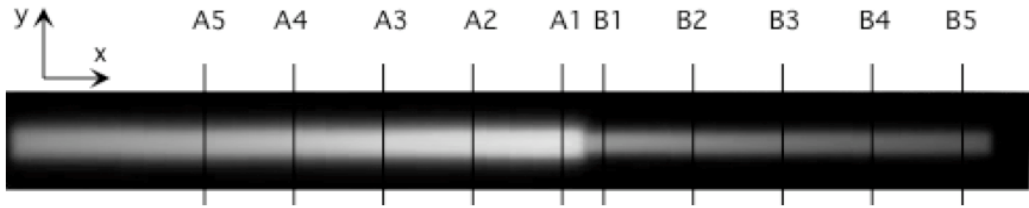
Şekil 2—19 Alan merkezine karşı çene ayarları testi

2.6.5. Merkezi eksen Y eksenine Sapma Testi

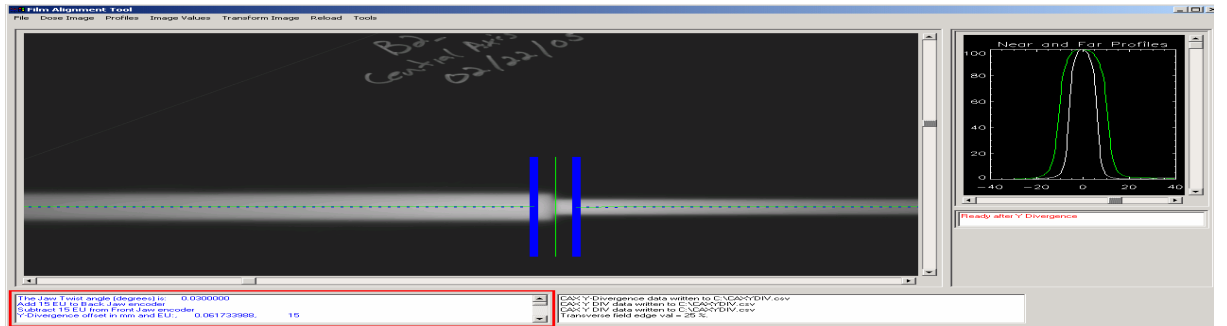
IMRT doz hesaplama algoritması huzme geometrisinin y yönünde dönüş düzleminden sapmadığı varsayımına dayanmaktadır. Ayrıca çeneler tarafından kolime edilen alanın y-eksenine dik olduğu varsayımına dayanmaktadır. Cihazda, yukarıdaki varsayımlardan, olacak sapmalar IMRT’de hatalara neden olabilir. Bu sapmalar ayrıca hasta görüntülemesi ve setup ayarlamasında işlemlerini etkileyebilir. Bu nedenle huzme geometrisinin tolerans içinde olduğundan emin olunmalıdır. [38 - 42]



Şekil 2—20 Merkezi eksen Y-ekseni sapma testi film ışınlama geometrisi. Film 5cm lik katı fantom üzerine konarak izosantr hattının 23 cm altına indirilir ve film üzerine 5cm lik bir katı fantom daha konur. Bu geometri ile önce 0 derecede sonra 180 derecede film ışınlanır.



Şekil 2—21 Işınlama prosedürleri sonucu elde edilen film yukarıda görüldüğü gibidir. Y-ekseninde değişik aralıklarda (off-axis) profiller alınarak iki huzmenin kesiştiği en kısa mesafe bulunur.



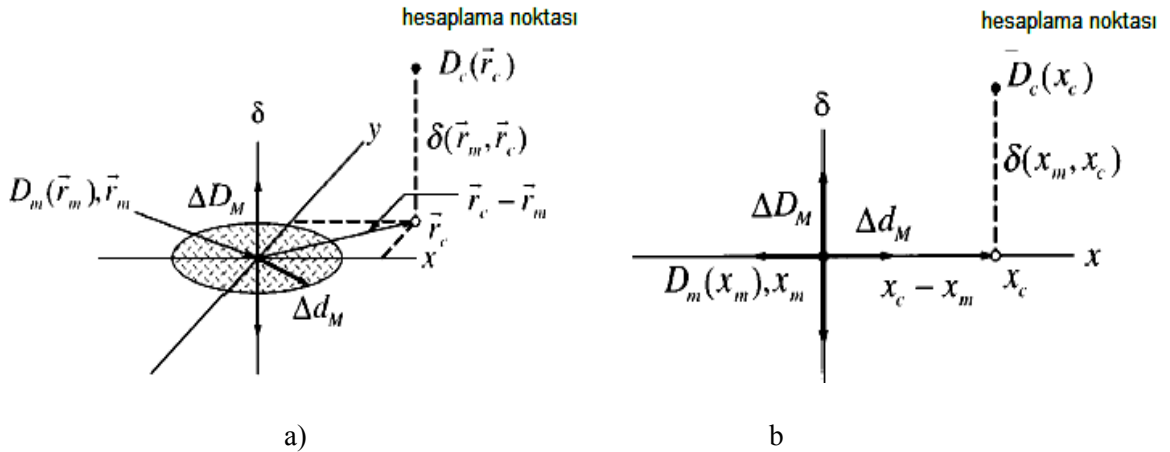
Şekil 2—22 Elde edilen film Epson10000XL tarayıcıda taranarak tomoterapi film analiz yazılımı ile değerlendirilir.

2.6.6. Gamma Fonksiyonu

IMRT’de çok küçük alanlar içinde yüksek monitör unit verilmesi ve bu ışınlanan alanların yakınında hassas dokuların olması bu dozların hastaya verilmeden önce teyit

edilmesini zorunluluk haline getirmektedir. TPS'ler tarafından hesaplanan doz dağılımının ölçülen dozla ne kadar uygun olduğunu karşılaştırma ilk başlarda hesaplanan ve ölçülen eğrilerin üst üste getirilerek çıplak gözle değerlendirilmesi şeklinde idi ve bu tamamen değerlendirmeyi yapan kişinin kişisel kabulüne bağlıydı. Daha sonra Low [10, 11] tarafından gamma analiz ve Distance To Agreement (DTA) kriterleri geliştirildi. Low [10, 11] önce iki boyutta ölçülen ve hesaplanan dozlar arasında bir ilişki kurup hesaplanan dozla ölçülen doz arasında $\pm\%3$ ve 3mm kriterlerini belirledikten sonra bunu üç boyutta tanımladı. Üç boyutta bu tanımlamayı yaparken hesaplanan ve ölçülen dozun üç boyutta elips denklemi kriterine uygun olarak gamma indeksini tanımladı. Bu tanıma göre gamma indeksi =1 demek hesaplanan ve ölçülen dozun $\pm\%3$ ve 3mm içinde olması demektir.

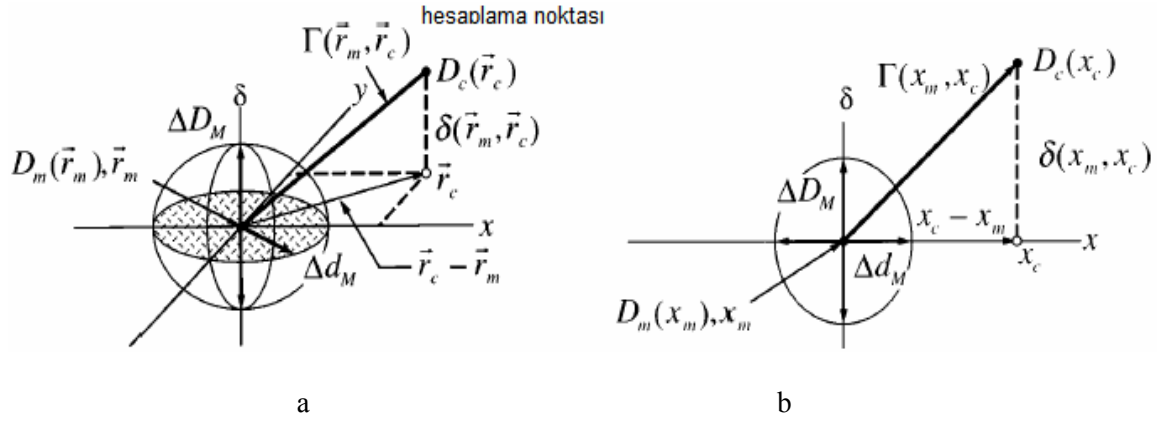
Sunulan metot ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmasına dayanmaktadır. Ölçüm referans bilgi olarak kabul edilmekte, hesaplanan dağılım için karşılaştırma istenmektedir. Doz farkı kriteri ΔD_M , ve DTA kriteri Δd_M , dir. Başarı kriterleri foton huzmeleri için klinik standartlarda $\Delta D_M = \pm\%3$ ve $\Delta d_M = 3\text{mm}$ 'dir.



Şekil 2—23 Doz farkı ve DTA için doz dağılımı değerlendirmesinin geometrik gösterimi.
a) iki boyutlu gösterim b) tek boyutlu gösterim

Şekil 2-23 iki boyutlu doz dağılımının şekilsel olarak analizini göstermektedir. Bu ve diğer tüm durumlarda, değerlendirme tek ölçüm noktası için r_m , şeklin ortasındadır. Klinik değerlendirmeler için karşılaştırmalar tüm ölçüm noktalarını için tekrar edilmiştir. x ve y eksenlerinin ikisi ölçüm noktasına göre hesaplanan dağılım r_c 'nin uzaydaki yerini göstermektedir. Üçüncü eksen (δ) ölçülen $[D_m(r_m)]$ e hesaplanan $[D_c(r_c)]$ dozlar arasındaki farkı göstermektedir. DTA kriteri Δd_M , $r_m - r_c$ düzleminde

yarıçapı Δd_M 'ye eşit olan bir diski göstermektedir. Eğer hesaplanan dağılım yüzeyi, D_c (r_c), diskle kesişirse DTA kabul edilebilir sınır içindedir ve o noktada hesaplanan doz DTA testini geçiyor demektir. Düşey hat doz-farkı testini göstermektedir. Uzunluğu $2\Delta D_M$ 'dir. Eğer hesaplanan dağılım yüzeyi hattı geçiyorsa, $[D_c(r_c)-D_m(r_m)] \leq \Delta D_M$ hesaplanan dağılım ölçüm notasında doz farkı testi geçiyor demektir. Şekil 2-24b, Şekil 2-24a'nın bir boyuttaki eşitidir.



Şekil 2—24 Birleştirilmiş eliptik doz farkı ve DTA testlerinin doz dağılım değerlendirmesinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu gösterim. b) bir boyutlu gösterim

Şekil 2-24 kabul kriterlerinin aynı anda doz farkı ve DTA için tanımlanmasını göstermektedir. Kabul kriterlerini göstermek için elipsoid yüzeyi seçilmiştir. Elipsoid yüzeyi tanımlayan denklem aşağıdaki gibidir:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}} \quad (2-3)$$

Burada

$$r(r_m, r) = |r - r_m| \quad (2-4)$$

ve

$$\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m) \quad (2-5)$$

r_m 'deki doz farkıdır.

Eğer $D_c(r_c)$ 'nin herhangi bir kısmı deklemler 1 ile tanımlanan elipsin yüzeyi ile kesişirse r_m 'deki hesap geçer. Kabul kriterlerini tanımlarken sadece δ ekseninde ve $r_c - r_m$ düzlemi ölçülen ve hesaplanan düzlemler arasında geleneksel kompozit yaklaşımdan

daha bir karşılaştırmaya olanak sağlamaktadır. Denklem 1'in sağ tarafı değerlendirme düzlemi olan r_c-r_m 'de r_m ölçüm noktası için γ gibi bir kalite indeksi tanımlayacaktır.

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m-r_c)\} \forall \{r_c\} \quad (2-6)$$

$$\Gamma(r_m-r_c) = 1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}} \quad (2-7)$$

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m| \quad (2-8)$$

ve

$$\gamma(r_m-r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) \quad (2-9)$$

sırasıyla hesaplanan ve ölçülen dağılımlar arasındaki doz farklarıdır. Bu nedenle “pass”-“fail” kriteri aşağıdaki hale gelmektedir.

$$\gamma(r_m) \leq 1, \text{ hesap geçer}$$

$$\gamma(r_m) > 1, \text{ hesap geçmez} \quad (2-10)$$

Bu metodun önemli bir özelliği doz dağılımının son değerlendirmesinde son durum $\gamma(r_m)$ yani γ 'nın izo (eş) dağılımı olarak verilebilmesidir. Bu dağılımda $\gamma(r_m)$ 'in limit içinde olan ve olmayan yerleri bariz bir şekilde belli olmasıdır.

Literatürde gammanın hesaplanması ile ilgili değişik kriterler bulunmaktadır. ICRU 42 raporu (1987) 2mm ve %2 DTA'yı tavsiye etmektedir. Bununla birlikte Van Dyk [15] 4mm ve %3, Winkler [16] 3mm ve %5 'i tavsiye etmektedir. Van Dyk ayrıca ek olarak plan içindeki doz elementlerinin (doz pikseli) %67 sinin %1 veya daha düşük gamma değerine sahip olmasını tavsiye etmektedir. [15]

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. GEREÇ

Bu çalışma Özel İtalyan Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde yapılmış olup, klinikte mevcut aşağıdaki gereçler kullanılmıştır.

3.1.1) Tomoterapi Hi-Art Radyoterapi Cihazı

3.1.2) GE PET CT Görüntüleme Cihazı

3.1.3) Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi

3.1.4) Varian Eclipse tedavi planlama sistemi

3.1.5) Gammex Cheese Fantom

3.1.6) PTW Octavius Fantom

3.1.7) PTW Seven29 2D Array

3.1.8) Gafkromik EBT Film

3.1.9) Epson 10000XL film tarayıcı

3.1.10) PTW Verisoft yazılım programı:

3.1.11) Standart Imaging A1SL 0.056cc Exradin İyon Odası

3.1.12) Standart Imaging A17 Exradin iyon odası

3.1.13) Standart Imaging çok kanallı elektrometre.

3.1.1. Tomoterapi Hi-Art Lineer Hızlandırıcı

Helikal Tomoterapi (Tomotherapy Inc., Madison, WI) cihazı 6MV tek foton enerjisine sahip IMRT yapan bir lineer hızlandırıcıdır. Cihazda bulunan xenon dedektörler yardımı ile IGRT yapmak ta mümkün olmaktadır. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcıların aksine kaynak cilt mesafesi ve masanın girdiği (bore) tünelin genişliği 85cm dir. Cihazda 64 adet binary MLC mevcut olup bu MLC ler pünomatik olarak hareket ettirilmektedir. MLC lerin kalınlığı 0,625cm, yüksekliği ise 10cm dir. Cihazda üç farklı kolimatör açıklığı olup bunlar sırasıyla 1,0cm, 2,5cm, 5,0cm x40 cm dir. Standart pakette sadece son iki kolimatör açıklığı bulunmaktadır. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi bir alan açıklığı ve ışık alan bulunmadığından bütün set up ayarları gantridan 70cm dışarda sanal eşmerkez denen noktada yapılmakta ve daha sonra ışınlama için gerçek eşmerkeze gönderilmektedir. Cihazda IGRT yapmak için tam lineer hızlandırıcının karşısına gelecek şekilde 541 adet xenon dedektör vardır. IGRT yaparken tedavi huzmesi kullanılmakta ve 6X olan tedavi huzmesi enerjisi otomatik olarak 3MV a düşmektedir. Bu nedenle cihazda alınan görüntüler Mega Voltaj Computerized Tomografi (MVCT) olarak adlandırılmaktadır. Xenon dedektörlerin hemen altında ise 10cm kalınlığında kurşun beam stopper mevcuttur. Şekil 3.1 Helikal Tomoterapi Hi-ART cihazını göstermektedir.



Şekil 3—1 Helikal Tomoterapi Hi-ART cihazı

Bu MLC'ler pünomatik olarak çalışmaktadır. Cihazda 1.0, 2.5, 5.0cm olmak üzere üç farklı kolimatör mevcut. Transverse eksen boyutu sabit olup 40cm dir. Tedavi cihazının masası hareket etme yeteneğine sahip olup kranio-kaudal yönde 160cm

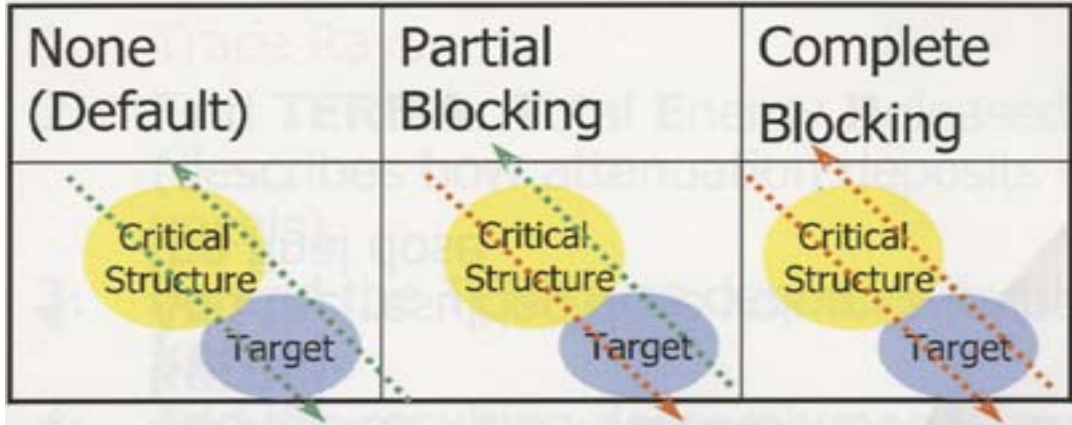
hareket edebilmektedir. Bunun neticesinde HT’de 160cm’e kadar olan alan boyutları tedavi edilebilmektedir. Cihaz 85cm’lik kaynak cilt mesafesine sahiptir.

3.1.2. GE PET CT Görüntüleme Cihazı

GE Discovery 8 slice PET CT görüntüleme cihazı PET CT görüntülemesinde kullanılabildiği gibi sadece CT görüntüsü almak içinde kullanılabilen bir cihazdır. Cihazın gantri boşluğu 70 cmdir. Cihazda taranacak vücut bölgesine göre otomatik kV ve mAs seçimi yapılabildiği gibi gerekirse elle istenilen değerler girilerek çekimde yapılabilmektedir. Cihazda kesit aralıkları 1,25mm ile 7,5mm aralığında değişebilirken yazılım görüntü alındıktan sonra kesit aralığını yeniden ayarlama imkanı sunmaktadır. Cihaz ayrıca gantride sabit olan bir lazer sistemine sahiptir. Bu lazer yardımı ile radyoterapi hasta set up ayarları yapılabilmektedir. Radyoterapi planlaması alınırken cihaz masası üzerine Civco (Kalona, Iowa) marka karbon-fiber düz masa üstü yerleştirilir. Alınan görüntüler ağ yardımı ile tedavi planlama sistemine aktarılmaktadır.

3.1.3. Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi

Tomoterapi Hi ART Tedavi Planlama Sistemi (TPS) Convolution/Superposition algoritması ile inverse planlama yapan bir planlama sistemidir. Sistemde sadece 6MV verisi yüklüdür. Planlamada wedge, blok, farklı alan boyutları, elektron enerjisi bulunmamaktadır. Yazılım yardımı ile hassas yapılar ya kısmen ya da tamamen bloklanabilmektedir. Kısmi bloklamada risk altındaki organ sadece gelen huzmenin çıkışından ışınlamaya maruz kalırken tam bloklamada risk altındaki organ ne girişten ne de çıkıştan ışına maruz kalmamaktadır. Şekil 3-2. Planlama Sisteminde DVH’lerle target ve hassas dozları verilmekte olup sistemin “fine, normal ve course” olmak üzere üç adet hesaplama grid boyutu vardır. Fraksiyonasyon sekmesinde istenilen tarihte tedavi başlatılacağı gibi farklı fraksiyonasyon şemaları (örneğin bir günde iki ışınlama) oluşturulabilir. Plana, kalite kontrol sekmesinde hazırlanan planın test fantom üzerine aktarılması ve setup’ı yapılır. Son sekme olan kalite kontrol sekmesinde ise Cheese fantomda film veya Octavius fantomda Seven 29 2D array ile yapılan ışınlamadan elde edilen veriler bu sekmede değerlendirilerek planın geçip geçmediğine karar verilir.



Şekil 3—2 Tomoterapi Hi-ART TPS’de kısmi ve tam bloklama

3.1.4. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse TPS Varian (Palo Alto, CA) firmasına aittir. Sistem foton huzmelerinde Generalized Pencil Beam elektron huzmelerinde ise Generalized Gaussian Pencil Beam algoritmasını kullanarak hesap yapmaktadır. Eksternal radyoterapi planlaması için tasarlanmıştır. Sisteme blok, wedge verileri girilerek planlama yapılabilir. Sistem yapılan planların DVH değerlendirmesini vermekte olup IMRT seçeneği kapalıdır. Çalışmada bu sistem sadece hedef ve hassas volümlerin çizimi için kullanılmıştır. Volüm çizimi yapılan planlar ağ yardımı ile tomoterapi planlama sistemine aktarılmış ve tomoterapide işlem sırası takip edilmiştir.

3.1.5. Gammex Cheese Fantom

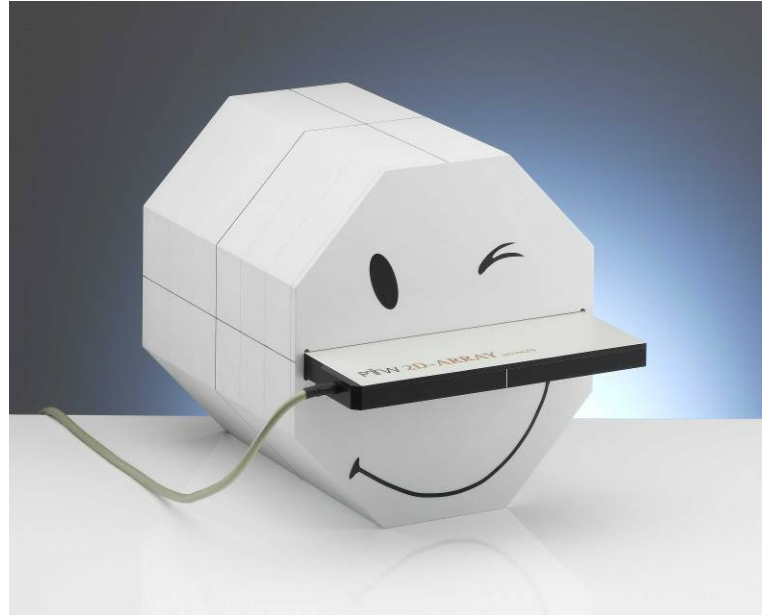
Fantom 30cm çapında ve 18cm uzunluğunda silindir şeklindedir. Fantom iki eş parçaya ayrılabilir ve arasına film kolayca yerleştirilebilir. Buna ek olarak nokta doz ölçümleri için film düzlemine dik ekseninde bir yarım daire tarafında 1cm ve katları diğer yarımında ise 0,5cm ve sonrada +1cm katları olacak şekilde nokta doz ölçümüne olanak sağlayan iyon odası yuvaları sıralanmıştır. Şekil 3-3. Planlamada istenilen noktalardaki doz hesaplatılıp daha sonra cihazda bu belirlenen noktalara yerleştirilen iyon odaları ile o noktalardaki elektrometre okumaları alınıp absorbe doza çevrilerek planlamaya tekrar girilip hesaplanan ve ölçülen doz karşılaştırması yapılabilir.



Şekil 3—3 Cheese fantom. Fantom ortadan ikiye ayrılabilir ve film düzlemine dik olarak açılmış olan iyon odası yuvaları yardımı ile değişik noktalarda nokta doz ölçümleri yapılabilir.

3.1.6. PTW Octavius Fantom

Seven 29 2D array (PTW, Freiburg, Germany) iyon odası ile kullanılmak üzere rotasyonel tedavi kalite kontrolüne yönelik yapılmış bir fantomdur ve tekli iyon odası ölçümlerinde imkan sağlamaktadır.



Şekil 3—4 PTW Octavius fantom

Fantom Octavius olarak adlandırılıyor ve polystyrene'den (fiziksel yoğunluğu $1,04\text{gr/cm}^3$, rölatif electron yoğunluğu 1,00) yapılmıştır. Fantom 32cm boyunda ve 32cm genişliğindedir. Merkezinde Seven 29 2D array'le ölçüm yapabilmek için

30cmx30cmx2,2cm'lik bir boşluk mevcuttur. Şekil 3-4 Aynı zamanda iyon odası ile nokta doz ölçümü için bu merkez boşluğa uyacak 10cmx31cmx2,2cm boyutlarında üç adet su eşdeğeri katı fantom plakası vardır. Bu üç plakadan iki tanesi tamamen kapalı plaka halinde iken bir tanesi üzerinde aralarında 1,05cm boşluk olan 0,125cc iyon odasının sığacağı yarıçapı 0,69 cm olan dokuz adet iyon odası yuvası mevcuttur. [7, 8]

3.1.7. PTW Seven29 2D Array

Seven29 2D Array 27x27 adet aralarında merkezden merkeze 1cm boşluk olan 0,5x0,5x0,5cm³ kübik iyon odasından oluşmaktadır. Üst elektrot tabakası 0,5cm'lik PMMA build up tabakasının altına yerleştirilmiş iken alt elektrot tabakası 2mm kalınlığındaki elektrot tabakasının üzerinde olup tekrar 10mm PMMA taban plaka üzerine yerleştirilmiştir. 5mm ve 10mm'lik PMMA tabakalar sırasıyla 0,59 ve 1,18cm su eşdeğeri kalınlığa sahiptir. Şekil 3-5



Şekil 3—5 PTW Seven 29 2D array ve arayüzü

Seven 29 2D array absolute dozimetri için PTW sekonder dozimetri laboratuvarında ⁶⁰Co foton huzmeleri ile kalibre edilmiştir. Bu dozimetri işlemi tamamen otomatik olup bu işlem sırasında Seven 29 2D array mekanik olarak ⁶⁰Co kaynak önünde sabitlenmiştir. Her bir iyon odası mekanik olarak x-y yönünde küçük aralıklarla hareket ettirilerek merkez kalibrasyon pozisyonuna getirilip sabit bir süreyle ışınlanmaktadır. Herbir iyon odasının merkez iyon odasına göre faktörünü veren bir

matris oluşturulmaktadır. Sonunda, etkin ölçüm noktasının dedektör yüzeyinin 5mm altı olduğu kabul edilerek merkez iyon odası için absolute kalibrasyon yapılır. Kalibrasyonun iki yılda bir tekrar edilmesi tavsiye edilmektedir. [7, 8]

3.1.8. Gafkromik EBT2 Film

EBT2 banyo ihtiyacı olmayan radyoterapide medikal fizikçilerin ihtiyaçlarına cevap veren bir filmidir. EBT2 birçok yeni özellik içermektedir. Bunlar;

- i) EBT2 sarı boya içerir ve kaplama hatalarının yaratacağı cevap farkını en aza indirir.
- ii) 50keV'den MeV mertebelerine kadar enerjiden bağımsız hale getirmek için formüle edilmiştir.
- iii) Işığa maruz kalmaya daha dayanıklıdır.
- iv) Kesildiği zaman hasar görmüş uçlar fazla etkilenmemektedir.

3.1.8.1. Gafkromik EBT2'nin Yapısı ve Düzeni

Gafkromik film şeffaf polyster birleştirilerek aktif filmle kaplanarak elde edilmiştir. Aktif film 175 mikron polysterdir. Altta aktif film tabakası ile kaplanmıştır ve nominal olarak 30 mikron kalınlığındadır. Bunun üzerine nominal olarak 5 mikronluk bir üst tabaka eklenmiştir. En üstteki tabaka 50 mikron polyster olup yaklaşık 25 mikron, basınca hassas yapıştırıcı ile kaplanıp aktif filmin kaplanan kısmına yapıştırılmıştır. EBT2'nin yapısı şekil 3-6'da görüldüğü gibidir. Üst koruyucu kısım aktif/üst kısmı mekanik, su ve diğer sıvılardan korumaktadır. EBT2 kısa süreli suya sokulabilir. EBT2 ile bir önceki formu arasındaki en büyük fark filmin sarı rengidir. Bu aktif tabaka içindeki boyadan kaynaklanmaktadır. Boyayı koymanın temel nedeni, filmin cevabını ölçmeye referans olacak bir temel oluşturmak içindir. Bunun sonucu aktif tabakanın kalınlığında olacak küçük farklardan bağımsız net bir cevaba neden olacaktır. [55 - 57]

3.1.8.2. EBT2'nin Dozimetrik Karakteristikleri

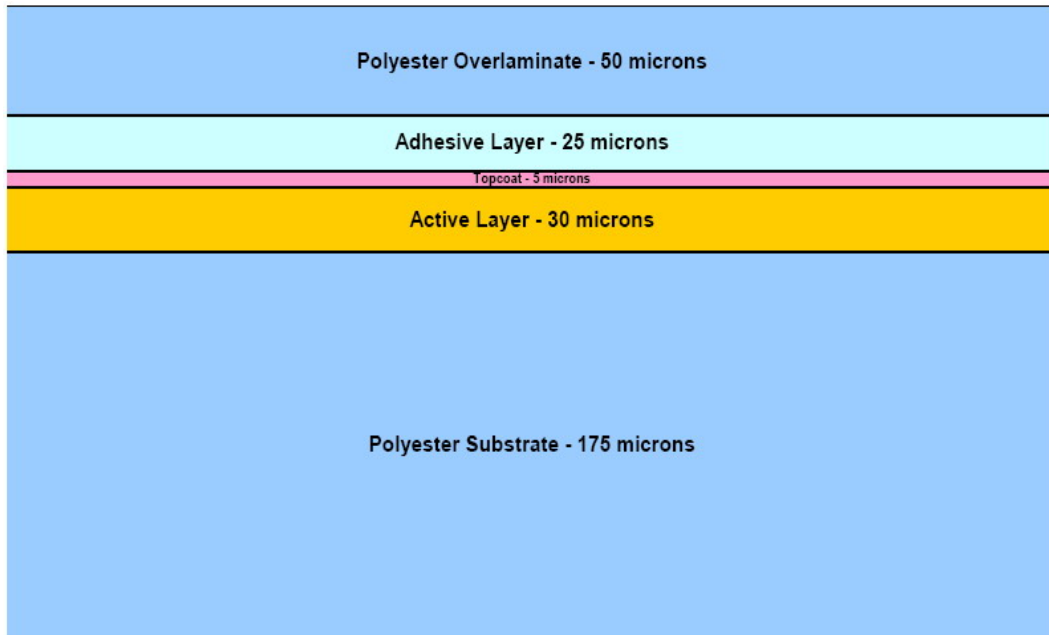
Yüksek hassasiyetli radyokromik filmler IMRT'de kullanılan yüksek enerjili fotonların absorbe dozunu ölçmek için 800cGy'e kadar olan dozlar için tasarlanmıştır ve işaretleyici boya film cevabının küçük kalınlık farklarından bağımsız olması için

kullanılmıştır. Film 50Gy doza kadar kullanılabilir fakat 8Gy'in üstündeki dozlarda işaretleyici boyanın etkisi çalışmamıştır.

3.1.8.3. Depolama ve Kullanım Şartları

Gafkromik EBT2 oda sıcaklığından etkilenmeyecek şekilde tasarlanmıştır. Bu bakımdan sarı boya faydalıdır ve bu boya yeni filmi eski EBT ürünlerinden 10 kat daha ışığa karşı dayanıklı hale getirmiştir. Film güneş ışığına maruz bırakılmamalıdır, aniden kararabilir. EBT2'deki aktif tabaka iki katman polyster madde ile kaplanmıştır. Polysterde suyun yayılımı oldukça yavaş olduğu için filmin suya batırılması ciddi, kalıcı zarar oluşturmayacaktır. Filmin kenarları kapatılmadığı için su aktif tabaka içine girebilir. Bununla birlikte bu olay sadece filmin kenarındaki aktif tabakayı etkileyecektir. Etkilenen kısımlar süt beyazı bir renk alacaktır. Bu kısımların dozimetrik olarak incelenmesi tavsiye edilmez.

Gafchromic® EBT2 Filmin yapısı aşağıdaki şekil 3-6'da gösterilmiştir. Filmin aktif kısmı 30 mikron kalınlığında tek tabakaya düşürülmüştür ve ince bir (5mikron) üst ceketle kapatılarak 175mikron polyster üzerine konmuştur. Bu kaplanmış tabakalar 50 mikron kalınlığındaki polyster 25mikron yapıştırıcı bir tabaka ile kaplanmıştır. EBT2 filminin yapısı aşağıdaki şekilde görülmektedir.



Şekil 3—6 Gafkromik EBT2 film yapısı

EBT Gafkromik filmler doku eşdeğeri olup diğer filmlere karşı bir çok pratik kullanım avantajına sahiptir. [56 - 58]

3.1.9. Epson 10000XL Film Tarayıcı

Çok amaçlı bir film tarayıcıdır. Ofis ve ev kullanım başlıkları altında değişik tarama seçenekleri mevcut olup dozimetrik kullanımı profesyonel sekmesi altındadır. Epson Expression 10000XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı, mükemmel işlevler ve gelişmiş ağ özelliklerin sunan bir A3+ grafik tarayıcısıdır. Şekil 3-7 72-2400 dpi arasında geniş bir çözünürlük aralığına sahip olup 3,8 DMax yüksek optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000XL, tam A3+ boyutuna kadar tarama olanağı sağlamaktadır. Dozimetrik olarak kullanılabilmesi için tarayıcının “transperency” biriminin takılması zorunludur. Kullanımı kolay olan Epson Tarama sürücüsünde hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x12800dpi; renk derinliği, 48 bit’tir.



Şekil 3—7 Cihaz ve plan kalite kontrollerinde kullanılan Epson 10000XL tarayıcı

3.1.10. PTW Verisoft Yazılım Programı

Verisoft yazılım programı tedavi planlama sisteminin hesapladığı IMRT doz dağılımları ile aynı koşullarda cihazda ölçülen gerçek doz dağılımlarının

karşılaştırılmasında kullanılan bir yazılım programıdır. Tomoterapi Hi-ART cihazının tedavi planlama sisteminin cheese fantom-film veya Octavius Seven29 2D array çiftleri için hesapladığı veriler tomoterapide aynı koşullarda ışınlanarak elde edilen cheese fantom-film veya Octavius Seven29 2D array verileri ile bu yazılım yardımı ile karşılaştırılır. Bu karşılaştırma aynı koşullarda hesaplanan ve ışınlanan IMRT doz dağılımı matrislerinin izodoz dağılımı ve değişik düzlemlerdeki doz profilleri karşılaştırması şeklinde olmaktadır. Bu yazılım yardımı ile Tomoterapi, RapidArc ve VMAT gibi ileri teknoloji tedavi tekniklerinin IMRT doz matrisleri hesaplanan ve ışınlanan bazında karşılaştırılabilir.

3.1.11. Standart İmaging A1SL İyon Odası

Exradin A1SL Standart Imaging iyon odası (Standart Imaging, Middleton, WI) $0,056\text{cm}^3$ gibi küçük bir hacme sahiptir. Şekil 3-8 Bu ise A1SL'i IMRT nokta doz ölçümü için ideal aday haline getirmektedir. A1SL'in duvar kalınlığı 1,1mm'dir. Hem iyon odası duvarı hem de merkez elektrodu havaya eşdeğer olan plastik C552 'den yapılmıştır.



Şekil 3—8 Standart imaging A1SL iyon odası

3.1.12. Standart Imaging A17 Exradin İyon Odası

A17 (Standart Imaging, Middleton, WI) iyon odası tomoterapi cihazı için önemli testlerden biri olan çene kayması (jaw shift) testinde kullanılan geniş hacimli bir iyon odasıdır. Şekil 3-9

Su geçirmez yapısı değişik çene açıklıklarında huzme sabitliğinin kontrollerinde iyon odasını önemli hale getirmektedir. $1,91\text{cm}^3$, toplama hacmi, 8,0cm lik toplama

hacim uzunluğu, 2,4cm toplama çapı olan A17 iyon odası 3,3cm duvar kalınlığına sahiptir. Çember boyutu 17cm ve dış çevre çapı 12,7mm olan A17 Shonka hava eşdeğeri C552 materyalinden yapılmış build up kabı ve koruma materyaline sahiptir. A17 karbon fiber toplama elektroduna sahip olup 8cm lik merkez boyundaki cevap düzgünlüğü $\pm\%1,5$ dir.



Şekil 3—9 Standart imaging A17 iyon odası

3.1.13. Standart Imaging Çok Kanallı Elektrometre

Çok kanallı Tomoelektrometre (Standart Imaging, Middleton, WI) tarafından üretilmekte olup sekiz kanallı mevcuttur. Bu sayede aynı anda birden fazla noktada absolute doz ölçümüne olanak sağlamaktadır. Şekil 3-10 Ölçüm voltajı aralığı $\pm 300V$ dur. Cihaz belirli süreler için ayarlanıp ölçüm alınabilirken serbet çalışmada da ölçüm yapılabilir. Elektrometreye RS232 girişi ile bağlantı yapılabilir. Bu sayede bilgisayar bağlantısı ile tomoterapi kalite kontrolünde topogram olarak adlandırılan longitudinal profil alma gibi bilgisayar üzerinden veri transferi işlemleri de yapılabilir.



Şekil 3—10 Standart imaging çok kanallı elektrometre a) önden ve b) arkadan görünüşü

3.2. YÖNTEM

Bu tez çalışmasında Özel İtalyan Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğindeki Tomoterapi Hi-ART cihazının IMRT doz dağılımlarının doğrulanmasında farklı yöntemler incelendi. Bu çalışmada sırasıyla aşağıdaki yöntemler uygulandı.

3.2.1. Hasta Planlarının Seçimi

Kliniğimizde IMRT yapılacak olan 20 baş-boyun ve 20 prostat hastasının 2,5mm kesit aralığı ile alınan BT görüntüleri kullanıldı. Tüm hastaların BT görüntüleri konturlama işlemi daha pratik olduğu için önce Eclipse tedavi planlama sistemine aktararak hedef volüm ve sağlıklı dokular radyasyon onkoloğu tarafından çizildi. Son hali verilmiş ve hesaplatılmaya hazır olan görüntüler planlama yapmak için iki farklı planlama sistemi arasında kurulu olan ağ yardımı ile Tomoterapi Hi-ART tedavi planlama sistemine aktarıldı.

3.2.2. Hasta IMRT Planlarının Oluşturulması

Tomoterapi Hi-ART TPS ne aktarılan görüntüler bu planlama sisteminin ilk sekmesi olan ROI sekmesinde tümör ve hassas dokular olarak ayrıldı. Daha sonra bu ayrılan yapılar hem tümör hem de hassas dokular için birbirinin içinde olma durumuna göre öncelik ve önem sırasına göre numaralandırıldı. Yine bu sekmede kırmızı lazerler daha önce planlama BT si alınırken hasta üzerine konulan cilt işaretleri üzerine ayarlandı ve kayıt edildi. Bir sonraki sekmede doz tanımlaması ve her hasta için tümör büyüklüğüne bağlı olarak 1,0, 2,5, ve 5,0cm olan alan boyutlarından biri seçilir. Verilmek istenen doz genellikle %95 lik izodoz eğrisinde tanımlanmaktadır. Ancak istenirse değişik izodozlara da tanımlama yapılabilir. Bu çalışmada prostat target volüme 78Gy 39 fraksiyonda veya düşük fraksiyonlarda 78Gy eşdeğeri doz verildi. Baş-boyun planlarında ise hastalığın türüne göre farklı fraksiyonlarda değişik dozlar uygulanmıştır. Örneğin graves oftalmopati planlarında 20Gy 10 fraksiyonda verilirken larenks planlarında 70Gy 30 fraksiyonda verilmiştir. Yine bu sayfada pitch, modülasyon faktörü gibi tomoterapiye özgü parametreler ayarlandıktan sonra beamlet hesaplatılması için komut verilmektedir. Beamlet hesaplatıldıktan sonra istenilen doz volüm eğrilerini elde etmek için şekilde görüldüğü gibi tümör ve hassas dokulara “importance, penalty, maximum ve minimum doz ile DVH doz ve DVH %’leri” doz kriterleri için rölatif sayılar girilerek optimizasyon işlemi başlatılır. Bu işlem istenilen değerlere ulaşıncaya

kadar devam eder. Şekil 3-11 ve şekil 3-12’de sırasıyla tipik bir baş-boyun ve prostat planı için bu parametrelerin dizilişi görülmektedir.

Tumor Constraints												
Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importance	Max Dose [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	Min Dose [Gy]	Min Dose Pen.	
PTV 66	☒	█	None	☒	150	66.0	2500	95.0	66.0	66.0	650	
PTV54	☒	█	None	☒	120	54.0	150	95.0	54.0	54.0	150	
Sensitive Structure Constraints												
Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importance ▼	Max Dose [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	DVH Pt. Pen.		
Brain stem	☒	█	None	☒	75	40.0	1250	10.0	20.0	40		▲
Cochlea	☒	█	None	☒	45	50.0	200	90.0	30.0	200		
mandibula	☒	█	None	☒	40	50.0	175	10.0	10.0	43		
R lens	☒	█	None	☒	39	2.0	225	3.0	2.0	40		
L Lens	☒	█	None	☒	35	2.0	225	3.0	2.0	40		
Brain	☒	█	None	☒	11	60.0	25	10.0	20.0	11		
L Eve	☒	█	None	☒	9	8.0	135	5.0	5.0	40		▼

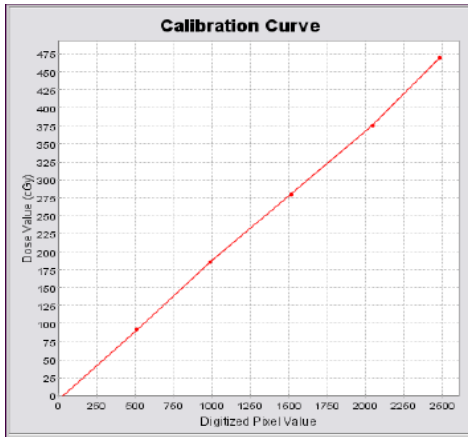
Şekil 3—11 Tipik bir baş-boyun planı için tümör ve hassas organ kısıtlamaları paneli

Tumor Constraints												
Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importa... ▼	Max Dose [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	Min Dose [Gy]	Min Dose Pen.	
PTVp	☒	█	None	☒	150	78.0	150	95.0	78.0	78.0	150	
PTVxbladder	☒	█	None	☐								
PTVxrectum	☒	█	None	☐								
Sensitive Structure Constraints												
Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importance ▼	Max Dose [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	DVH Pt. Pen.		
Rectum	☒	█	None	☒	60	65.0	50	35.0	40.0	50		▲
Penil bulbus	☒	█	None	☒	50	20.0	25	95.0	15.0	25		
Bladder	☒	█	None	☒	15	65.0	15	50.0	40.0	15		
L Femur head	☒	█	None	☒	10	30.0	10	10.0	30.0	10		
R Femur head	☒	█	None	☒	10	30.0	10	10.0	30.0	10		
Intestine	☒	█	None	☒	1	40.0	1	1.0	1.0	1		
CTVp	☒	█	None	☐								▼

Şekil 3—12 Tipik bir prostat planı için tümör ve hassas organ kısıtlamaları

3.2.3. Film Kalibrasyonu

Kalibrasyon için Gafchromic EBT filmler Gammex katı su fantomunda, 6 MV X-ışınlarıyla film altına 5cm'lik bir katı su fantomu konduktan sonra film üzerine 1,0cm kalınlığında katı su fantomu konularak SSD 85 cm olacak şekilde 5cmx10cm alandan filmler 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35sn süreler için ışınlanarak 1,5cm'ye yerleştirilen iyon odası ile bu sürelerle karşılık gelen elektrometre okumaları kayıt edildi. Sıcaklık-basınç düzeltilmesi ve kalibrasyon faktörü de kullanılarak okunan değerler IAEA 398 [44] protokolüne göre absolut doza çevrildi. Işınlanan filmler dengeye gelmesi için 24 saat bekletildikten sonra tomoterapi film analiz bilgisayarında Epson 10000XL flatbed film tarayıcısında 72 dpi çözünürlükle taranarak Şekil 3-13a daki eğri Şekil 3-13b de görüldüğü gibi ışınlanan sürelerle karşı gelen dozlar hesaplandı. Daha sonra bu doza karşılık gelen optik yoğunluklar piksel değerleri türünden yazılım yardımı ile elde edildi. Herbir ışınlama süresinin dozuna karşılık gelen piksel değerleriyle tablo oluşturularak kalibrasyon eğrisi elde edilip kayıt edildi.



a)

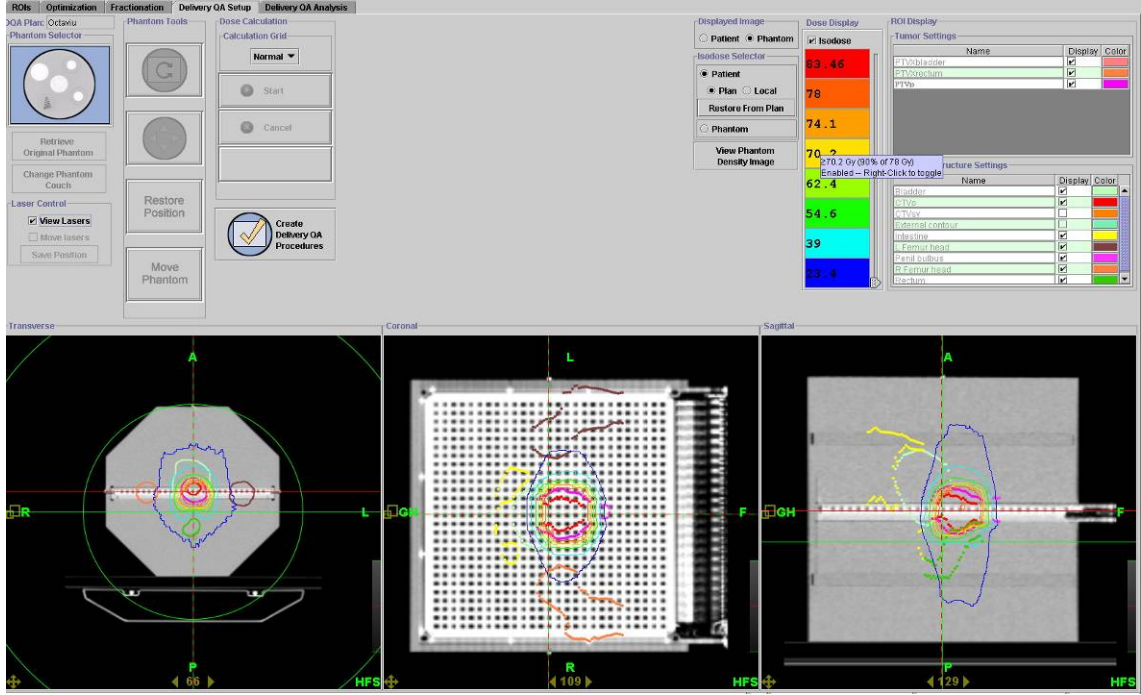
Calibration Table		
	Digitized Pixel Value	Dose Value (cGy)
Add Row	29.0	0.0
Insert Row	510.0	92.0
	990.0	185.6
Delete Row	1516.0	279.6
	2047.0	375.0
Clear Table	2483.0	469.3

b)

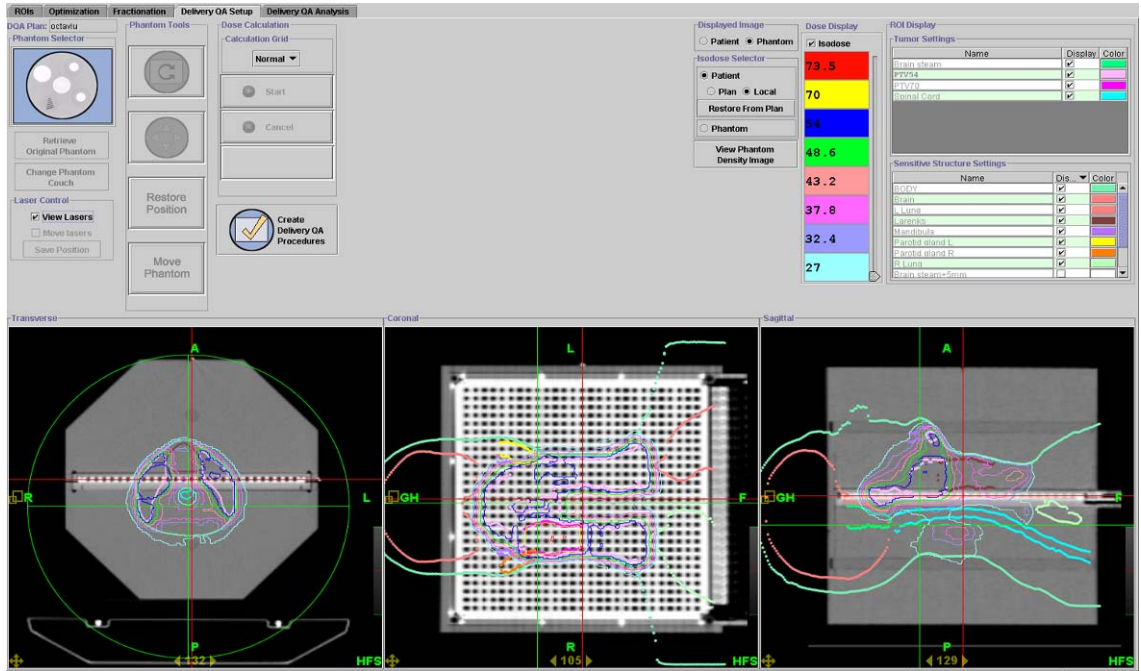
Şekil 3—13 a)Film kalibrasyon eğrisi ve b) bu eğriye ait doz(cGy) – optik yoğunluk tablosu

3.2.4. Octavius Fantomda 2D-Array ile Doz Dağılımı Doğrulanması

Işınlanmadan önce bir planın kalite kontrolünün yapılması gerekmektedir. Bunun için önceden BT si çekilip tomoterapi TPS'ne aktarılmış olan Octavius fantom kullanıldı. Hazırlanan planlar kabul edildikten sonra doz doğrulaması için Octavius fantom üzerine aktarılarak bu fantom üzerinde ileri hesaplama tekniğine göre hesaplatıldı. Şekil 3-14 ve Şekil 3-15.



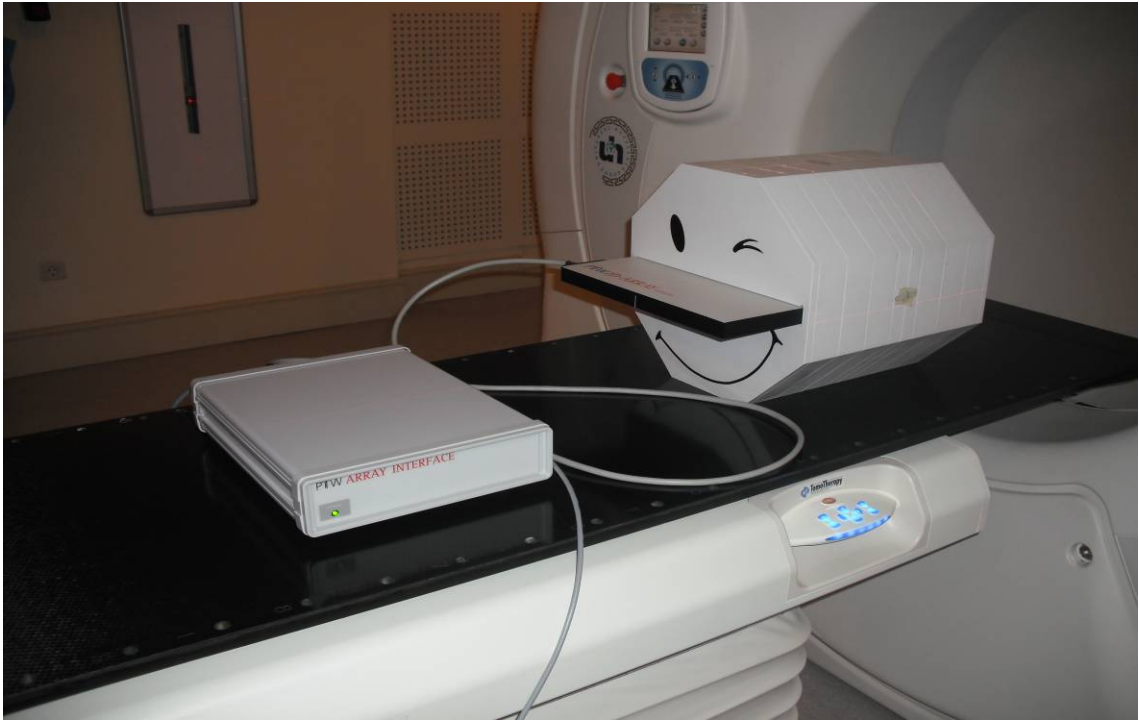
Şekil 3—14 Prostat planının Octavius-Seven 29 2D array fantom üzerindeki görünümü



Şekil 3—15 Baş-Boyun planının Octavius-Seven 29 2D array fantom üzerindeki gösterimi

TPS deki bu işlem tamamlandıktan sonra operatör istasyonuna geçilerek octavius fantom setup'ı hazırlandı ve Seven 29 2D array octavius fantom içine yerleştirilerek önce fantomun MVCT'si alınarak set up'ın doğruluğu kontrol edildi. Şekil 3-16 Eğer planlanan ve ışınlama arasında sapma varsa bu sapma x, y, z ekseninde sayısal olarak ekranda görünmektedir. Bu sapmalar otomatik olarak uygulanır. Şu

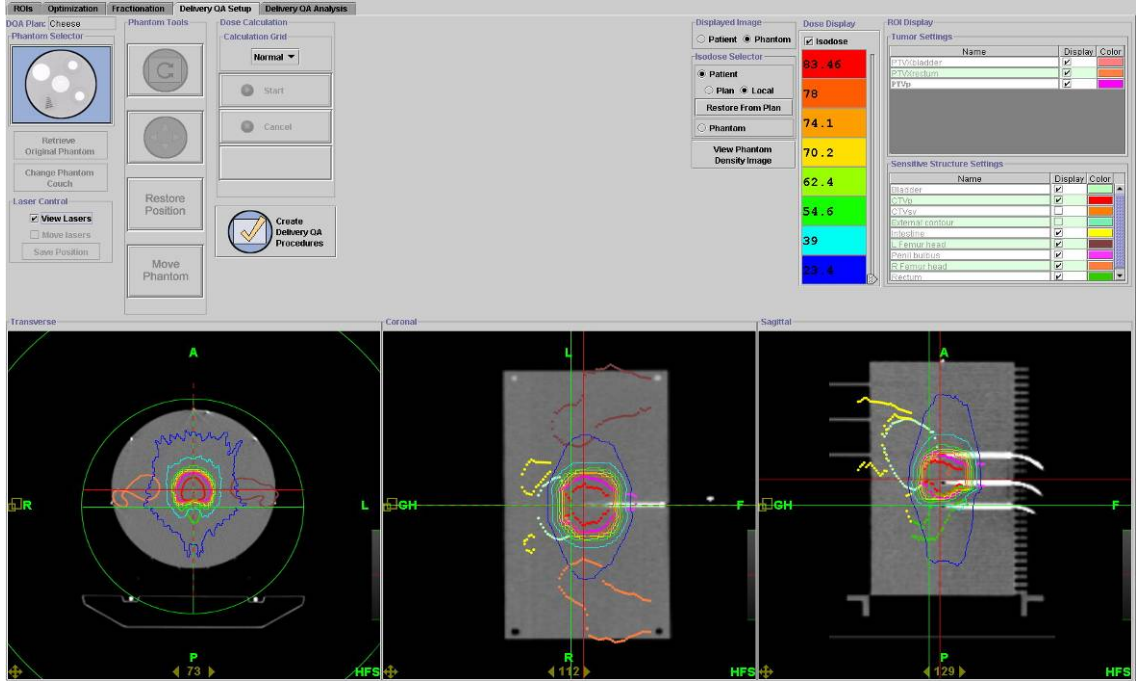
andaki HP (High Performance) masa ile sadece y ve z eksenindeki kaymalar otomatik olarak yaptırılabilirken x eksenindeki sapma tedavi odasına girilerek elle onaylanmak zorundadır. Plan kalite kontrol ışınlaması yapılan her bir plan için gerçekleştirilerek elde edilen tüm yoğunluk haritaları PTW Verisoft yazılımı mcc formatında kayıt edildi. Daha sonra bu görüntü dosyaları PTW Mephysto mc² yazılımında film analiz yazılımı ile tomoterapi de değerlendirmek için açılarak tiff ve cal olmak üzere iki farklı dosya elde edilerek tomoterapi TPS ne geçildi. Elde edilen film ve kalibrasyon dosyaları sırasıyla TPS ye yüklenerek hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımları karşılaştırılabilir hale getirildi ve ölçüm yapılan düzlem için gamma dağılımı hesaplatıldı. Karşılaştırma işlemlerinde 3mm-%3 sınırlaması göz önünde bulundurularak değerlendirme işlemleri her bir plan için tekrar edildi.



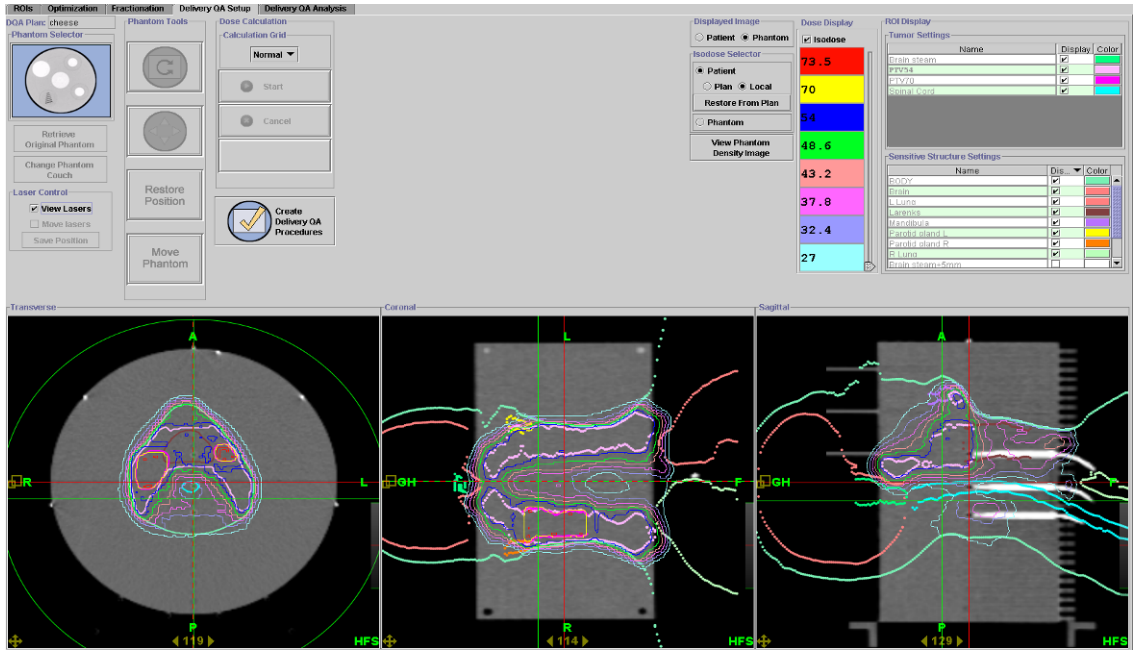
Şekil 3—16 Tomoterapi’de Octavius fantom, Seven 29 2D array ve array ara yüz ile plan doğrulaması

3.2.5. Cheese Fantomda Gafkromik EBT Film ile Doz Dağılımı Doğrulanması

Bu işlem için daha önce BT si çekilerek tomoterapi TPS ne aktarılan cheese fantom kullanıldı. Işınlama için kabul edilen plan, TPS yazılımının yardımı ile bu fantom üzerine aktarılarak ileri planlama yöntemi ile yeniden hesaplatıldı.



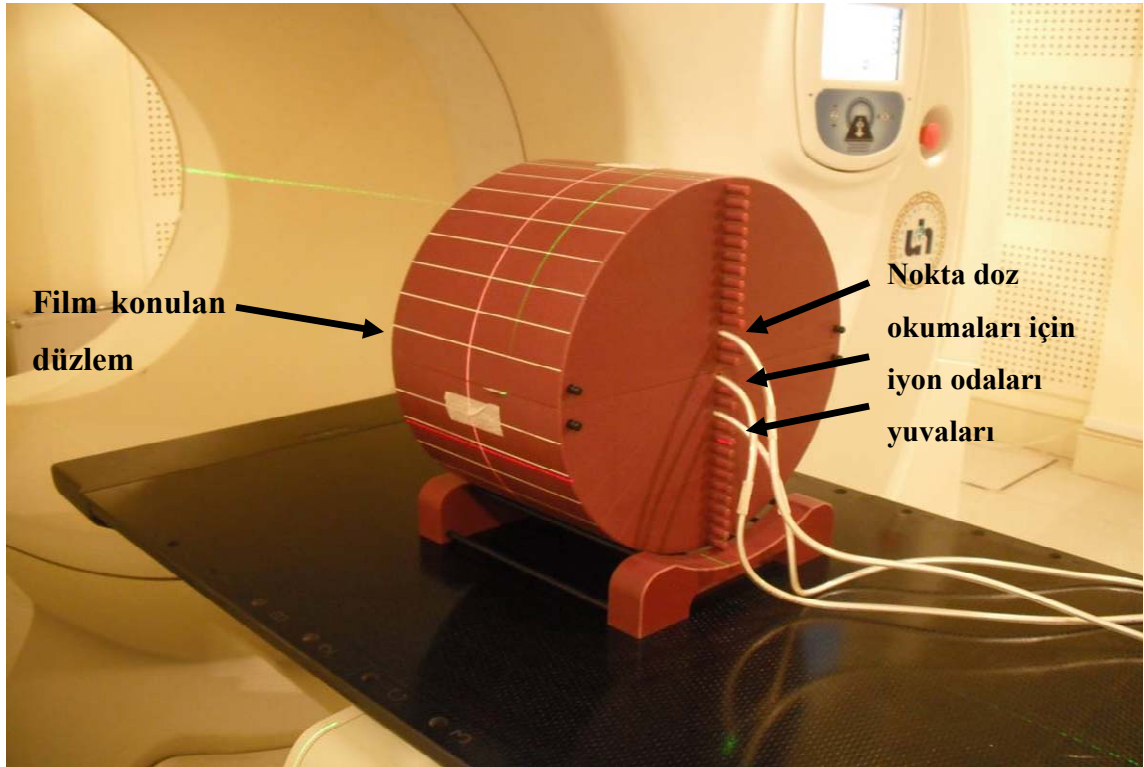
Şekil 3—17 Prostat planının cheese fantom üzerine plan kalite kontrolü için aktarılmış hali



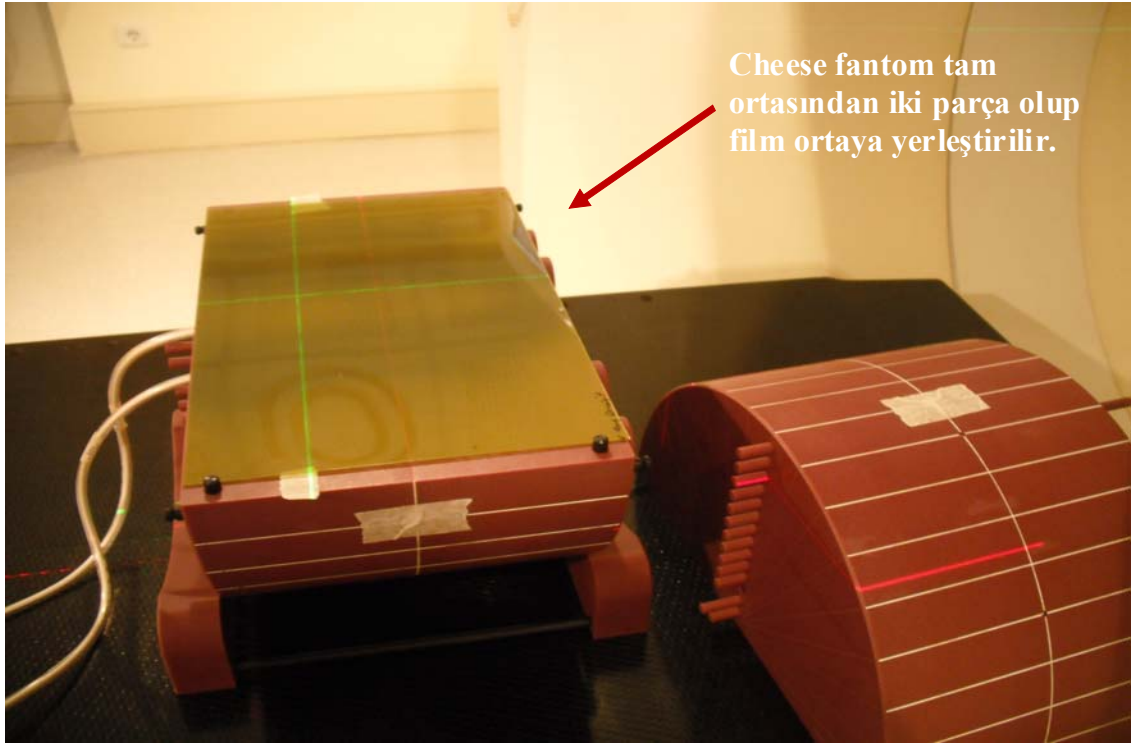
Şekil 3—18 Baş-Boyun planının cheese fantom üzerine plan kalite kontrolü için aktarılmış hali

Şekil 3-17 ve Şekil 3-18 , prostat ve baş-boyun planlarının cheese fantom üzerine aktarımlarını göstermektedir. Cheese fantomda iyon odası ile nokta doz okunacak noktalar belirlendi. Buradan operatör istasyonuna geçilerek cheese fantomlu düzenek kurularak gafkromik film fantom arasına ve iyon odaları yuvalarına konularak (Şekil 3-

19 ve Şekil 3-20) cheese fantomun önce MVCT si alınarak set-up'ın doğruluğu teyit edildi. Varsa x, y ve z yönündeki kaymalar uygulanarak normal plan ışınlaması gerçekleştirildi. Sıcaklık ve basınç kayıt edilerek ışınlama işlemi her bir plan için aynı şekilde gerçekleştirildi. Işınlanan gafkromik filmler 24 saat bekletilerek kararlı hale gelmeleri sağlandı. Daha sonra Epson 10000XL tarayıcıda 48bit ve 72 dpi çözünürlükle tif formatında taranan gafkromik filmler tomoterapi Hi-ART TPS ye aktarılarak kullanılan filme ait kalibrasyon eğrisiyle kalibre edildikten sonra hesaplanan ve ölçülen düzlemler için profiller karşılaştırıldı ve o düzleme ait gamma hesaplatıldı. Aynı zamanda alınan elektrometre okumaları absorbe doza çevrilerek TPS de alınan sonuçların yanına yazılarak değerlendirilmesi yapıldı ve değerlerin istenen %3-3mm sınırı içinde olduğuna bakıldı.



Şekil 3—19 Tomoterapide Cheese fantom-film ve nokta doz ölçümü ile plan doğrulaması



Şekil 3—20 Cheese fantomda gafkromik film ışınlaması. Gafkromik film cheese fantomun arasına (15 cm) konarak fantom lazerlere göre oturtulup önce set up ayarlanır sonra ışınlama yapılır

3.2.6. Hesaplanan ve Ölçülen İzodoz Dağılımlarının Karşılaştırılması

Tomoterapi cihazında plana ait prosedüre göre ışınlanarak elde edilen gafkromik film dengeye gelmesi için 24 saat bekletildi. Dengeye gelen gafkromik film Epson 10000XL film tarayıcıda 72dpi çözünürlükle taranarak elde edilen tiff dosyası tomoterapi planlama sistemine plan doğrulaması için kullanılan gafkromik filme ait kalibrasyon dosyası ile yüklendi. Işınlanan gafkromik film düzleminde farklı noktalardan izodozların üst-üste gelmesi incelendi. Bu düzlemler kranio-kaudal, sağ-sol ve serbest düzlem incelemesi şeklinde olabilir. Bu işlemde istenilen değerler için gamma analiz hesaplatması yapıldı.

3.2.7. Cheese Fantomda İyon Odası ile Nokta Doz Doğrulanması

Tomoterapi cihazında plana ait prosedüre göre set up hazırlanır ve iyon odaları TPS’de ayarlanan noktalara denk gelecek şekilde cheese fantomda denk gelen iyon odası yuvalarına yerleştirildi. Sıcaklık ve basınç kayıt edildikten sonra o plana ait prosedür seçildi. İlgilenilen kısmın MVCT taraması yapılarak fantomda kayma varsa

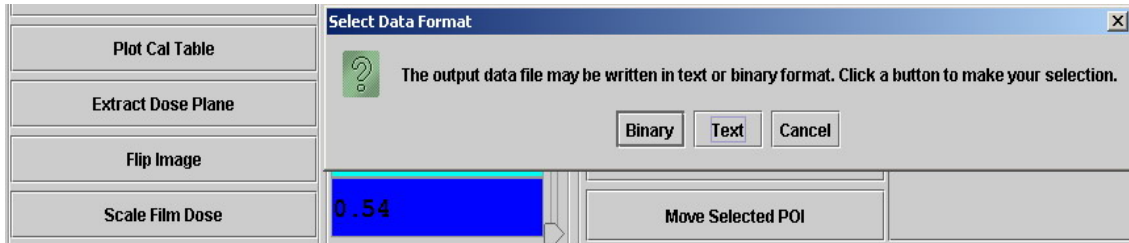
kaymalar uygulandı. Işınlama yapılarak elektrometre okumaları kayıt edilerek sıcaklık basınç düzeltilmesi ve kalibrasyon faktörüyle absorbe doza çevrildi. Ölçülen doz hesaplandıktan sonra şekil 3-21’de görüldüğü gibi TPS’ye girilerek hesaplanan dozla karşılaştırıldı.

Add Point of Interest	Name	Comment	Color	x (cm)	y (cm)	z (cm)	Calc Dose	Meas Dose	Diff (Gy)
	POI_00		Red	0.56	-1.33	5.35	1.409	1.396	0.013
	POI_01		Green	0.56	-1.33	2.30	0.757	0.726	0.031
Remove Selected POI	POI_02		Blue	0.56	-1.33	8.95	0.979	0.956	0.023
Show Selected POI									
Move Selected POI									

Şekil 3—21 Önce Tomoterapi TPS’de hesaplanan doz kayıt edildi sonra plan ışınlanarak nokta doz ölçümleri yapıldı. Absolut doza çevirilen değerler sonra planlama sistemine girilerek tanımlanan doza göre farklar bulundu

3.2.8. PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantom Seven 29 2D Array İzodoz Dağılımlarının Doğrulaması

Octavius fantom üzerine aktarılan ve hesaplatılan planlar tomoterapi cihazında uygulandı. Bu planın PTW yazılımı yardımı ile film ve kalibrasyon dosyaları alındı. Plan verileri tekrar Tomoterapi Hi-ART TPS ne yüklenerek bu yazılımda değerlendirme aşamasına gelindikten sonra şekil 3-22’de görüldüğü gibi bu sayfadaki “extract dose plane” seçeneği yardımı ile dicom görüntü ve bu görüntünün boyutlarını içiren iki dosyaya gelen pencerede “Text” seçeneği ile çevrildi. İlgili planın fraksiyon dozu ve sayısı özellikle yazıldıktan sonra bu iki dosya bu defa PTW Verisoft yazılımında değerlendirilmek üzere alındı ve değerlendirildi. PTW Verisoft yazılımı ile değerlendirmede elimizde planlamada hesaplatılmış matrisle, tedavi cihazında ışınlanarak elde edilen matris vardır.



Şekil 3—22 Tomoterapi TPS’den PTW yazılımına plan değerlendirmesi için veri alma işlemi

3.2.9. PTW Verisoft Yazılımında Cheese Fantom Gafkromik film ile İzodoz Dağılımlarının Doğrulaması

Cheese fantom üzerine aktarılan, hesaplatılan planlar Tomoterapi Hi-ART cihazında cheese fantom arasına gafkromik filmler yerleştirilerek cheese fantomun MVCT si alınarak set up gerçekleştirildi, planlamadan alınan nokta dozlar için iyon odası yuvalarına iyon odaları yerleştirildikten sonra ışınlama yapıldı. Elde edilen filmler en az 24 saat bekledikten sonra çalışmada kullanılan Epson 10000XL marka tarayıcı ile taranarak tiff formatındaki görüntüler değerlendirilmek üzere Hi-ART TPS ine yüklendi ve değerlendirme aşamasında “extract dose” seçeneği yardımı ile PTW verisoft yazılımında değerlendirilecek dicom formatındaki görüntü ve görüntü bilgisini içeren dosya ya çevrildi. Bu dosyalar PTW verisoft yazılımına yüklenerek değerlendirildi. PTW Verisoft yazılımı ile değerlendirmede planlamadan elde edilen matris ve tedavi cihazında ışınlanarak elde edilen matris kullanıldı.

Çalışmada ölçülen tüm dozların tomoterapi TPS’de hesaplanan dozlardan % farkları bulunmuştur. $\%fark = (\text{hesaplanan doz} - \text{ölçülen doz} / \text{hesaplanan doz}) \times 100$ olarak hesaplanmıştır. Sonuçlar $\%fark \pm sd$ olarak verildi.

4. BULGULAR

4.1 Helikal Tomoterapide 20 Baş-Boyun Hastasına Ait Planlama Parametreleri

Helikal Tomoterapi cihazında 20 baş-boyun ve 20 prostat planı için seçilen alan boyutu , pitch, mf, cal grid, tedavi süresi, MU ve gantri periyod zamanı Tablo 4-1 ve Tablo 4-2’de gösterilmiştir.

Tablo 4—1 Tomoterapi cihazında yapılan 20 baş-boyun planının alan genişliği, pitch, modülasyon faktörü, hesaplama gridi, tedavi süresi, mu ve gantri periyotları

	Alan Genişliği(cm)	Pitch	Modülasyon Faktörü	Cal.Grid	Tedavi Süresi(sn)	MU	Gantry Period(sn)
Plan1	2,500	0,300	2,500	n	224,9	3119,0	16,0
Plan2	2,500	0,300	2,000	n	139,7	1879,0	15,0
Plan3	2,500	0,300	2,500	n	342,6	4822,0	15,0
Plan4	2,500	0,300	2,500	n	391,5	5529,0	15,0
Plan5	2,500	0,300	2,400	n	417,7	5909,0	17,0
Plan6	2,500	0,300	2,500	n	196,7	2740,0	16,0
Plan7	2,500	0,287	3,000	n	566,2	8110,0	25,0
Plan8	2,500	0,287	3,500	n	840,4	1211,20	29,0
Plan9	2,500	0,300	2,000	n	302,4	4223,0	15,0
Plan10	2,500	0,300	2,500	n	166,8	2271,0	15,0
Plan11	2,500	0,287	2,400	n	436,3	6218,0	19,0
Plan12	2,500	0,300	3,000	n	206,8	2853,0	18,0
Plan13	2,500	0,300	2,750	n	363,3	5190,0	16,0
Plan14	2,500	0,300	2,400	n	317,5	4516,0	16,0
Plan15	1,000	0,287	2,400	n	478,8	6797,0	22,0
Plan16	1,000	0,300	2,750	n	366,2	5164,0	23,0
Plan17	1,000	0,300	2,750	n	431,9	6193,0	25,0
Plan18	1,000	0,287	2,750	n	371,6	5309,0	23,0
Plan19	1,000	0,300	2,750	n	328,3	4615,0	22,0
Plan20	1,000	0,300	2,400	n	496,6	7059,0	27,0

Baş boyun tümörlerinde, tümör boyutuna bağlı olarak en sık kullanılan alan boyutu tablodan da görüldüğü gibi 2.5cm lik alan boyutudur. Pitch olarak 0.300 ve 0.287 değerleri sıklıkla kullanılmakta olan değerlerdir. Modülasyon faktörü bu 20

planda uygun DVH elde edilmek için kolayca değiştirilen bir parametre olduğundan 2.0-3.0 arasında bir kümelenme olmakla birlikte 3.0'e daha yakın değerler kullanılmıştır. Son beş plan 1,0cm'lik alan açıklığı ile planlanmıştır. Bu planlarda modülasyon faktörü 2.750 , hesaplama gridi olarak “normal” seçilmiştir.

Tablo 4—2 Tomoterapi cihazında planı yapılan 20 prostat planının alan genişliği, pitch, modülasyon faktörü, hesaplama gridi, tedavi süresi, mu ve gantri periyotlarını göstermektedir

	Alan Genişliği(cm)	Pitch	Modülasyon Faktörü	Cal.Grid	Tedavi Süresi(sn)	MU	Gantry Period(sn)
Plan1	2,5	0,287	2	n	238	3304	17
Plan2	2,5	0,287	2	n	236,5	3287	16
Plan3	2,5	0,287	2	n	222,1	3073	15
Plan4	2,5	0,287	2	n	263,8	3678	15
Plan5	2,5	0,287	2	n	227,6	3154	15
Plan6	2,5	0,287	2	n	209,7	2894	15
Plan7	2,5	0,287	2	n	250,9	3493	18
Plan8	2,5	0,287	2	n	198,5	2732	15
Plan9	2,5	0,287	2	n	240,6	3341	15
Plan10	2,5	0,287	3	n	264,1	3687	19
Plan11	2,5	0,287	2	n	184,4	2531	19
Plan12	2,5	0,287	2	n	166,2	2262	15
Plan13	2,5	0,287	2	n	208,2	2872	15
Plan14	2,5	0,300	2,4	n	282	3969	19
Plan15	2,5	0,287	3,8	n	274,3	3855	26
Plan16	2,5	0,300	2,4	n	216	2986	18
Plan17	2,5	0,300	3	n	360,3	5079	25
Plan18	2,5	0,300	1,8	n	210,2	2903	20
Plan19	2,5	0,300	3	n	298,1	4233	11
Plan20	2,5	0,287	2,5	n	259,1	3610	15

Tablo 4-2’de görüldüğü gibi tüm prostat planları için 2,5cm’lik alan açıklığı seçilmiştir. Pitch değeri 0,287 ve 0,300 arasında değişirken çoğunlukla 0,287 tercih edilmiştir. Modülasyon faktörü 2,000 ile 3,800 arasında değişirken beamlet hesaplarının tamamında normal hesaplatma aralığı (grid) kullanılmıştır. Tedavi süresi birden çok

parametreye bağılı iken artan modülasyon faktörü tedavi süresini de etkilemektedir. Tedavi süresinin uzun olması verilecek MU'nun da yüksek olması anlamına gelmektedir. Gantri periyodu ise 11 ile 25sn arasında değişmektedir.

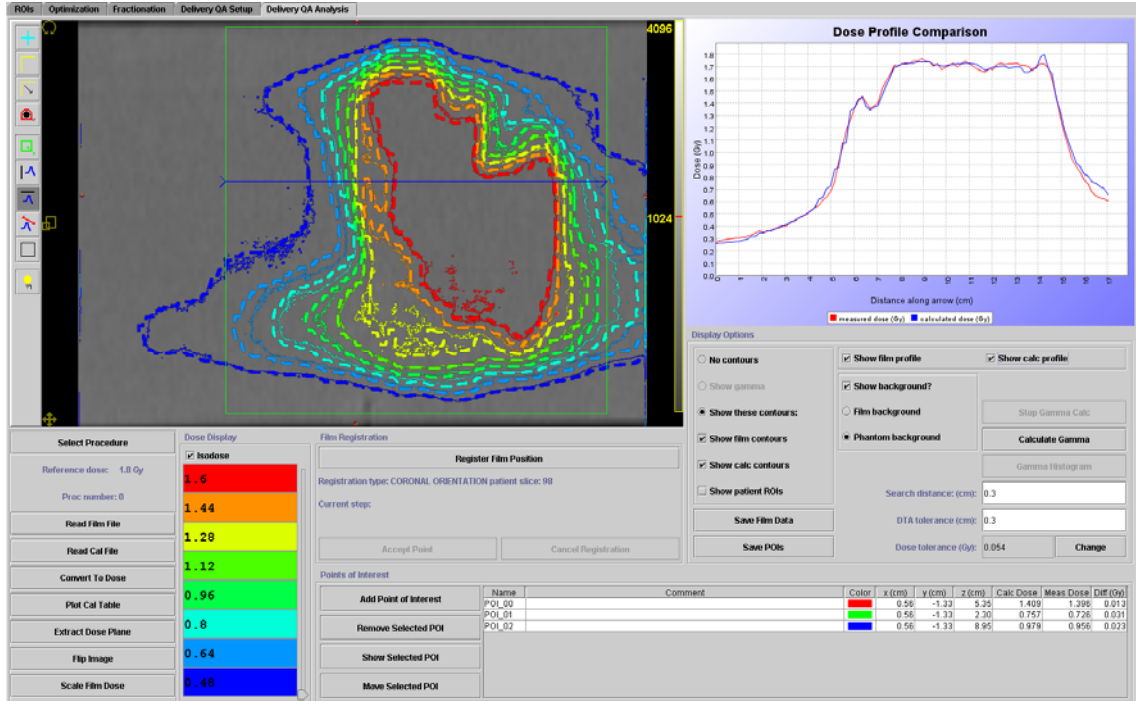
4.2 Helikal Tomoterapi Hi-ART TPS'de Plan Değerlendirmesi

Tomoterapi TPS'de öncelikle hesaplanan ve ölçülen izodoz karşılaştırması yapılarak izodozların uyumu incelendi. İstenilen DTA ve %DD kriterlerine göre gamma histogramı hesaplatılırdı ve gamma histogramı görsel olarak incelenip hesaplanan ve ölçülen noktalar arasında farkın yüksek olduğu bölgeler değerlendirilirdi ve gamma histogram dağılımı incelendi. Bu grafikte testte kullanılan nokta sayısı sıklığı ve $\delta = 1$ 'e denk gelen değere bakıldı.

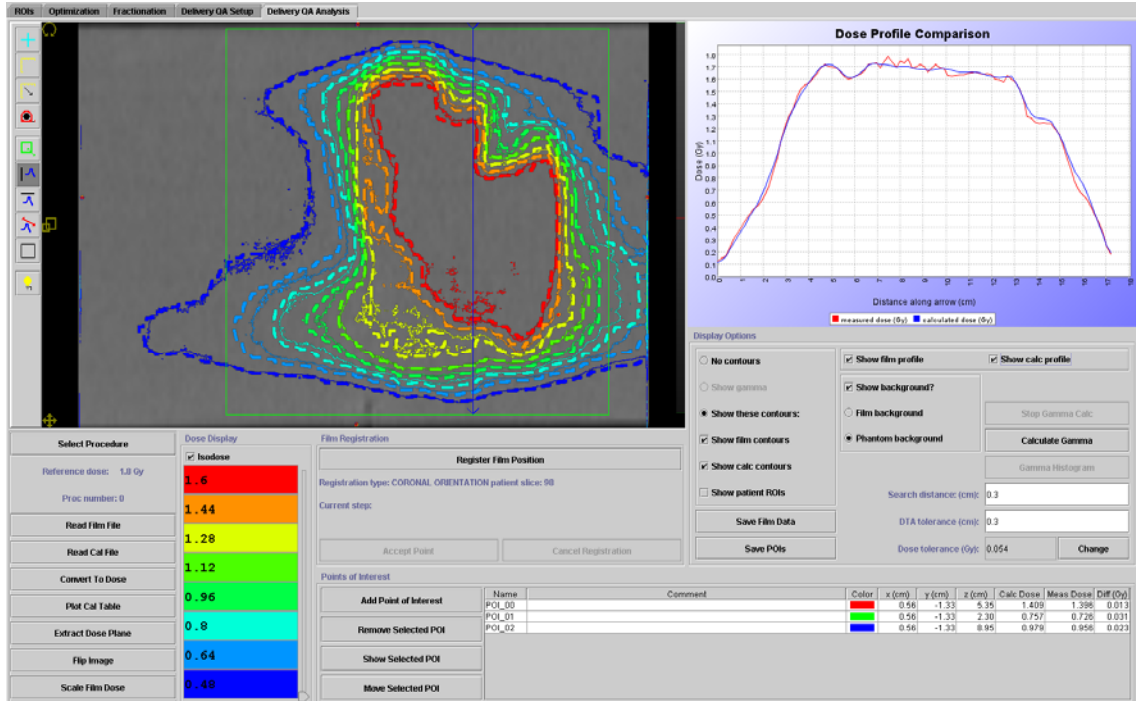
4.2.1 Helikal Tomoterapi'de Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Plan Değerlendirmesi

4.2.1.1 Cheese Fantomda Baş-Boyun Planı (Plan14)

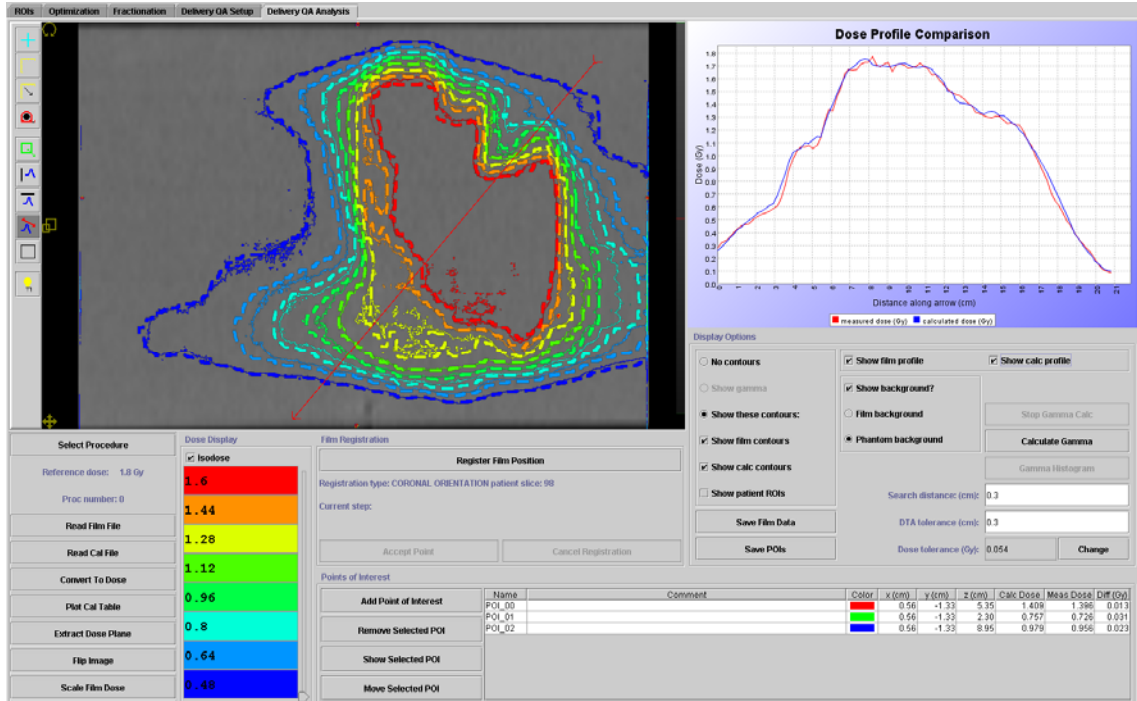
1) Plan14e ait hesaplanan ve ölçülen izodoz eşleşmesi sağ-sol, ayak-baş ve serbest profil yönünde şekil 4-1, 4-2 ve 4-3'te gösterilmiştir. Kesik çizgili izodoz eğrileri TPS'de hesaplanan, düz çizgili izodoz eğrileri ise ölçülen izodoz eğrilerini gösterir. Ayrıca planlanan ve hesaplanan doz profilleri de ekranda gösterilmektedir. Kırmızı renkli profiller ölçülen, mavi renkli profiller ise hesaplanan profilleri göstermektedir.



Şekil 4—1 Tomoterapi TPS’de plan kalite kontrol analiz (DQA) sayfasında koronal düzlemde izodoz eğrileri ve sağ-sol profil. Burada kesik çizgili olan izodozlar TPS tarafından hesaplanan, düz çizgi izodozlar ise ışınlama sonucu filmde elde edilen izodoz eğrilerini göstermektedir.



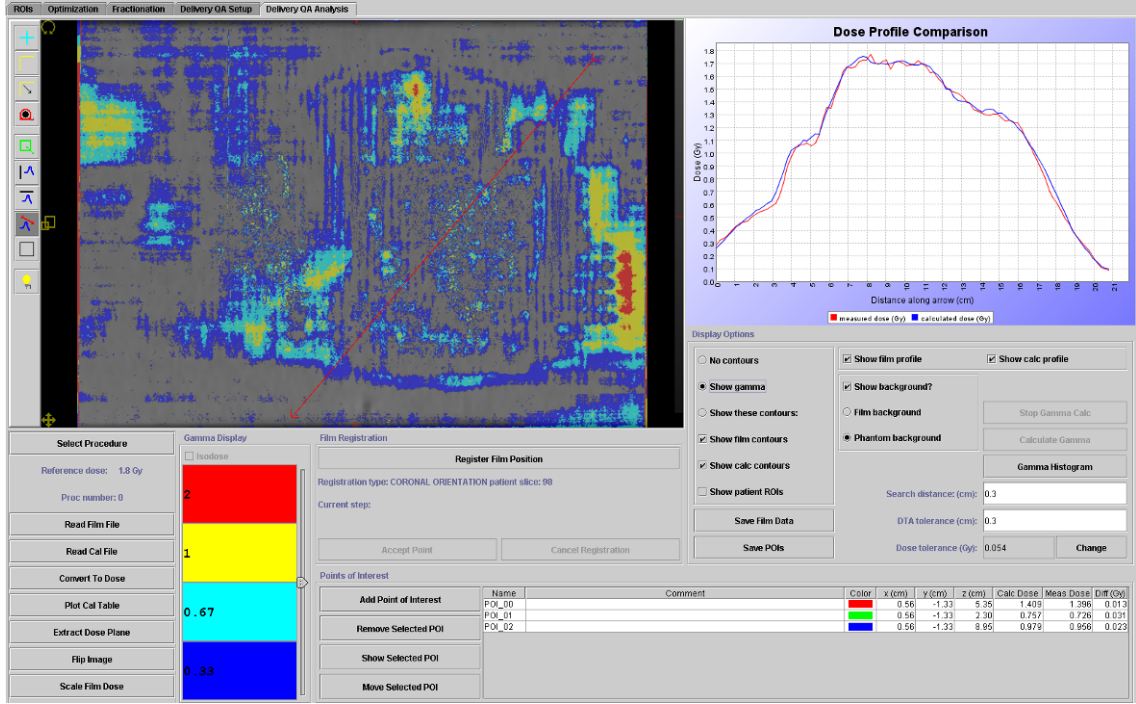
Şekil 4—2 Tomoterapi TPS’de plan kalite kontrol analiz (DQA) sayfasında koronal düzlemde izodoz eğrileri ve ayak-baş profili. Burada kesik çizgili olan izodozlar TPS tarafından hesaplanan, düz çizgi izodozlar ise ışınlama sonucu filmde elde edilen izodoz eğrilerini göstermektedir.



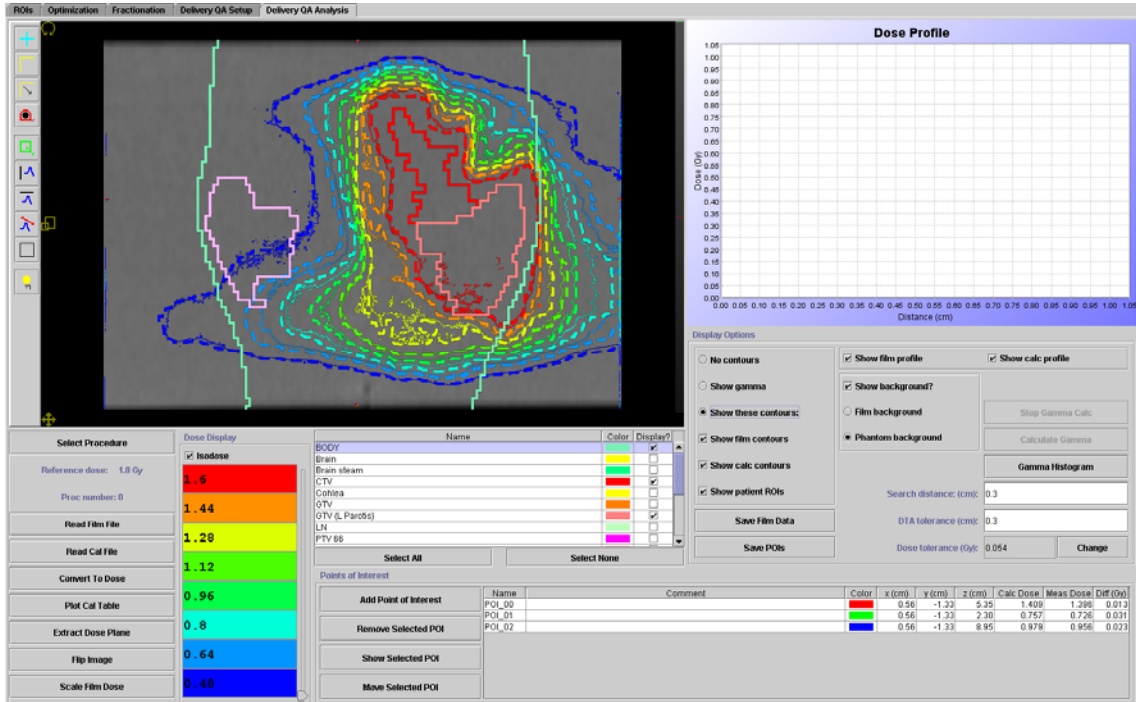
Şekil 4—3 Tomoterapi TPS’de plan kalite kontrol analiz (DQA) sayfasında koronal düzlemde serbest profil

Bu şekilde hesaplanan ve ölçülen izodoz eğrilerinin (DTA ve %DD farkına göre) $3\text{mm} \pm \%3$ kriterine göre uyumuna bakıldı

2) Plan14 için klinikte kullanılan $3\text{mm} \pm \%3$ kriterlerine göre gamma analiz dağılımı hesaplatıldı. Bu dağılımda renk koduna göre hangi noktaların istenilen kriterlere uyup uymadığı çalışılan her plan için kontrol edildi. Şekil 4-4’de gösterilen planda kenarda kırmızı olarak görülen noktalar incelendiğinde bunun eksternal kontur dışında kalan düşük doz bölgelerinden kaynaklanan noktalar olduğu anlaşıldı. Dolayısıyla planı ve cihaz parametrelerini tekrar gözden geçirmemizi veya DQA’i tekrar etmemizi gerektirecek bir durum olmadığına karar verildi. Şekil 4-5, Tomoterapi TPS’de izodoz değerlendirmesini göstermektedir

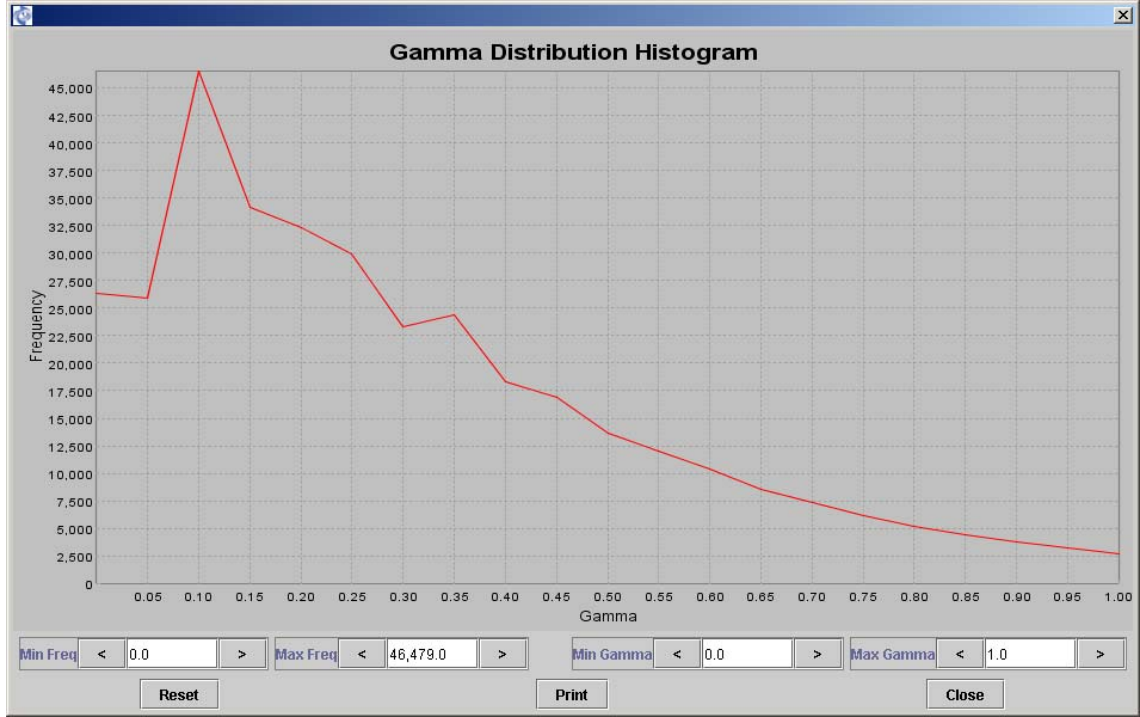


Şekil 4—4 Tomoterapi TPS’de gamma dağılımı hesaplaması ve görünümü



Şekil 4—5 Tomoterapi TPS’de izodoz değerlendirmesi. Gerektiğinde plan konturları görüntülenerek izodoz eğrisi ve gamma dağılımı değerlendirilmesi yapılır.

3) Gamma dağılımına bakıldıktan sonra filmle ilgili son işlem olarak analizi yapılan planın gamma dağılımı histogramına bakıldı. Şekil 4-6 Tomoterapi TPS’de gamma dağılımı histogramını göstermektedir.



Şekil 4—6 Tomoterapi TPS’de gamma dağılım histogramı.

Bu grafikte yatay eksen gamma değerlerini dikey eksen ise ilgili planda gamma değerlerine denk gelen noktaların sıklığını göstermektedir. Bu grafikte önemli olan gamma 1’e denk gelen sıklık değerinin mümkün olduğu kadar sıfıra yakın olmasıdır.

4) Tablo 4-3 20 baş-boyun plan için Tomoterapi TPS’de hesaplanan ve cheese fantomda değişik noktalarda ölçülen nokta dozları ve yüzde farklarını göstermektedir.

Tablo 4—3 Baş&boyun planları için planlama sisteminde alınan hesaplanan ve cheese fantomda ilgilenilen noktalarda ölçülen nokta doz sonuçlarının karşılaştırılması

Plan#	H.D1	H.D2	H.D3	Ö.D1	Ö.D2	Ö.D3	%Fark1	%Fark2	%Fark3
Plan1	1,558	1,547	1,545	1,519	1,502	1,506	2,50	2,91	2,52
Plan2	1,549	0,628	1,519	1,492	0,650	1,479	3,68	-3,50	2,63
Plan3	1,291	0,978	1,406	1,272	0,963	1,372	1,47	1,53	2,42
Plan4	1,269	0,828	1,418	1,244	0,816	1,383	1,97	1,45	2,47
Plan5	1,680	0,767	1,353	1,627	0,731	1,338	3,15	4,69	1,11
Plan6	1,522	0,989	1,541	1,503	1,008	1,516	1,25	-1,92	1,62
Plan7	2,134	2,119	2,147	2,116	2,097	2,114	0,84	1,04	1,54
Plan8	2,097	2,070	2,186	2,034	2,035	2,152	3,00	1,69	1,56
Plan9	0,734	0,734	1,623	0,745	0,717	1,586	-1,50	2,32	2,28
Plan10	1,482	1,339	0,834	1,440	1,303	0,797	2,83	2,69	4,44
Plan11	1,991	2,065	1,971	1,950	2,120	1,900	2,06	-2,66	3,60
Plan12	0,906	0,866	1,457	0,866	0,825	1,424	4,42	4,73	2,26
Plan13	1,437	1,445	1,416	1,394	1,392	1,370	2,99	3,67	3,25
Plan14	1,409	0,757	0,979	1,396	0,726	0,956	0,92	4,10	2,35
Plan15	1,478	1,594	0,285	1,477	1,622	0,293	0,07	-1,76	-2,81
Plan16	1,427	0,794	0,306	1,442	0,788	0,322	-1,05	0,76	-5,23
Plan17	1,665	0,751	0,470	1,660	0,751	0,448	0,30	0,00	4,68
Plan18	1,492	1,042	0,373	1,473	0,990	0,391	1,27	4,99	-4,83
Plan19	1,409	0,689	0,308	1,440	0,688	0,296	-2,20	0,15	3,90
Plan20	1,813	0,892	0,326	1,795	0,892	0,325	0,99	0,00	0,31
Ort	1,517	1,145	1,173	1,494	1,131	1,148	1,45	1,34	1,50
						SD	1,74	2,51	2,75

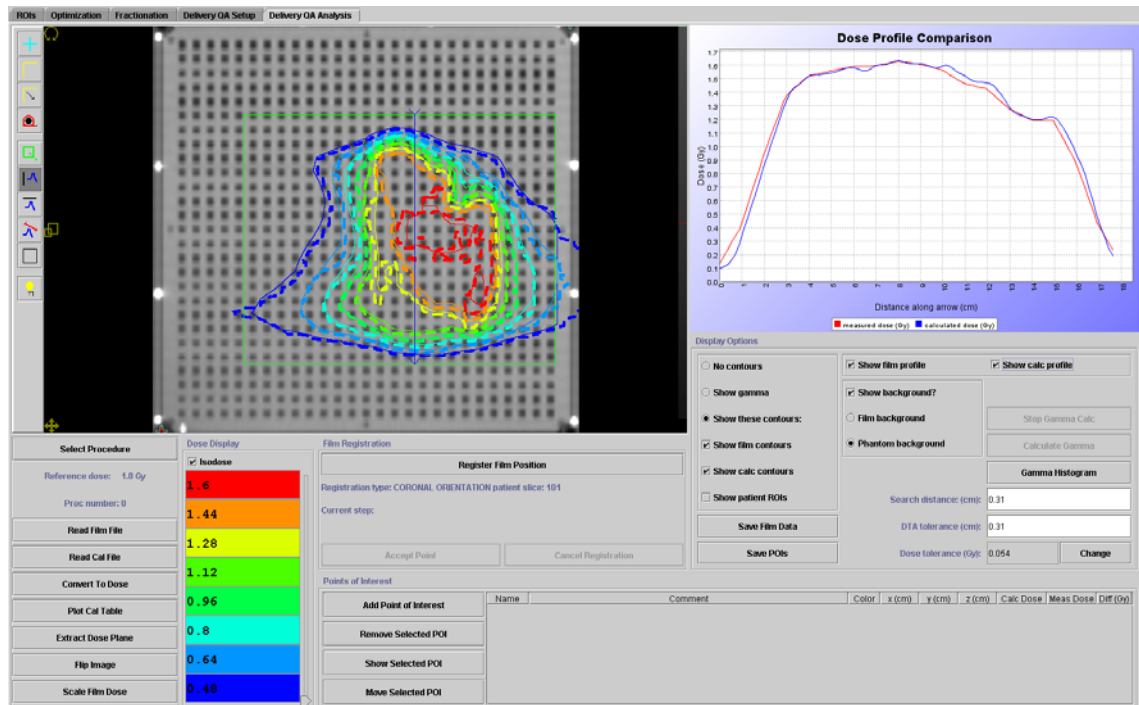
(H.D:Hesaplanan Doz, Ö.D:Ölçülen Doz, Ort: Ortalama, SD: Standart Sapma)

Tüm planlarda yapılan nokta doz ölçümlerinin ortalama yüzde farkları $\pm\%3$ toleransının altında bulunmuştur. Hesaplanan ve ölçülen nokta dozların ortalama yüzde farkları $\%1,45\pm1,74$, $\%1,34\pm2,51$, $\%1,50\pm2,75$ olarak bulunmuştur. Tablo 4-3

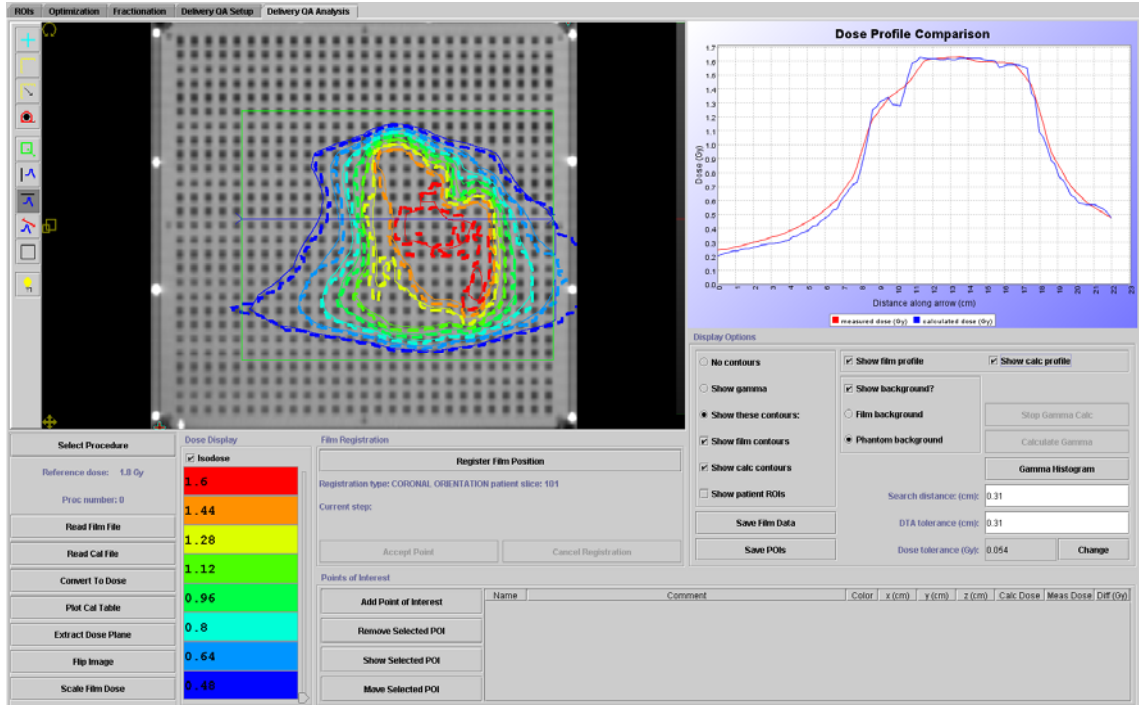
4.2.2 Helikal Tomoterapi’de Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi

4.2.2.1 Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Baş-Boyun Planı (Plan14)

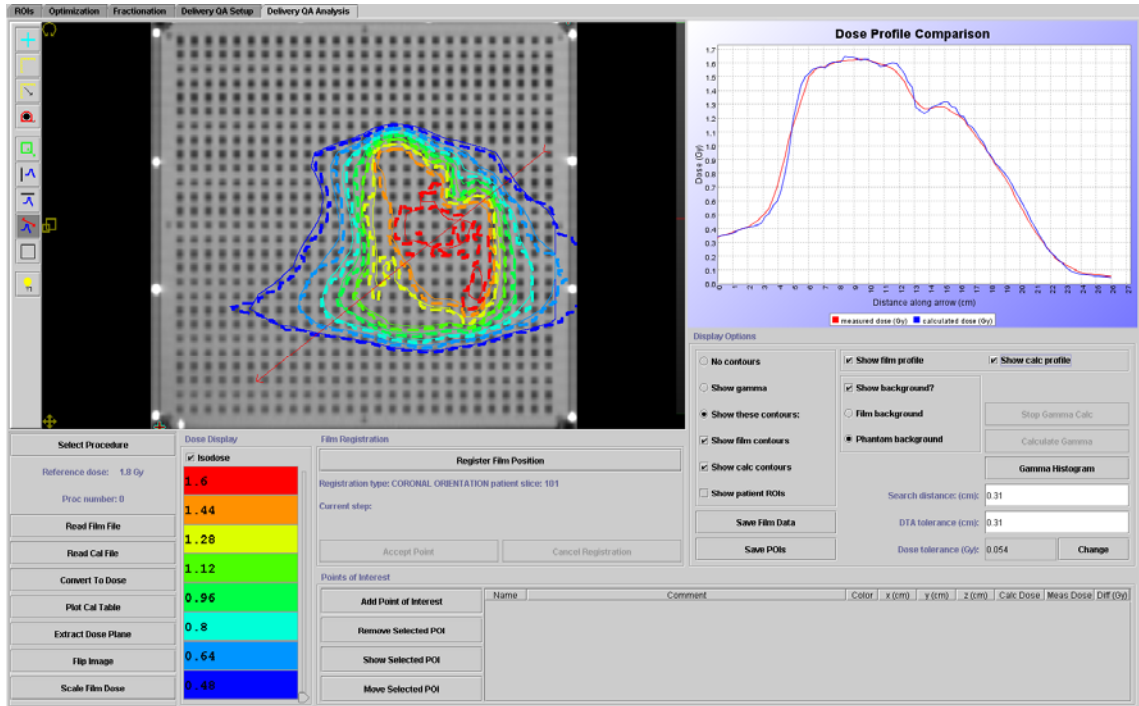
1) Baş-boyun plan14 için elde edilen veriler Tomoterapi TPS’ye yüklendi. Bu plana ait doz dağılımı eşleşmesi şekil 4-7, şekil 4-8 ve şekil 4-9’da gösterilmiştir. Görüldüğü gibi Seven 29 2D array’in konulduğu düzlemde hesaplanan ve ölçülen izodozlar birbiri ile uyum içindir. Bu uyum profil eğrilerinden daha kolay görülmektedir.



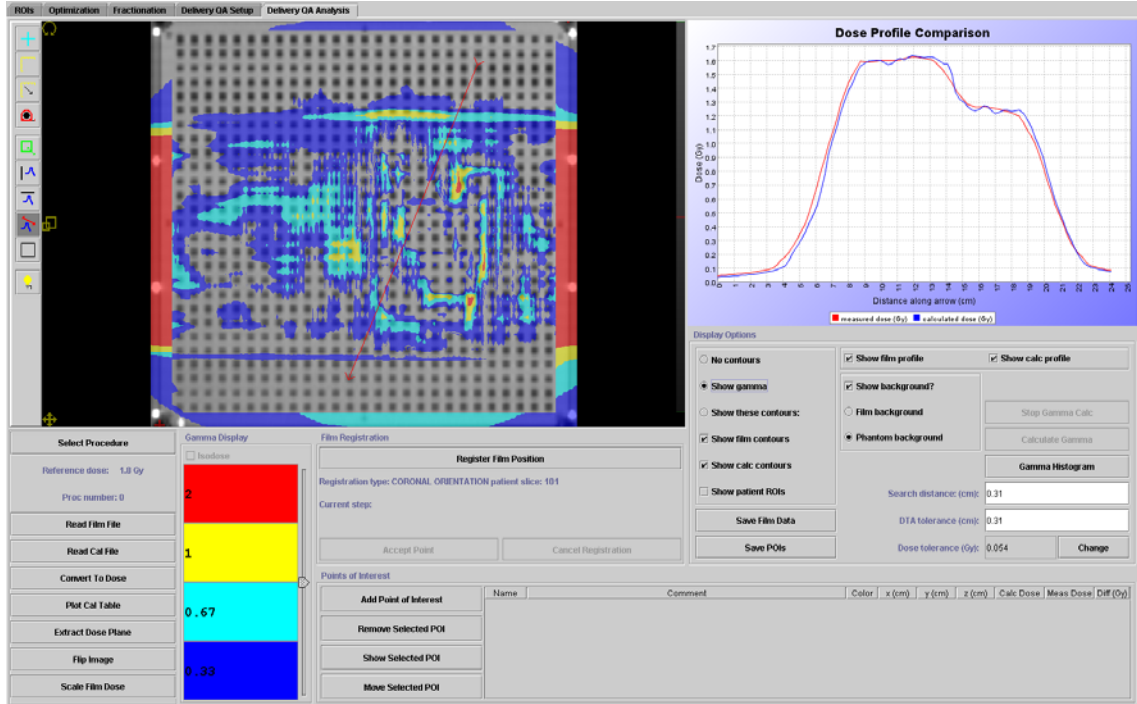
Şekil 4—7 Tomoterapi TPS’de octavius fantomda Seven 29 2D array ile baş boyun plan14 ün hesaplanan ve ölçülen izodozlarının seçilen koronal düzlemde eşleşmesi.



Şekil 4—8 Tomoterapi TPS’de koronal düzlemde sağ sol yönünde alınmış doğrultuda hesaplanan ve ölçülen izodozların uyumu.



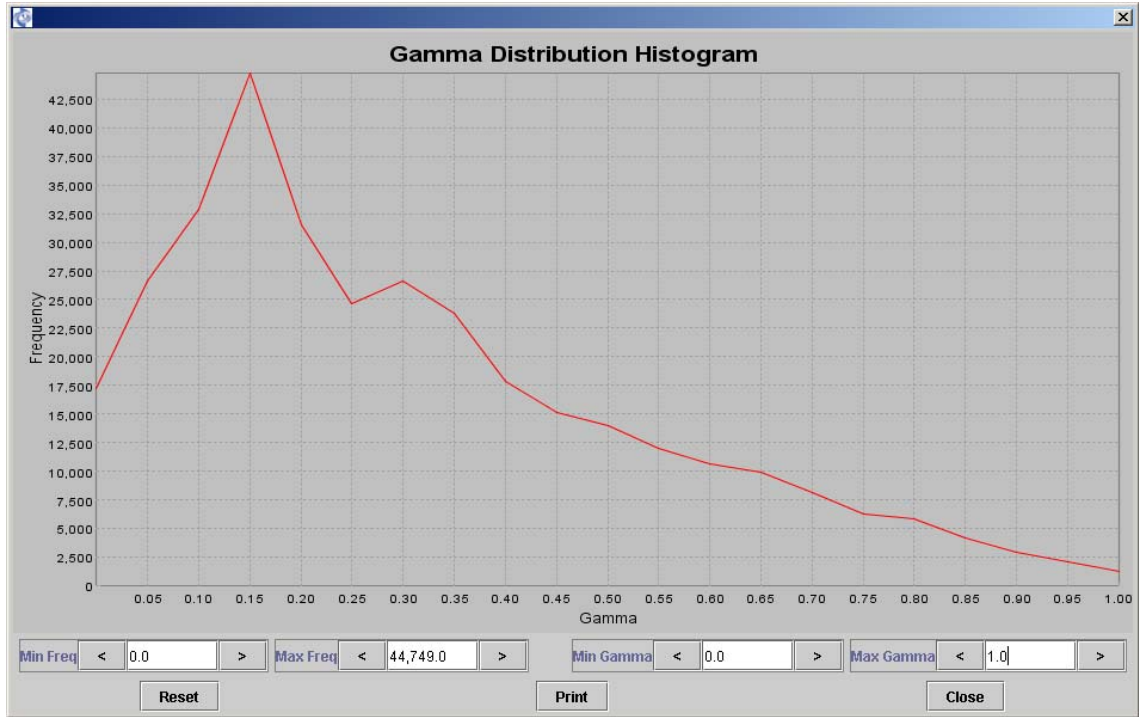
Şekil 4—9 Tomoterapi TPS’de koronal düzlemde serbest olarak alınmış hesaplanan ve ölçülen izodozların uyumu.



Şekil 4—10 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile baş-boyun planı için hesaplatılmış gamma histogramı görüntüsü.

2) Şekil 4-10. da gösterilen baş-boyun planı’na ait gamma histogramı incelendiğinde Seven 29 2D array in yerleştirildiği koronal düzlemde noktaların büyük kısmının $\pm 3\%$ ve 3mm kriterine göre testi geçtiği görülmektedir. Histogramda plan içinde görülen gamma değeri yüksek kırmızı noktaların olduğu bölgelerin doz düşüşü yüksek olan bölgeler olduğu tespit edilmiştir.

3) Şekil 4-11’de gösterilen gamma dağılım histogramı incelendiğinde $\delta=1$ e denk gelen sıklık değerinin düşük olduğu görülmüştür. Yine bu grafiğe bakıldığında hangi gamma değerinin hangi sıklıkta tekrar ettiği görülmektedir.

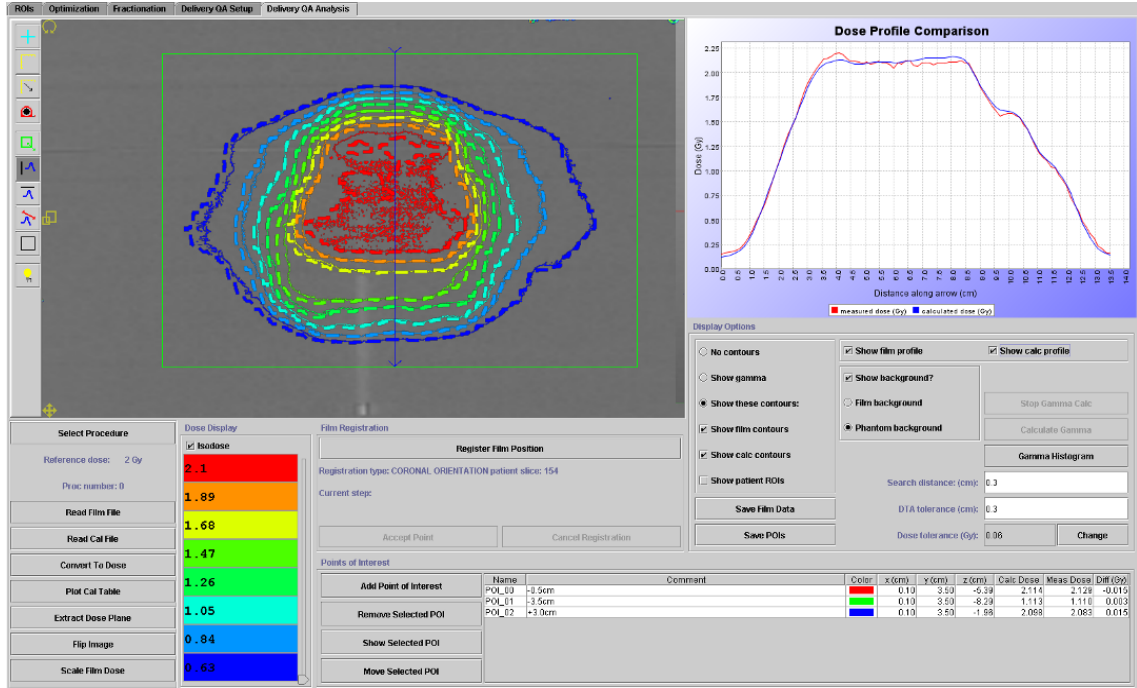


Şekil 4—11 Baş-boyun plan14'e ait gamma dağılım histogramı

4.2.3 Helikal Tomoterapi'de Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Plan Değerlendirmesi

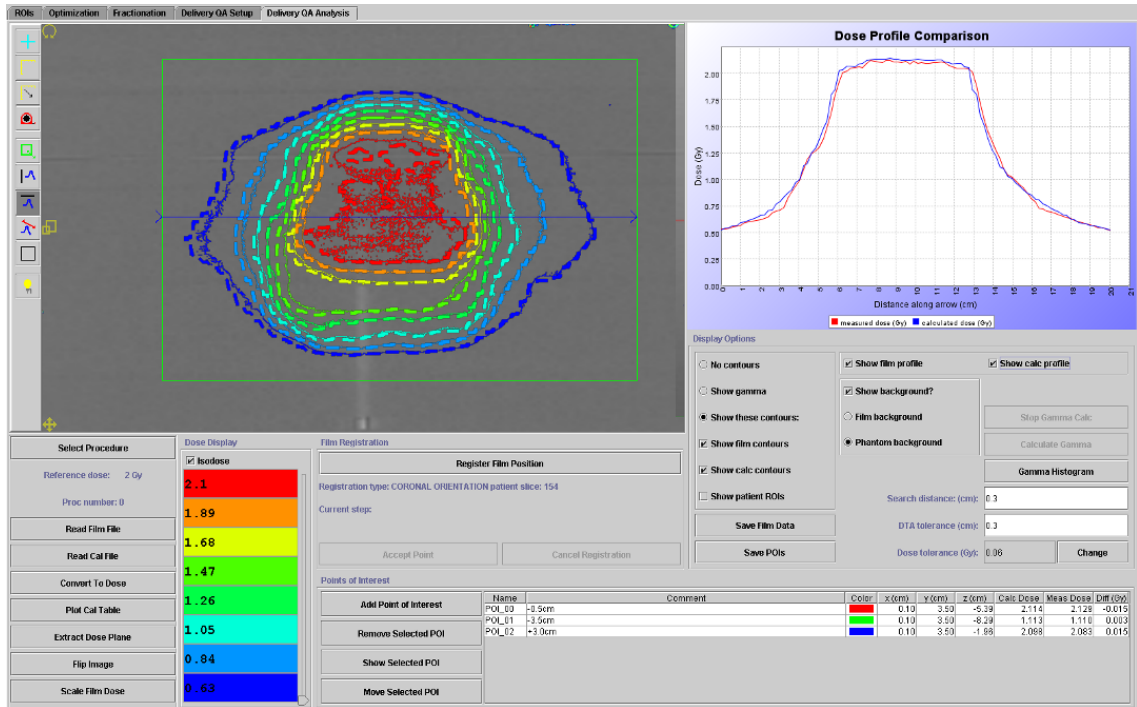
4.2.3.1 Cheese Fantomda Prostat Plan Değerlendirmesi (Plan 1)

1) Prostat Plan1 için koronal düzlemde ışınlanan gafkromik film Tomoterapi TPS'de DQA analiz sekmesinde yüklendi. Plan1'e ait hesaplanan ve ölçülen izodoz eşleşmesi ayak-baş yönünde şekil 4-12 de gösterilmiştir. Bu şekilde değişik doğrultularda hesaplanan ve ölçülen eğrilerin uyumu incelendi.



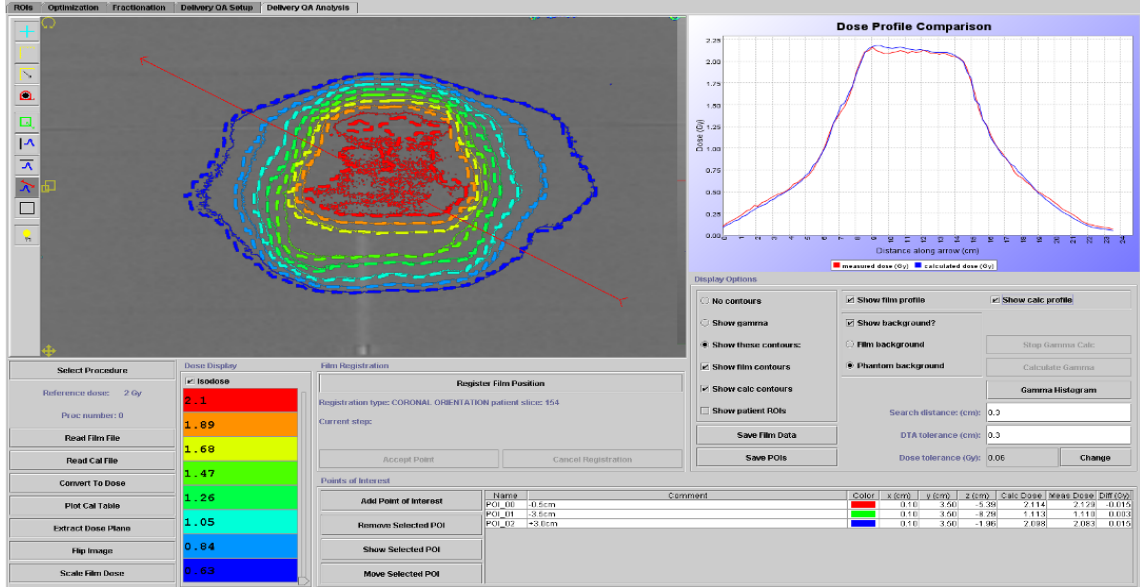
Şekil 4—12 Tomoterapi TPS’de hesaplanan ve cheese fantomda filmle ölçülen prostat planın ayak-baş yönünde değerlendirilmesi.

Burada kesikli izodozlar TPS’de hesaplanan, düz izodozlar ise ölçülen izodozlardır. Filmin konulduğu düzlemde hesaplanan ve ölçülen izodoz eğrilerinin uyum içinde olduğu görülmektedir.



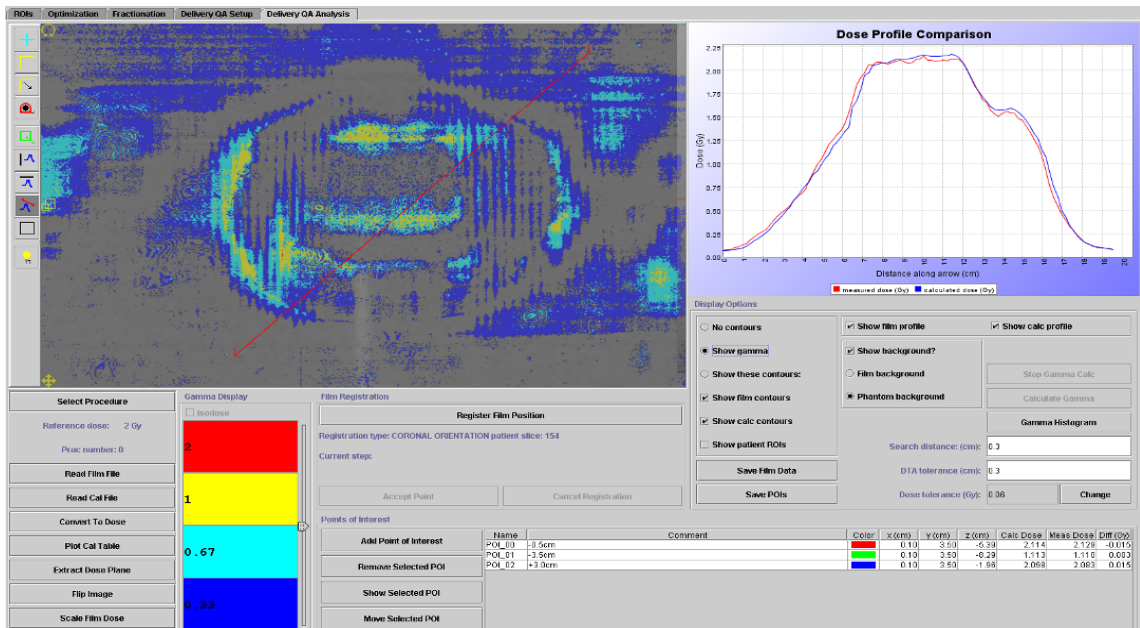
Şekil 4—13 Tomoterapi TPS’de hesaplanan ve cheese fantomda filmle ölçülen prostat planın sağ-sol yönünde değerlendirilmesi.

Şekil 4-13’de film konulan planda sağ-sol yönünde hesaplanan ve ölçülen izodozların karşılaştırmasını göstermektedir. Şekilden hesaplanan ve ölçülen profillerin birbiri ile uyumlu olduğu görülmektedir.



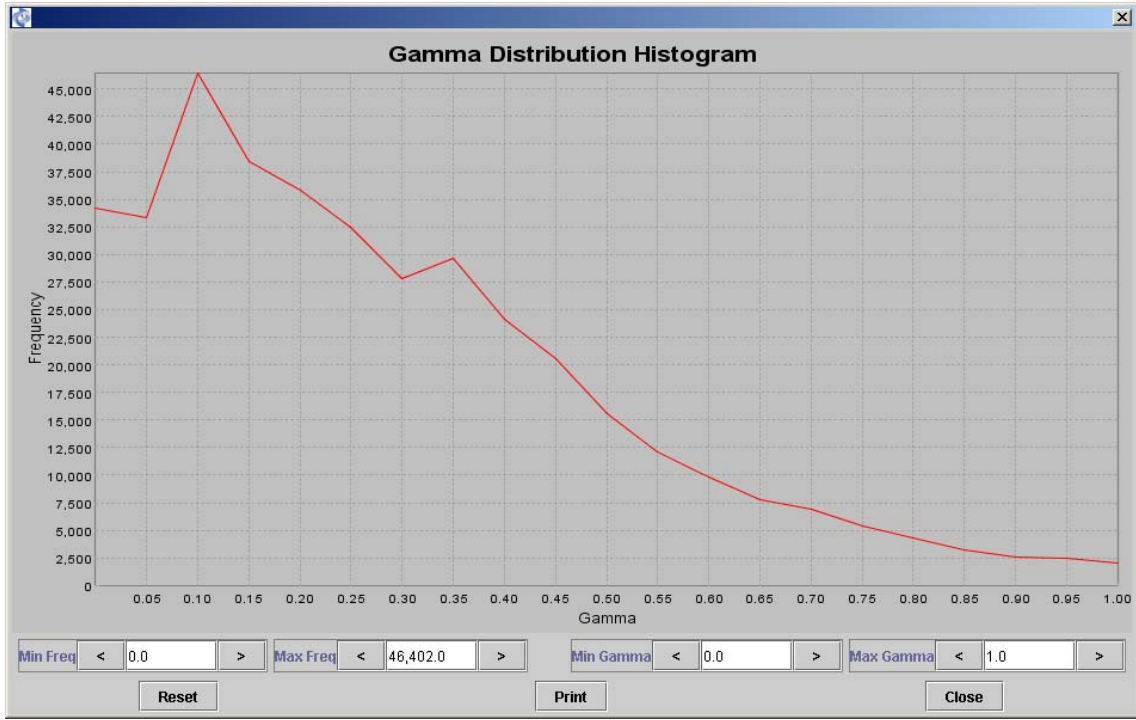
Şekil 4—14 Tomoterapi TPS’de hesaplanan ve cheese fantomda filmle ölçülen prostat planının serbest ekseninde değerlendirilmesi

Şekil 4-14 film düzleminde serbest ekseninde hesaplanan ve ölçülen izodozların uyumunu göstermektedir. Profilden görüldüğü gibi her iki izodozda düşük doz bölgelerinde bile uyum içindedir.



Şekil 4—15 Prostat planının Tomoterapi TPS ile cheese fantomda filmle değerlendirilmesinin gamma analiz sonucu

2) Prostat Plan 1 için hesaplanan ve ölçülen filmleri üst üste getirerek değerlendirme yapmamıza imkan veren gamma dağılımının istenilen kritere göre hesaplatılmasının sonucu şekil 4-15 te gösterilmiştir. Gamma analiz sonucundan da anlaşılacağı üzere üst üste konan noktaların çok büyük bir kısmı testi geçmektedir. Bu hem gamma analiz dağılımından hem de profillerin çakışmasından anlaşılmaktadır.



Şekil 4—16 Prostat plan1’e ait gamma dağılım histogramı

3) Gamma dağılımına bakıldıktan sonra filmle ilgili son işlem olarak, analizi yapılan planın gamma histogram dağılımına bakıldı. Şekil 4-16 gamma dağılım histogramını göstermektedir. Şekil 4-16 incelendiğinde $\delta=1$ e denk gelen sıklık değerinin düşük olduğu görülmüştür. Yine bu grafiğe bakıldığında hangi gamma değerinin hangi sıklıkta tekrar ettiği görülmektedir. Bu eğriden prostat plan1’in testi geçtiğini söyleyebiliriz.

4) Tomoterapi TPS’de DQA analiz sayfasında ölçülen absolut doz değerleri TPS tarafından tanımlanan dozun %3 farkına göre hesaplanan değerlerin yanına girilerek oluşan doz farkları incelendi. Tablo 4-4 Tomoterapi TPS’de yapılan 20 prostat plan için hesaplanan ve cheese fantomda belli noktalarda ölçülen nokta dozları ve farklarını göstermektedir.

Tablo 4—4 Prostat planları için planlama sisteminde hesaplanan ve cheese fantomda ilgili noktalarda yapılan nokta doz ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması

	H.D1	H.D2	H.D3	Ö.D1	Ö.D2	Ö.D3	%Fark1	%Fark2	%Fark3
Plan1	2,114	1,113	2,098	2,129	1,110	2,083	-0,71	0,27	0,71
Plan2	1,959	1,496	1,477	1,912	1,502	1,474	2,40	-0,40	0,20
Plan3	1,908	1,629	1,408	1,873	1,591	1,378	1,83	2,33	2,13
Plan4	2,238	1,030	2,205	2,211	0,989	2,161	1,21	3,98	2,00
Plan5	1,984	1,677	1,344	1,950	1,618	1,365	1,71	3,52	-1,56
Plan6	2,040	0,976	2,004	1,955	0,973	1,956	4,17	0,31	2,40
Plan7	2,107	0,672	0,946	2,091	0,681	0,892	0,76	-1,34	5,71
Plan8	2,019	0,950	1,785	1,966	0,980	1,745	2,63	-3,16	2,24
Plan9	2,039	1,345	2,018	1,985	1,343	1,996	2,65	0,15	1,09
Plan10	1,905	0,824	0,417	1,879	0,795	0,418	1,36	3,52	-0,24
Plan11	2,008	1,382	0,575	1,977	1,382	0,560	1,54	0,00	2,61
Plan12	1,992	1,302	0,801	1,956	1,335	0,815	1,81	-2,53	-1,75
Plan13	1,971	0,789	1,891	1,934	0,773	1,851	1,88	2,03	2,12
Plan14	2,174	0,757	2,174	2,174	0,740	2,178	0,00	2,25	-0,18
Plan15	2,054	0,905	1,084	2,050	0,913	1,058	0,19	-0,88	2,40
Plan16	2,272	1,156	1,923	2,238	1,170	1,868	1,50	-1,21	2,86
Plan17	2,070	0,917	1,977	2,017	0,922	1,985	2,56	-0,55	-0,40
Plan18	2,401	1,032	2,391	2,344	1,045	2,357	2,37	-1,26	1,42
Plan19	2,076	0,942	2,056	2,090	0,954	2,014	-0,67	-1,27	2,04
Plan20	2,067	0,538	1,178	2,036	0,545	1,151	1,50	-1,30	2,29
Ort	2,070	1,072	1,588	2,038	1,068	1,565	1,53	0,22	1,40
						SD	1,19	2,05	1,73

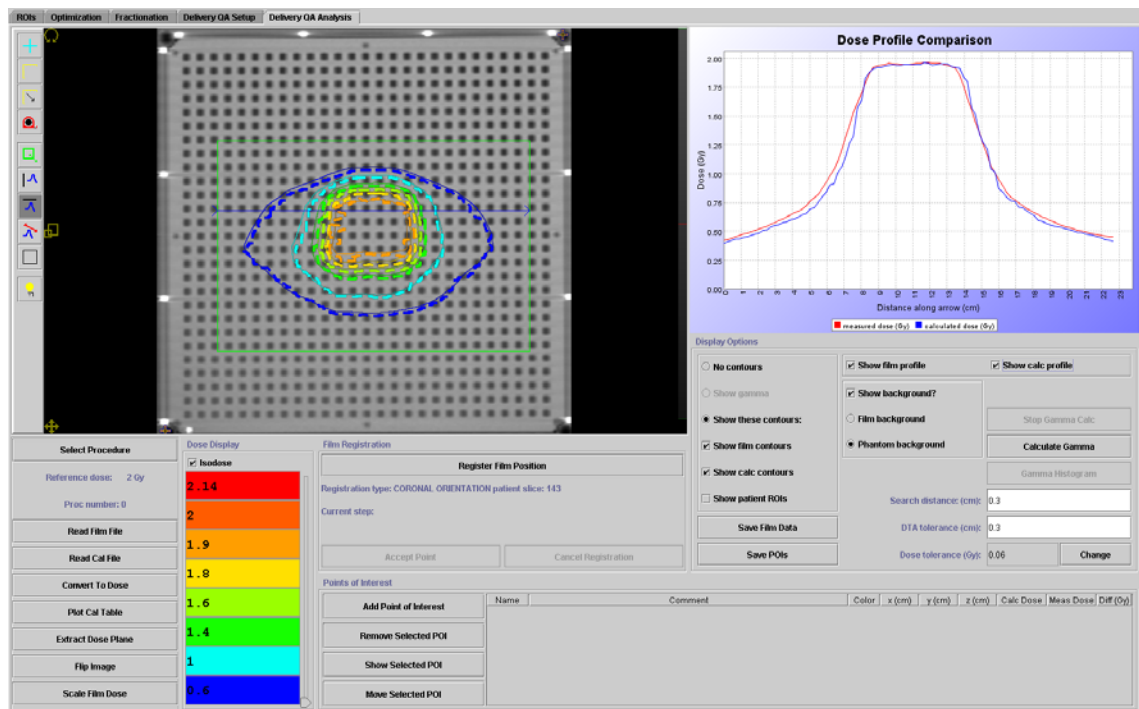
(H.D:Hesaplanan Doz, Ö.D: Ölçülen Doz, Ort: Ortalama, SD: Standart Sapma)

Tüm planlarda yapılan nokta doz ölçüm % farkları ortalaması tanımlanan doza göre $\pm\%3$ doz toleransının altında bulunmuştur. Hesaplanan ve ölçülen nokta dozların ortalama yüzde farkları $\%1,53\pm1,19$, $\%0,22\pm2,05$, $\%1,40\pm1,73$ olarak tespit edilmiştir.

4.2.4 Helikal Tomoterapi’de Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi

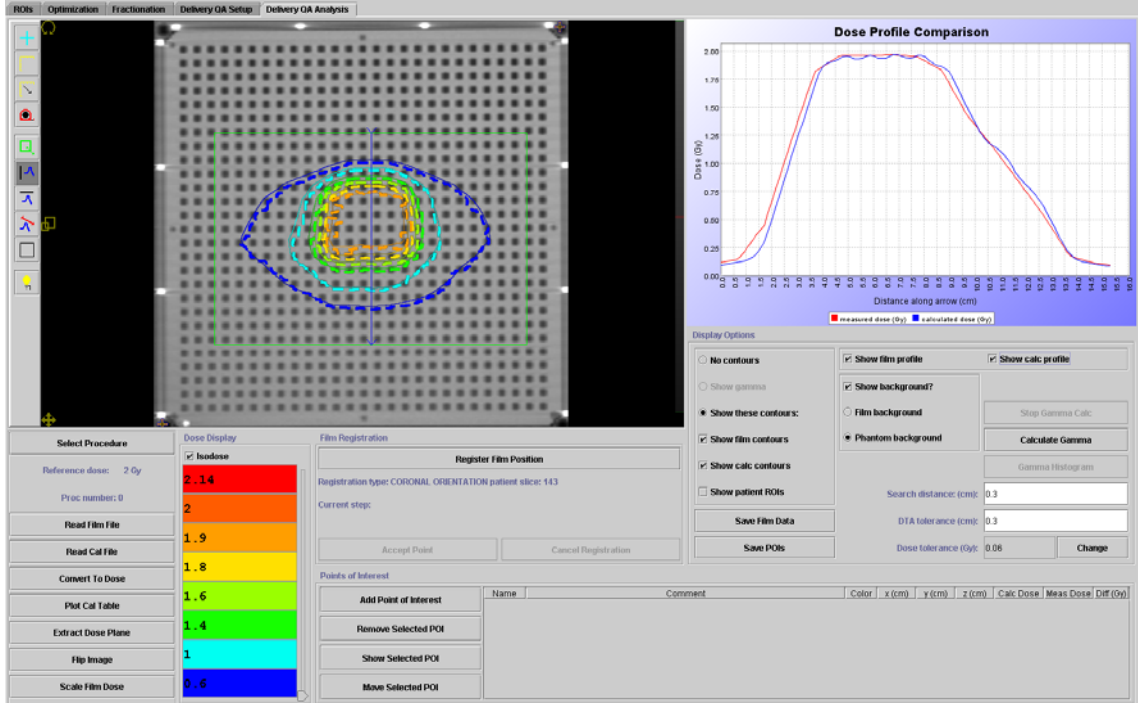
4.2.4.1 Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Prostat Plan Değerlendirmesi (Plan 1)

1) Prostat Plan1 için koronal düzlemde Octavius fantomda Seven 29 2D array ışınlanmasından elde edilen veri Tomoterapi TPS’de DQA analiz sekmesinde yüklendi. Plan1’e ait hesaplanan ve ölçülen izodoz eşleşmesi ayak-baş yönünde şekil 4-17 de görülmektedir. Bu şekilde değişik doğrultularda hesaplanan ve ölçülen eğrilerin uyumu incelendi.



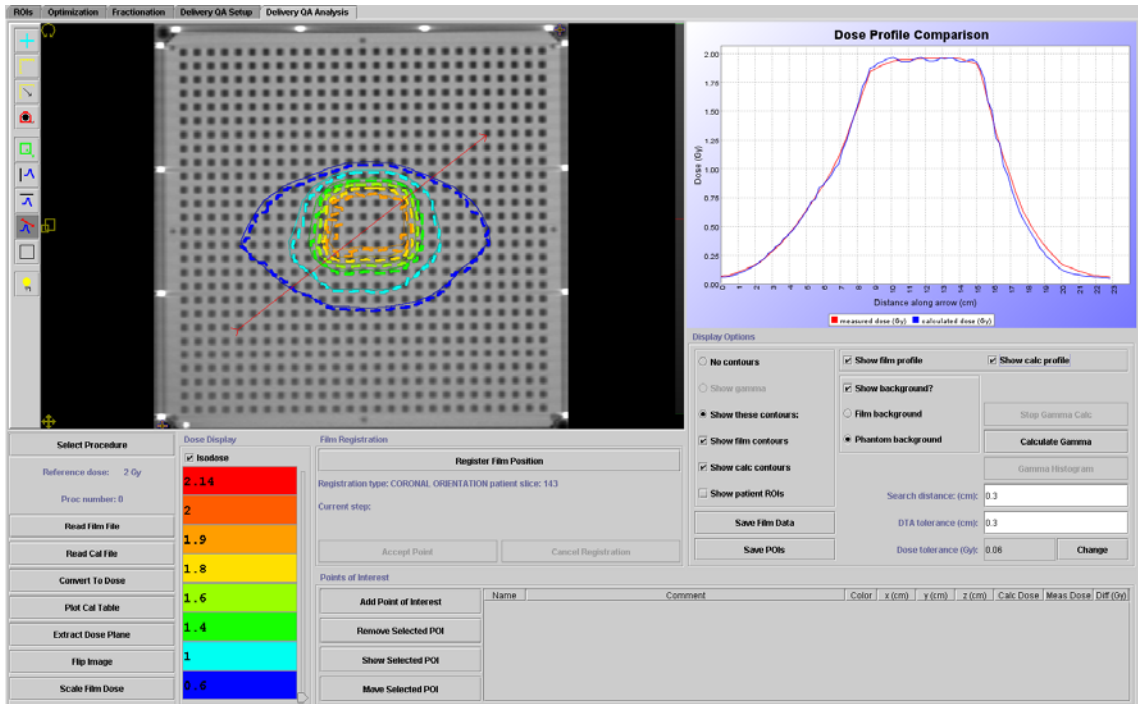
Şekil 4—17 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile plan kalite kontrol ışınlaması. İncelenen plan sağ-sol yönüdür.

Şekil 4-17 seçilen koronal düzleme yerleştirilen Seven 29 2D array ile hesaplanan ve ölçülen izodozların karşılaştırılmasını göstermektedir. Çalışılan düzlemde sağ-sol yönünde izodozların uyumunu gösteren profil şeklini sağ üst tarafında görülmektedir.



Şekil 4—18 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile plan kalite kontrol ışınlanması. İncelenen plan baş-ayak yönüdür.

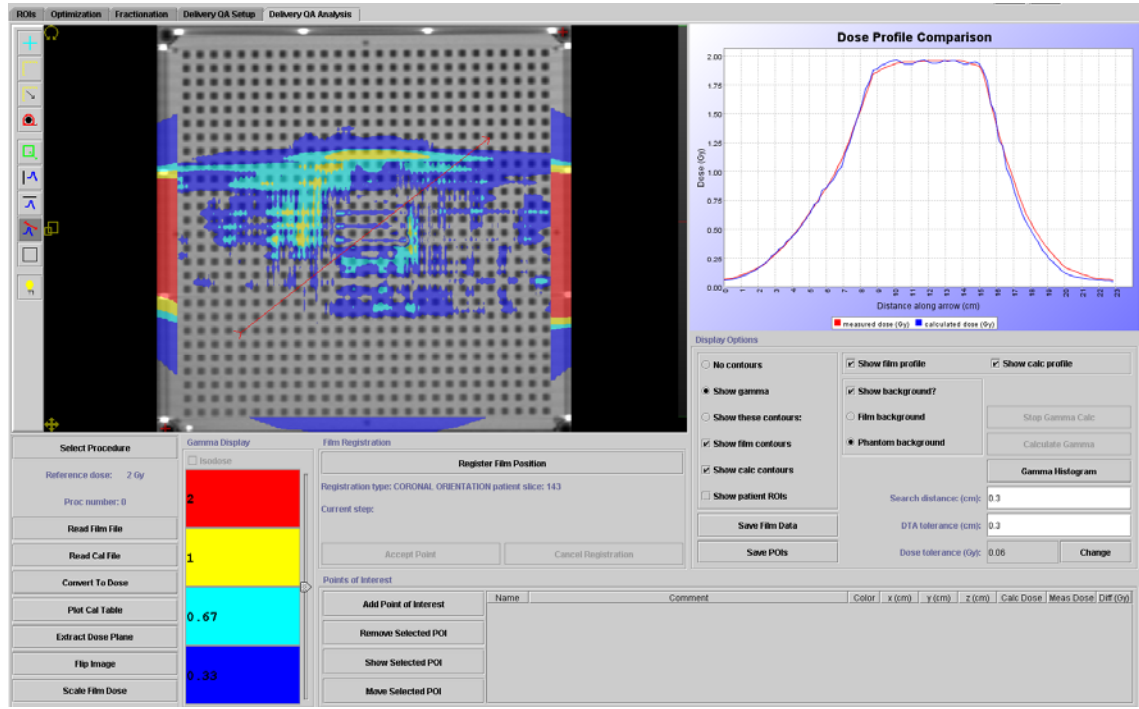
Çalışılan düzlemde ayak-baş yönünde izodozların uyumunu gösteren profillerde düşük doz bölgelerinde bile iyi bir uyum elde edilmiştir. Şekil 4-18.



Şekil 4—19 Tomoterapi TPS’de Octavius fantomda Seven 29 2D array ile plan kalite kontrol ışınlanması. İncelenilen plan serbest düzlem yönüdür.

Şekil 4-19’da serbest düzlemde hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımlarının ve profillerinin uyumu görülmektedir.

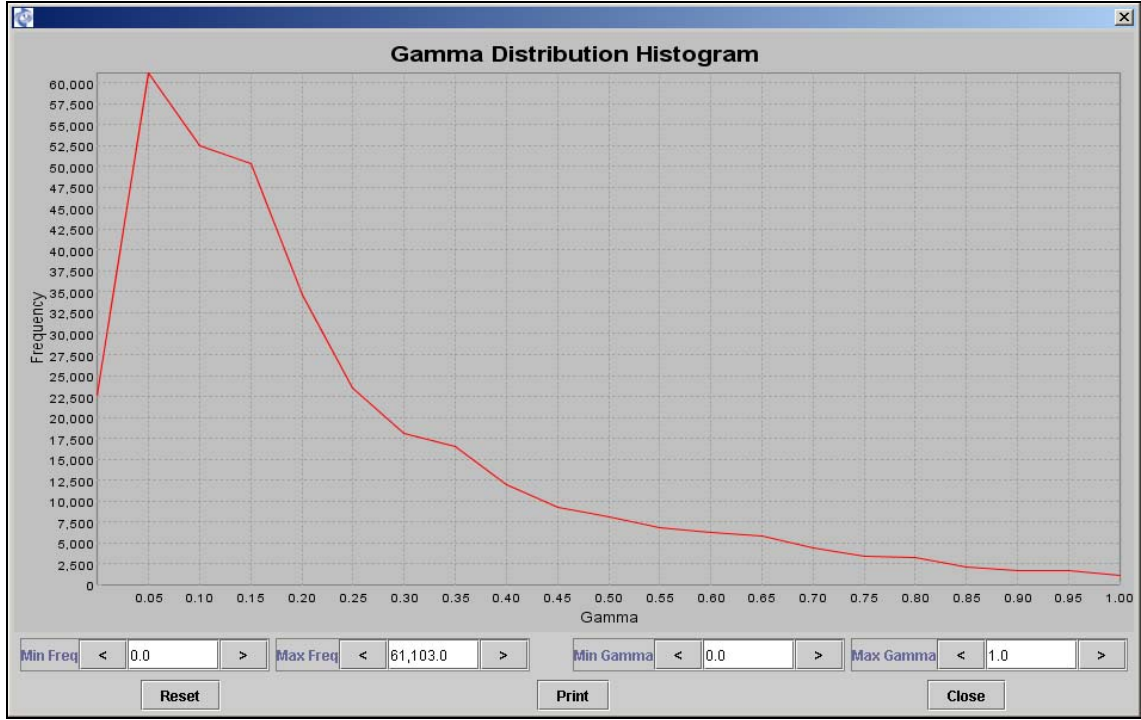
2) Hesaplanan ve ölçülen arasındaki fark yukardaki yöntemle sadece çizilen doğrular boyunca uyumu gösterecektir. Bunun yerine düzlemin tamamının uyumunu gösteren yöntem gamma histogramdır.



Şekil 4—20 Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla prostat plan1 için gamma histogramı

Şekil 4-20 prostat plan1’in gamma histogramını göstermektedir. Histogram hesaplatılmasında $\pm\%3$ ve 3mm kriteri kullanılmıştır. Dağılım altındaki renk koduna göre plan içinde kırmızı ile görülen noktalar kriteri geçmeyen noktalar olarak yorumlanacaktır. Bu noktaların yüksek doz gradienti bölgesine denk gelip gelmediğine bakılması gerekmektedir. Şekil 4-20’de görüldüğü gibi alan içinde gamma kriterini geçen nokta sayısı oldukça yüksektir ve bu seçenek bize düzlemin tamamı hakkında fikir yürütme olanağını vermektedir.

3) Gamma dağılımına bakıldıktan sonra planla ilgili son işlem, gamma dağılım histogramını göstermektir. Şekil 4-21.

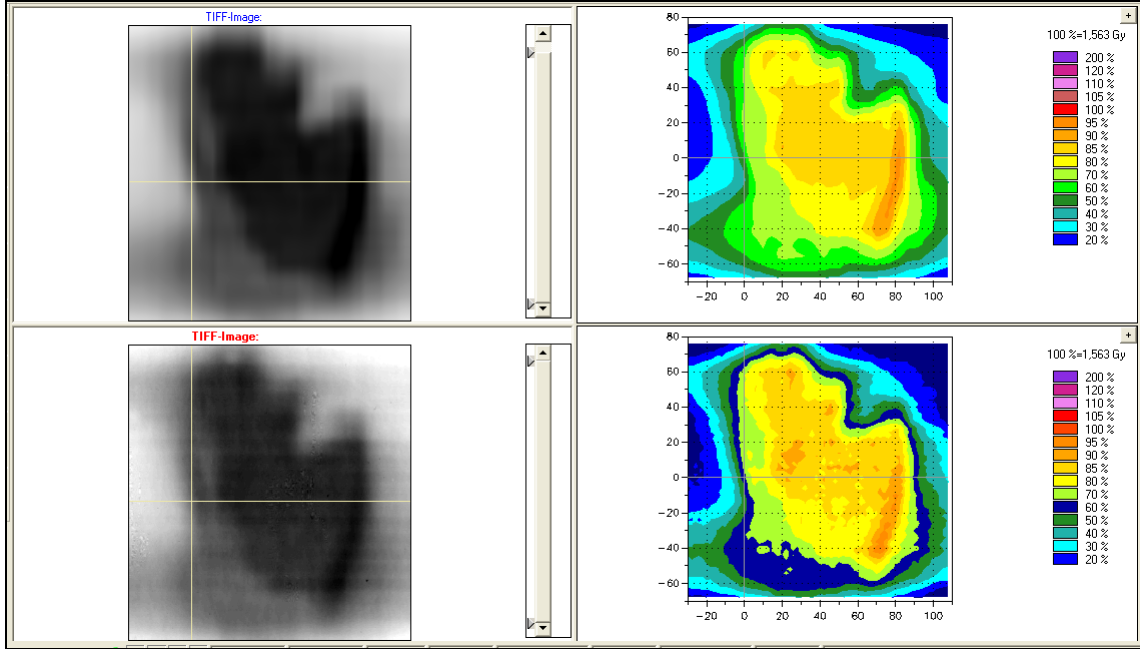


Şekil 4—21 Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla prostat plan için gamma dağılım histogramı

Şekil 4-21’den de görüldüğü gibi $\delta=1$ ’e denk gelen sıklık oldukça düşüktür. Bu planın başarılı bir plan olup testi geçtiğini göstermektedir.

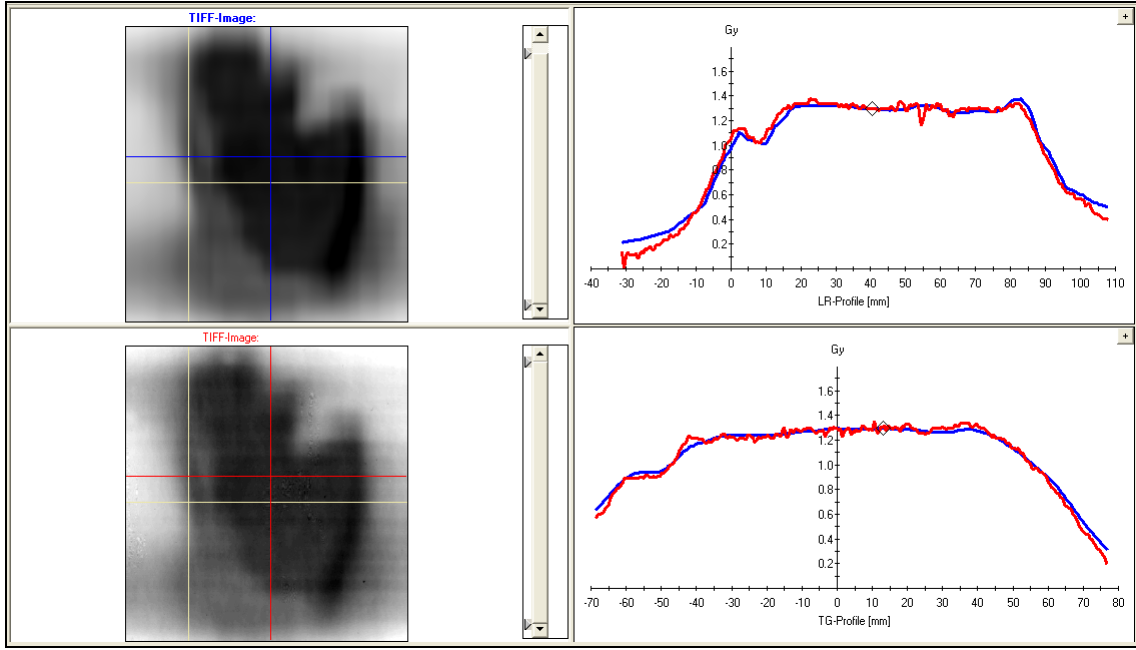
4.2.5 PTW Verisoft Yazılımında Cheese Fantomda Işınlanan Gafkromik Film ile Plan Değerlendirmesi

4.2.5.1 Cheese Fantomda Işınlanan Gafkromik Filmle Baş-Boyun Planı Değerlendirmesi (plan14)



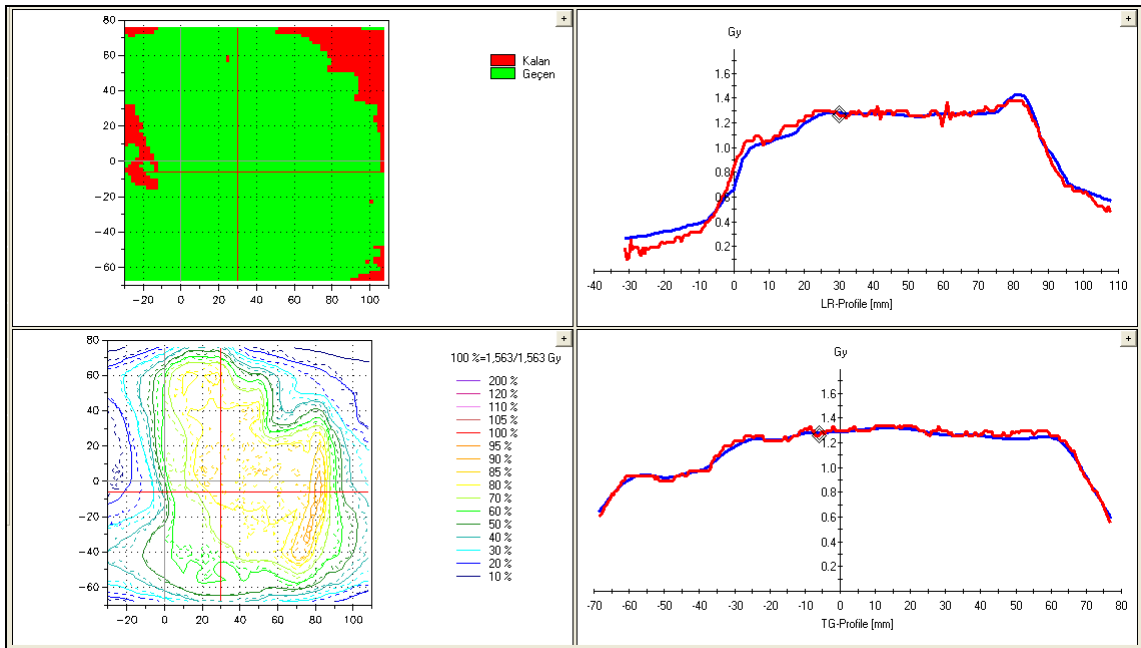
Şekil 4—22 PTW Verisoft yazılımında cheese fantomda ışınlanan film ile baş-boyun planı değerlendirilmesi

Şekil 4-22 de sol taraftaki kutularda üstte tomoterapi TPS'den transfer edilen film görüntüsü varken altta ise cheese fantomda elde edilen filme ait görüntü vardır. Şekil 4-22'nin sağ tarafında üstte Tomoterapi TPS'den transfer edilen filmlere ait hesaplanan ve altta ölçülen izodoz dağılımları görülmektedir. Tomoterapi TPS'den gelen görüntü digital olduğu için çözünürlük tarayıcıdan elde edilen filminden oldukça kaliteli görünmektedir.



Şekil 4—23 Cheese fantomda gafkromik film ışınlaması ile plan değerlendirmesi. Üstteki film görüntüsü TPS’den alınan, alttaki film görüntüsü ise cheese fantomda ışınlanan film görüntüsüdür. Mavi profil TPS’den, kırmızı profil filmde elde edilmiştir.

Şekil 4-23, Tomoterapi TPS’den transfer edilen film ile ışınlanan filmde sağ-sol ve ayak-baş yönlerinde elde edilen izodoz profillerinin uyumunu göstermektedir.



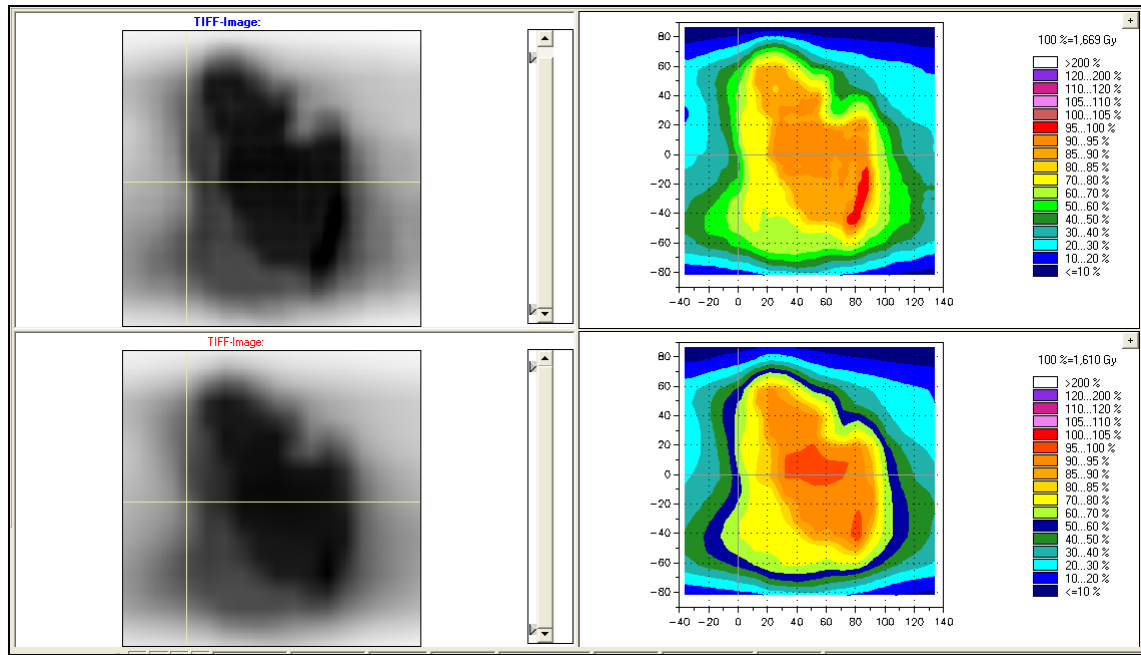
Şekil 4—24 Cheese fantomda gafkromik filmle plan değerlendirme

Şekil 4-24’te sağ tarafta sadece doğruların geçtiği eksenlerde izodoz dağılımlarının eşleşmesi görülmektedir. Düzlem hakkında daha detaylı ve planın

başarılı olup olmadığına ait bilgi ancak o düzlemdeki gamma histogramı değerlendirilmesi sonucu verebilir. Şekil 4-24’de görüldüğü gibi plan, düşük doz bölgelerinde testi geçmeyen noktalar verse de geneli itibarı ile başarılı bir plandır.

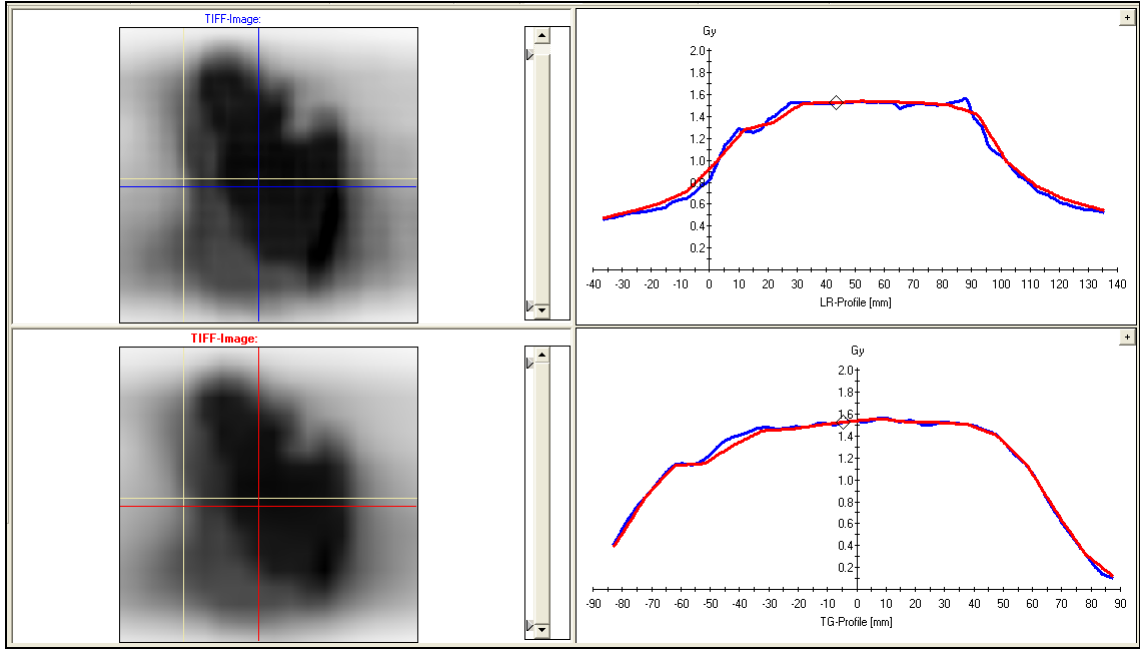
4.2.6 PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi

4.2.6.1 Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Baş-Boyun Plan Değerlendirmesi (plan14)



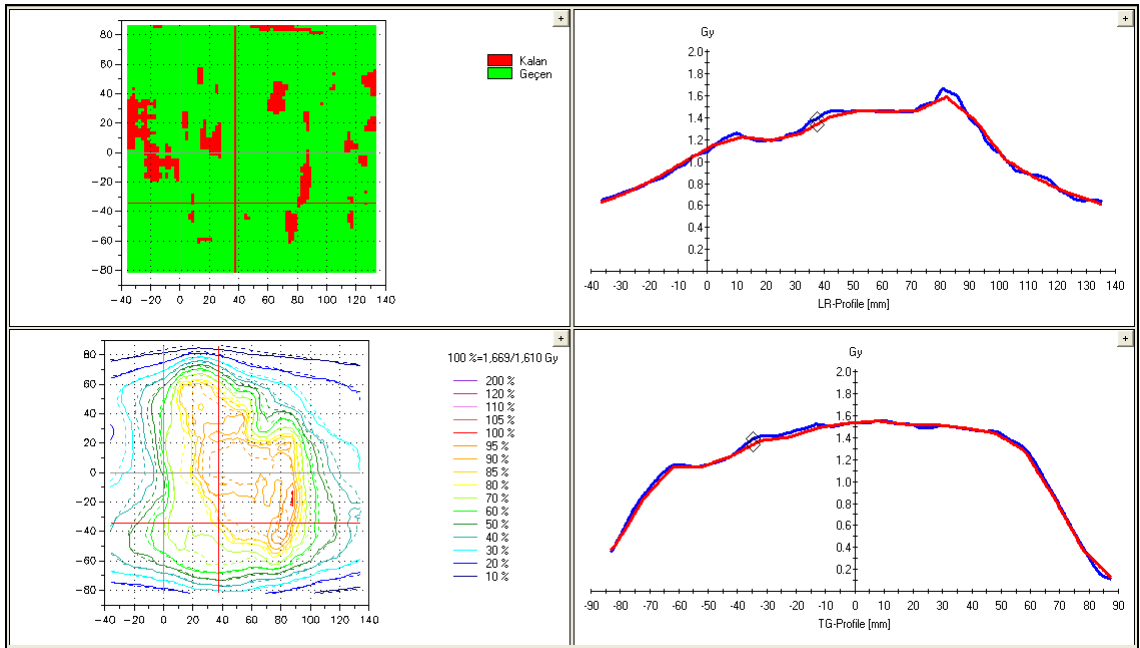
Şekil 4—25 Verisoft yazılımında Octavius fantomda baş-boyun plan değerlendirilmesi.

Şekil 4-25’de sol taraftaki kutularda üstte tomoterapi TPS’den transfer edilen film görüntüsü varken altta ise Octavius fantomda ışınlama sonucu elde edilen Seven 29 2D array’e ait görüntü vardır. Sağ tarafta üstte ve altta sırasıyla Tomoterapi TPS’den transfer edilen filmlere ait hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımları görülmektedir. Tomoterapi TPS’den ve Seven 29 2D array’den gelen görüntülerin her ikisi de digital olduğu için her iki filmde çözünürlükleri yüksektir. Bu yüksek çözünürlük doğrudan izodozlara yansımakta ve daha temiz ve seçilebilir görüntüler elde edilmektedir. Bu ise doğrudan gamma histogram sonuçlarına yansiyacaktır.



Şekil 4—26 Octavius fantomda Seven 29 2D array ışınlaması ile plan değerlendirmesi

Şekil 4-26’da Tomoterapi TPS’den transfer edilen film ile ışınlanan filmlerde birbirine dik iki doğrultuda elde edilen izodoz profillerinin uyumu görülmektedir.



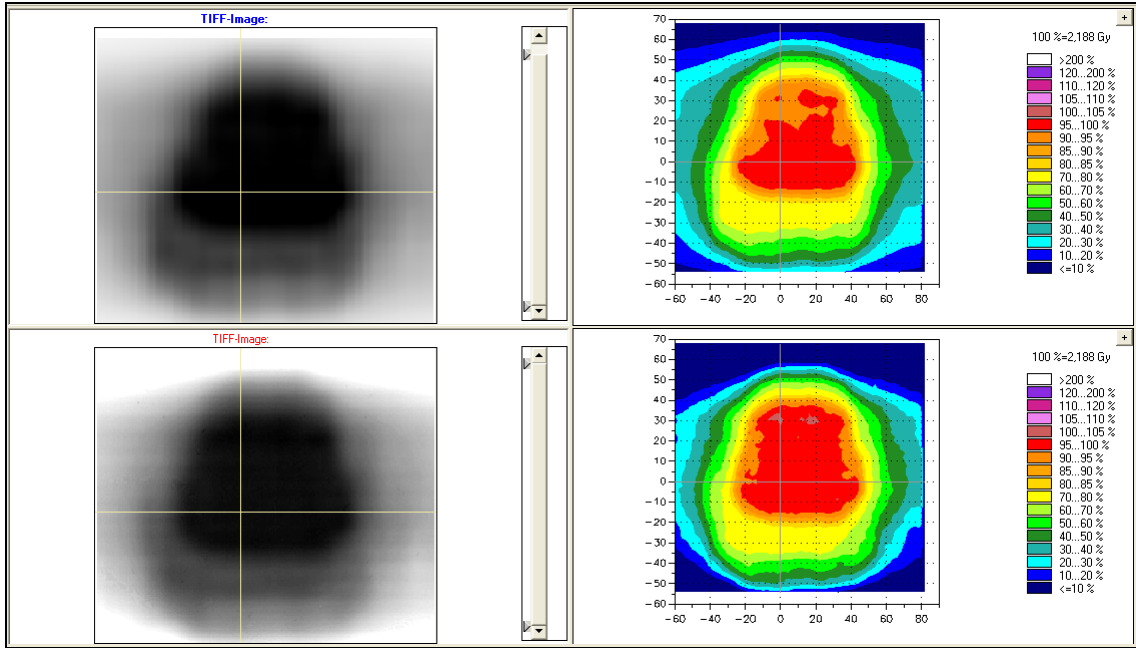
Şekil 4—27 Octavius fantomda Seven 29 2D array ile elde edilen izodoz dağılımları

Şekil 4-27’de sağ tarafta sadece doğruların geçtiği eksenlerde izodoz dağılımlarının eşleşmesi görülmektedir. Şekil 4-27’den görüldüğü gibi Octavius fantomda Seven 29 2D array değerlendirmesinde testi geçemeyen noktalar düzlem

üzerinde homojen bir şekilde dağılmıştır. Plan testi 3mm %3 kriterine göre %86,16 ve 3mm %5 kriterlerine göre %91,35 ile geçen başarılı bir plandır.

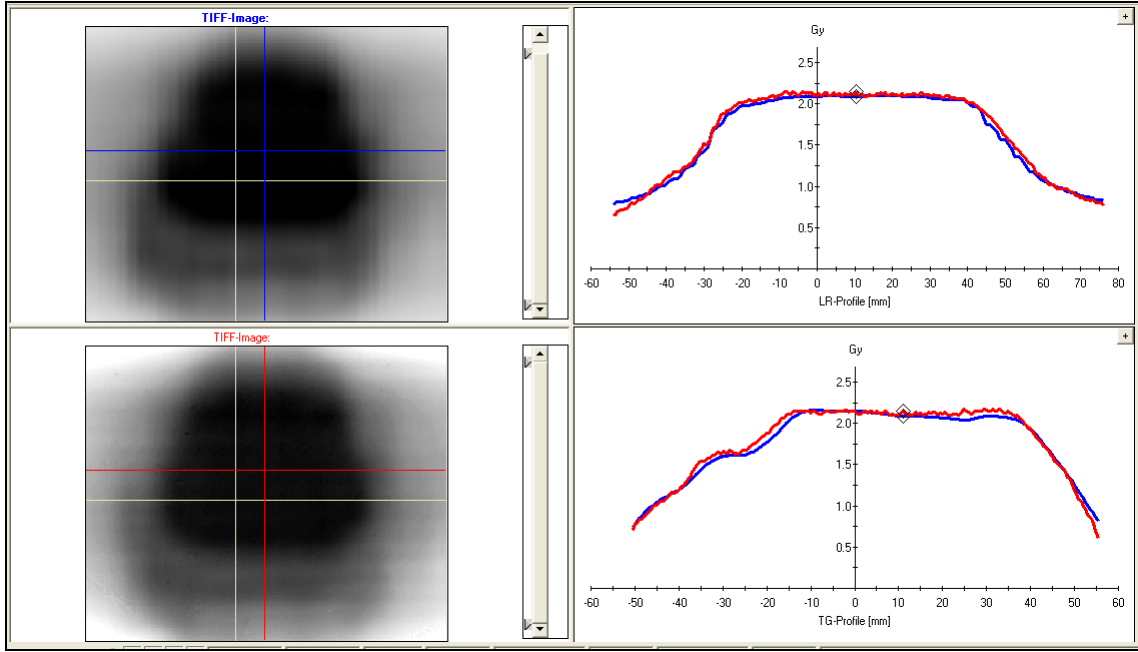
4.2.7 PTW Verisoft Yazılımı ile Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Plan Değerlendirmesi

4.2.7.1 Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Prostat Plan Değerlendirmesi (plan1)



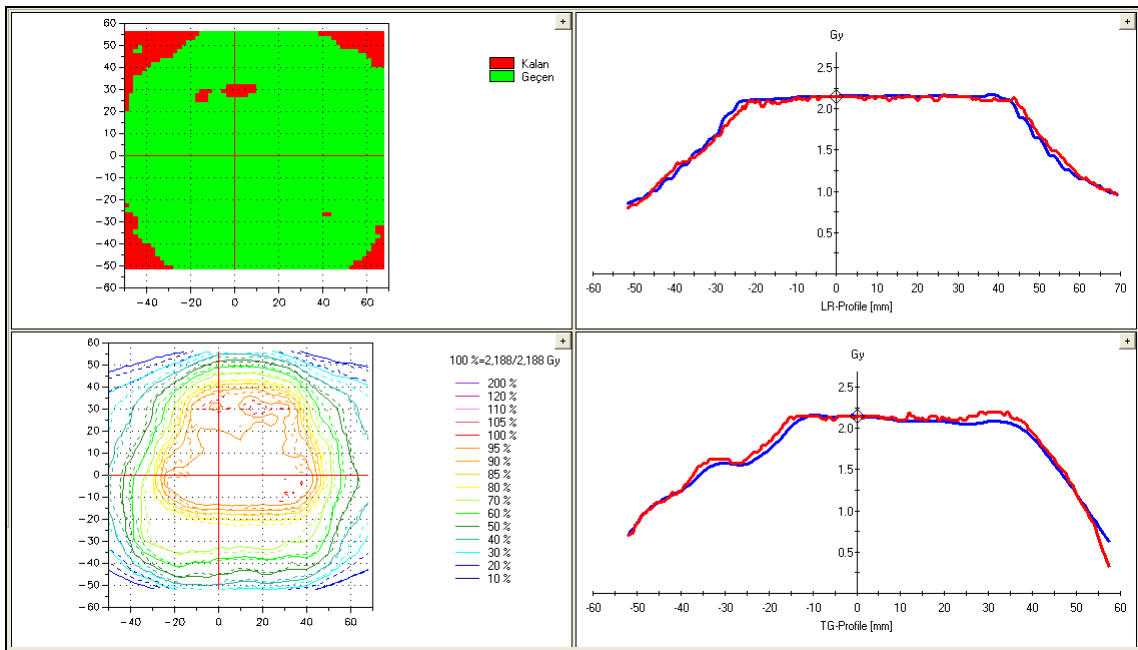
Şekil 4—28 PTW Verisoft yazılımı ile cheese fantomda gafkromik filmle prostat plan değerlendirme

Şekil 4-28 de sol taraftaki kutularda üstte tomoterapi TPS'den transfer edilen film görüntüsü, altta ise cheese fantomda ışınlama sonucu elde edilen filme ait görüntü vardır. Şekil 4-28'in sağ tarafında sırasıyla üstte ve altta Tomoterapi TPS'den transfer edilen filmlere ait hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımları görülmektedir.



Şekil 4—29 Cheese fantomda gafkromik film ışınlaması ile plan değerlendirmesi

Şekil 4-29’da Tomoterapi TPS’den transfer edilen film ile ışınlanan filmlerde çeşitli doğrultularda elde edilen izodoz profillerinin uyumu görülmektedir.



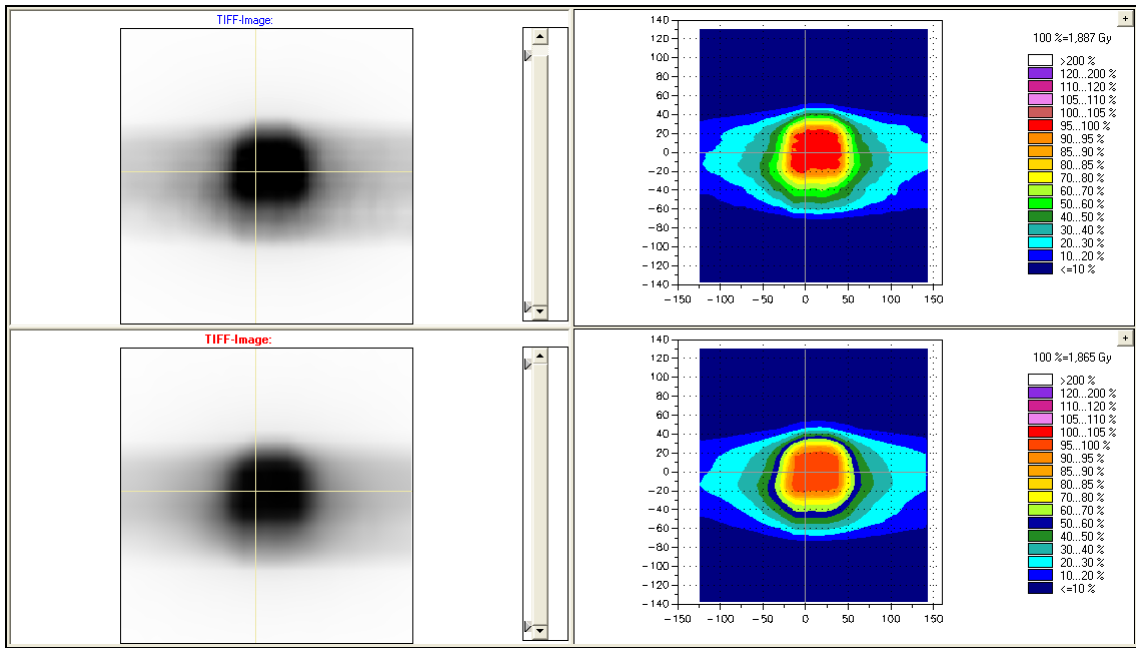
Şekil 4—30 Cheese fantomda gafkromik filmle elde edilen izodoz eğrileri ve plan değerlendirilmesi ve gamma analizi.

Şekil 4-30’da sağ tarafta sadece doğruların geçtiği eksenlerde izodoz dağılımlarının eşleşmesi görülmektedir. Düzlem hakkında daha detaylı ve planın başarılı olup olmadığına ait bilgiyi ancak o düzlemdeki gamma histogramı

değerlendirmesi sonucu verebiliriz. Şekil 4-30'dan görüldüğü gibi plan düşük doz bölgelerinde testi geçmeyen noktalar verse de geneli itibarı ile başarılı bir plandır. Düşük doz bölgelerindeki uyumsuzluğun nedeni filmin düşük doz bölgesindeki cevabının iyi olmamasından kaynaklanmaktadır.

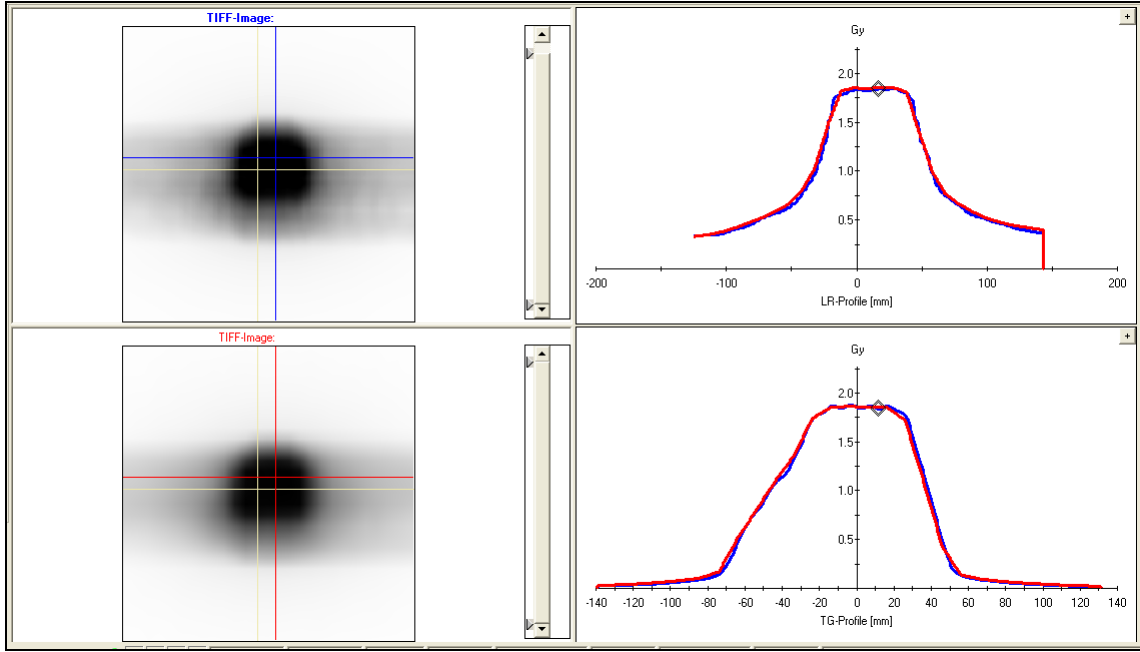
4.2.8 PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Plan Değerlendirmesi

4.2.8.1 Octavius Fantomda Seven 29 2D Array ile Prostat Plan Değerlendirmesi (plan1)

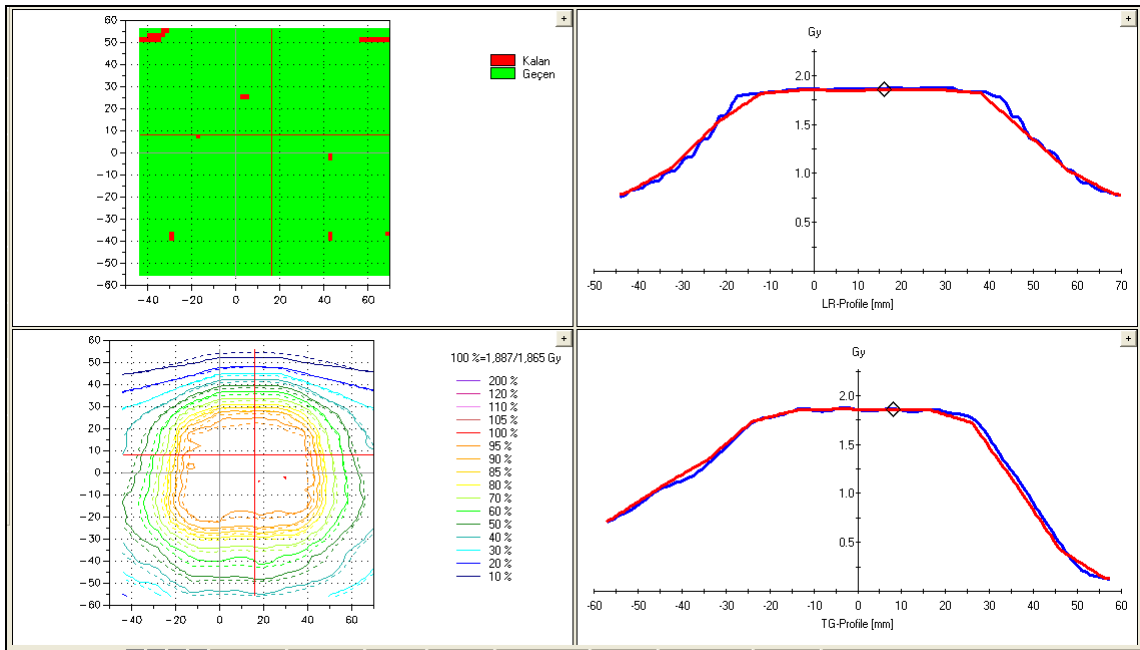


Şekil 4—31 PTW Verisoft yazılımı ile octavius fantomda Seven 29 2D array ile prostat plan değerlendirme

Şekil 4-31'de sol taraftaki kutularda üstte tomoterapi TPS'den transfer edilen film görüntüsü varken altta ise Octavius fantomda ışınlatma sonucu elde edilen Seven 29 2D array'e ait görüntü vardır. Şekil 4-31'in sağ tarafında sırasıyla üstte ve altta Tomoterapi TPS'den transfer edilen filmlere ait hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımları görülmektedir. Şekil 4-32'de TPS'den elde edilen film görüntülerine denk gelen izodoz profillerini göstermektedir.



Şekil 4—32 Tomoterapi TPS’den elde edilen film görüntülerine değişik doğrultularda denk gelen izodoz profillerinin uyumu



Şekil 4—33 Tomoterapi TPS’den elde edilen izodoz dağılımının Octavius fantomda Seven 29 2D array ile değerlendirilmesi ve gamma analizi.

Şekil 4-33’de solda üstte TPS’den alınan ve Seven 29 2D array’le ışınlama sonucu elde edilen filmlerin gamma dağılımı ve altta bu iki filme ait izodozlar üst üste görülmektedir. Sağ tarafta üstte ve altta ise düzlem içinde belirli eksenlerden geçen hesaplanan ve ölçülen dozların uymunu gösteren profiller görülmektedir. Gerek doz profillerinden gerekse gamma dağılımından planın testi geçtiği açıkça görülmektedir.

Tablo 4—5 PTW yazılımında 20 Baş&Boyun planı için değişik kriterlere göre cheese fantomla gafkromik film ışınlaması analiz sonuçları. Değerler, değerlendirmeleri geçen noktaların %sini göstermektedir.

Plan#	2mm- %2	3mm- %3	3mm- %4	4mm- %3	4mm- %4	3mm- %5	5mm- %5
Plan1	77,93	89,03	89,87	92,96	93,45	90,67	95,91
Plan2	86,30	94,54	95,23	97,51	98,01	96,05	99,21
Plan3	76,25	85,50	87,52	89,43	90,91	89,26	94,63
Plan4	71,85	82,78	83,90	87,50	88,22	84,99	91,70
Plan5	59,26	72,94	75,16	80,49	81,98	77,19	86,97
Plan6	55,73	71,91	73,52	79,38	81,07	75,38	88,19
Plan7	73,56	87,88	89,98	93,09	94,32	91,90	97,41
Plan8	68,16	79,31	81,54	83,89	85,38	83,05	89,44
Plan9	58,58	75,58	79,06	83,53	85,98	82,36	92,00
Plan10	56,72	72,34	73,58	82,17	82,90	74,86	88,16
Plan11	54,19	75,22	79,64	83,62	86,93	83,44	93,11
Plan12	57,99	76,64	79,96	83,76	86,48	83,13	93,42
Plan13	65,53	75,37	76,78	79,46	80,63	78,24	85,00
Plan14	77,88	88,31	88,75	92,23	92,38	89,09	94,78
Plan15	63,23	79,13	80,30	86,56	87,19	81,29	91,15
Plan16	63,45	77,41	79,08	86,59	87,88	81,09	93,81
Plan17	75,48	88,75	89,42	95,50	95,80	90,23	98,74
Plan18	57,12	78,91	80,64	85,52	88,05	83,54	92,29
Plan19	62,32	81,12	81,96	90,19	90,52	82,71	94,61
Plan20	76,79	91,28	92,42	95,61	96,27	93,29	97,85
Ortalama	66,92	81,20	82,92	87,45	88,72	84,35	92,92

Tablo 4-5’de baş-boyun planlarının cheese fantomda film değerlendirme sonuçlarının PTW yazılımı ile gamma (δ) indeks değerlendirme sonuçları görülmektedir. Tabloda görüldüğü gibi DTA ve % Doz Farkı (% DD) değeri arttıkça testi geçen nokta sayısı da artmaktadır. DTA’da ki değişim testi geçen nokta sayısını % DD değişimden daha fazla etkilemektedir. Cheese fantomda film değerlendirmesinde 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm-%4, 3mm-%5, ve 5mm-%5 gamma analiz sonuçlarına bakıldı. Ortalamalar 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm-%4, 3mm-%5, ve 5mm-%5 kriterlerine göre sırasıyla %66,92, %81,20, %82,92, %87,45, %88,72, %84,35, ve % 92,92 olarak tespit edildi.

Tablo 4—6 PTW yazılımında 20 Baş&Boyun planı için değişik kriterlere göre Octavius fantom-2D -Array ışınlaması analiz sonuçları. Değerler, değerlendirmeleri geçen noktaların %sini göstermektedir.

Plan#	2mm - %2	3mm- %3	3mm - %4	4mm - %3	4mm - %4	3mm - %5	5mm - %5
Plan1	78,39	93,19	95,09	95,83	96,93	95,93	97,61
Plan2	86,40	95,59	96,68	97,73	98,16	97,44	98,66
Plan3	71,20	87,66	92,18	92,58	95,53	95,44	98,63
Plan4	71,75	88,03	92,04	91,66	94,44	94,06	97,02
Plan5	66,84	85,02	89,00	90,37	93,16	92,06	96,42
Plan6	82,45	93,11	95,12	95,83	97,15	96,75	98,86
Plan7	88,68	95,50	96,63	96,58	97,30	97,42	98,12
Plan8	66,16	86,48	89,23	92,05	94,03	91,40	97,01
Plan9	82,34	90,88	92,43	92,98	94,13	93,76	96,09
Plan10	76,50	88,59	92,26	92,98	95,32	94,71	97,05
Plan11	88,42	95,61	97,03	97,27	98,07	97,95	98,85
Plan12	75,20	87,77	89,08	93,20	93,79	90,09	96,36
Plan13	90,10	97,26	98,33	98,32	98,88	98,97	99,32
Plan14	72,49	86,16	89,08	92,10	93,67	91,35	96,95
Plan15	59,28	77,09	78,87	86,12	87,69	80,10	91,34
Plan16	50,87	65,68	68,79	73,86	76,22	72,37	82,83
Plan17	57,18	80,09	82,41	86,97	88,01	84,38	90,75
Plan18	49,58	64,58	66,20	72,58	73,71	67,70	78,45
Plan19	59,19	77,23	80,58	83,94	86,44	83,01	90,64
Plan20	63,28	79,11	81,53	84,63	86,56	83,97	88,87
Ortalama	71,82	85,73	88,13	90,38	91,96	89,94	94,49

Tablo 4-6 baş-boyun planları için Octavius fantomda Seven 29 2D array le PTW yazılımı ile yapılan değerlendirme sonuçlarını göstermektedir. Tablodan görüleceği gibi 2,5cm alan boyutunda octavius fantom Seven 29 2D array değerlendirme sonuçları aynı planlara ait cheese fantomda filmle değerlendirme sonuçlarına göre daha iyidir. Bununla birlikte aynı durum 1,0 cm alan boyutlu planlar için tersi bir durum göstermektedir. Yani Cheese fantomda film değerlendirme sonuçları Octavius fantomda Seven 29 2D array sonuçlarından daha iyidir. 1,0cm de Cheese fantomda filmle yapılan değerlendirmelerin Octavius da Seven 29 2D array sonuçlarından iyi olmasının nedeni filmin çözünürlüğünün daha iyi olmasına ve ayrıca küçük alanlarda Seven 29 2D

arrayde iyon odaları arasınadaki 1,0cm lik mesafeden kaynaklandığı söylenebilir. Bu 1,0cm'lik mesafe Seven 29 2D arrayin çözünürlüğünü olumsuz yönde etkilemektedir. Tablo 4-6'da Octavius fantomda Seven 29 2D array ortalamalarına bakıldığında tüm planların testi geçtiği görülmektedir. Tablo 4-6'da DTA ve %DD incelendiğinde Seven 29 2D arrayda DTA'nın artması testi geçen nokta sayısını arttırsa da bu artış cheese fantomda gafkromik film ışınlama sonuçları kadar belirgin değildir. Ortalamalar 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm-%4, 3mm-%5, ve 5mm-%5 kriterlerine göre sırasıyla %71,82, %85,73, %88,13, %90,38, %91,96, %89,94, ve % 94,49 olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4—7 PTW yazılımında 20 Prostat planı için değişik kriterlere göre cheese fantomla gafkromik film ışınlaması analiz sonuçları

Plan#	2mm- %2	3mm- %3	3mm- %4	4mm- %3	4mm- %4	3mm- %5	5mm- %5
Plan1	77,80	88,76	89,82	92,84	93,28	90,23	95,43
Plan2	81,89	94,20	94,68	97,04	97,11	95,04	98,09
Plan3	77,95	90,88	95,78	92,02	96,23	93,00	98,09
Plan4	72,08	89,76	90,99	94,86	95,39	92,14	97,32
Plan5	68,60	84,94	91,95	89,79	95,50	95,88	98,65
Plan6	69,49	88,68	91,94	92,84	95,05	93,38	97,28
Plan7	73,34	87,82	88,25	92,71	92,91	88,57	94,78
Plan8	73,21	90,00	91,29	95,53	95,85	92,44	97,73
Plan9	66,97	86,03	89,77	91,91	94,01	91,37	96,78
Plan10	66,80	80,86	82,00	88,08	88,81	83,05	94,13
Plan11	76,46	85,79	86,54	90,59	91,30	87,44	95,58
Plan12	77,19	88,87	91,37	93,27	94,92	94,23	98,15
Plan13	65,63	83,03	84,24	91,93	92,38	85,19	95,25
Plan14	66,81	80,37	81,59	85,82	86,36	82,26	89,58
Plan15	65,67	82,91	83,92	89,77	90,47	84,87	94,50
Plan16	65,38	81,07	83,15	87,55	88,71	83,71	92,16
Plan17	69,10	78,03	78,89	84,10	85,42	80,25	90,90
Plan18	80,42	93,98	94,52	97,38	97,54	95,01	98,64
Plan19	69,31	84,41	84,94	89,57	89,87	85,44	93,15
Plan20	78,40	90,64	91,33	95,32	95,70	92,05	97,53
Ort	72,13	86,55	88,35	91,65	92,84	89,28	95,69

Tablo 4-7’de prostat planlarının cheese fantomda gafkromik filmle PTW Verisoft yazılımında gamma analiz değerlendirmeleri görülmektedir. Ortalamalar 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm-%4, 3mm-%5, ve 5mm-%5 kriterlerine göre sırasıyla %72,13, %86,55, %88,35, %91,65, %92,84, %89,28, %95,69 olarak tespit edilmiştir. Tablo 4-7 incelendiğinde DTA’daki artışın testi geçen nokta sayısını arttırdığı görülmektedir.

Tablo 4—8 PTW yazılımında 20 Prostat planı için değişik kriterlere göre Octavius fantom-2D -Array ışınlaması analiz sonuçları

Plan#	2mm- %2	3mm- %3	3mm- %4	4mm- %3	4mm- %4	3mm- %5	5mm- %5
Plan1	84,74	97,18	98,19	99,27	99,49	98,78	99,78
Plan2	87,38	95,97	97,29	97,43	98,24	97,95	98,83
Plan3	87,37	95,77	96,40	97,64	97,95	97,05	98,79
Plan4	80,23	94,05	94,85	96,44	96,82	95,38	97,49
Plan5	88,93	96,37	96,93	97,77	97,98	97,42	98,47
Plan6	76,11	89,65	92,28	92,56	94,52	93,76	96,98
Plan7	78,70	91,54	93,73	95,20	96,32	95,04	97,88
Plan8	85,28	96,40	97,15	98,22	98,45	97,68	98,99
Plan9	82,15	94,59	95,98	97,10	97,60	97,02	98,85
Plan10	82,14	94,17	96,80	96,69	98,65	98,11	99,73
Plan11	80,12	90,86	94,62	92,55	95,76	95,91	97,31
Plan12	89,64	96,47	97,76	98,12	98,63	98,54	99,18
Plan13	89,04	96,27	96,83	97,40	97,65	97,24	97,94
Plan14	74,06	91,03	93,51	95,05	96,38	95,07	98,28
Plan15	73,25	86,91	90,64	90,84	94,19	92,45	97,57
Plan16	83,56	95,50	96,64	97,31	97,91	97,54	98,60
Plan17	70,01	88,26	93,21	93,89	97,43	95,90	98,98
Plan18	76,55	88,12	91,71	91,70	95,39	94,86	98,49
Plan19	79,16	93,18	95,00	97,02	97,79	96,42	98,55
Plan20	79,46	93,50	95,89	96,68	98,01	97,52	99,03
Ort	81,39	93,29	95,27	95,94	97,26	96,48	98,49

Tablo 4-8’de prostat planlarının Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla PTW Verisoft yazılımı ile gamma analiz değerlendirmesi görülmektedir. Burada incelenilen tüm prostat planları DTA ve % DD sonuçlarına göre testi geçmiştir. Tablo 4-8, Tablo4-7 ile karşılaştırıldığında Octavius fantomda Seven 29 2D array la DTA ve %DD sonuçlarına göre geçen nokta sayısı Cheese fantomda gafkromik filmle geçen nokta sayısından daha yüksektir. Tablo 4-8’e bakıldığında DTA’nın artmasıyla testi geçen nokta sayısı artmaktadır. Ortalamalar 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm-%4, 3mm-%5, ve 5mm-%5 kriterlerine göre sırasıyla %81,39, %93,29, %95,27, %95,94, %97,26, %96,48,ve %98,49 olarak tespit edilmiştir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma İtalyan Hastanesi radyoterapi ünitesinde bulunan Tomotherapy Hi-ART radyoterapi cihazında, cihaza ait olan TPS’de elde edilen doz dağılımlarının tedavi öncesinde doğrulanmasında farklı dozimetrik yöntemleri araştırmak ve kıyaslamak, doğruluk ve işlem kolaylığı açısından en uygun doğrulama yöntemini bulmak için yapılmıştır. IMRT’de konvansiyonel ve konformal radyoterapinin aksine doz yoğunluğu yaprakların hareketiyle değişmektedir. Tomoterapi, kendine özgü ışınlama tekniğiyle konvansiyonel lineer hızlandırıcılardan değişik bir teknikle ışınlama yapmaktadır. Geleneksel lineer hızlandırıcılarda ışınlama sırasında kullanılan tekniğe göre ışınlama sırasında hareket eden bileşenler çoklu yapraklar veya gantri ile sınırlıdır. Tomoterapide ise ışınlama sırasında çoklu yapraklar, gantri ve masa hareket halindedir. Bu durum tedavi planlarının kabulünden önce uygun yöntemlerle kontrol edilmesini bir zorunluluk haline getirmektedir. Tomoterapi cihazında hasta planlarının teyit edilmesi cheese fantomda film ve nokta doz ölçüsü ile yapılırken son dönemlerde farklı firmalar tarafından geliştirilen elektronik ölçüm cihazları da plan kontrolü işlemlerinde kullanılmaktadır. [8] IMRT de QA işlemi tipik olarak referans noktaya verilen absolut dozun ve düzlemsel izodoz dağılımlarının doğrulanması prensibine dayanmaktadır. Tomoterapi, ışınlamayı helikal şekilde yaptığı için plan kontrolü de aynı koşullarda yapılmaktadır. Yani tomoterapide plan kontrolü planda ilgilenilen düzleme yerleştirilen film ile yine planda ilgilenilen nokta veya noktalarındaki dozun ölçümü prensibine dayanmaktadır. Bu işlem cheese fantomda yapılmaktadır. Eğer plan kontrolü için elektronik kontrol yöntemi (Seven 29 2D array) kullanılacaksa bu defa işlem, ilgilenilen düzleme Seven 29 2D array’ın yerleştirilmesiyle yapılmaktadır.

Bu çalışmada elde edilen veriler iki farklı yöntemle değerlendirildi. Birincisi, cheese fantomda iyon odaları ve gafkromik film ile elde edilen değerler absorbe doza çevrildi. Elde edilen absorbe nokta doz ve gafkromik film değerleri Hi ART TPS ye girilerek TPS sonuçlarıyla kıyaslandı. İkincisi ise octavius fantomda Seven29 2D array ışınlaması sonucu elde edilen veriler Hi ART TPS ye girilerek TPS sonuçlarıyla kıyaslandı. Yukarıdaki sıralama aynı verilerin PTW Verisoft yazılımı ile değerlendirilmesinde de takip edildi. Tomoterapi TPS’de değerlendirme aşamasında gamma dağılım histogramı elde edildikten sonra bu grafiklerden PTW Verisoft

yazılımında olduğu gibi değerlendirmeyi geçen ve geçemeyen nokta sayısını % olarak veren istatistiksel sonuç almak şu andaki Tomoterapi TPS yazılımında (Sürüm 3.1.4) mümkün değildir. [54] Onun için her iki yöntem için Tomoterapi TPS'den alınan veri PTW Verisoft yazılımı yardımı ile yeniden değerlendirilip aynı planlara ait istatistiksel veriler elde edildi. Cheese fantomda nokta doz ölçümlerinde tomoterapi tarafından sağlanan ve tavsiye edilen 0,056cc Exradin A1SL iyon odaları kullanıldı. Elde edilen bütün veriler TPS'den elde edilen verilerle karşılaştırıldı, % farklar bulundu ve kıyaslandı.

Bilindiği gibi tomoterapi cihazı klinik kullanıma 2003'de başlanmıştır. Son yıllara kadar cihazda hasta plan kalite kontrolü sadece cheese fantomda film ve nokta doz yöntemi kullanılarak yapılmaktaydı. [9] Daha önce sıklıkla cihaz out put ve kalite kontrollerinde kullanılan 2D array seçeneklerinin bu alana yönelmesiyle birlikte değişik firmalar değişik seçenekler sunmaya başlamışlardır. Bu aşamada yapılan çalışmalar 2D array cihazlarının IMRT kalite kontrolünde tek başına kullanılabileceğini veya film, TLD, ve jel dozimetrisine bir alternatif olabileceğini gösterme yönündedir. [7, 8, 57, 59, 60]

5.1 Tomoterapi Hi-ART TPS de Cheese Fantomda Gafkromik Film Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Thomas ve ark [9] tomoterapi de hasta plan kalite kontrolünde film düzlemini seçerken filmin önemli bir kısmının yüksek doz bölgesine gelmesini önermektedir. Nokta doz ölçümü için iyon odası konulacak noktanın pozisyon hassaslığından bağımsız olması için mutlaka düşük doz değişimi bölgesi olması gerektiğini belirtmiştir. Bunun yanında iyon odasının konduğu noktanın filme geri saçılma olmaması için en az 1cm mesafede olmasını tavsiye etmektedir.

Biz de yaptığımız çalışmada planların DQA'si sırasında film ve iyon odası yerleştireceğimiz düzlem ve noktaları seçerken yukarda bahsedilen tavsiyeleri göz önünde bulundurduk ve seçimlerimizi buna göre yaptık.

TG-148 [55]'de de belirtildiği gibi Tomoterapi TPS'de şu anda kullanılmakta olan 3.1.0 sürümünde gamma analizde testi geçen nokta yüzdesini sayısal olarak almak mümkün değildir. Bu nedenle film düzleminde değişik yönlerde izodoz-profil uyumuna

ve planın istenen kriterlere göre gamma dağılımına bakıldı; planın gamma dağılım histogramları incelendi. 3mm-%3 kriteri, $\gamma=1$ 'e denk geldiği için 1'den küçük olan değerler kriteri sağlayan noktaların sıklığını vermektedir.

Çalışmamızda 2D'de izodoz karşılaştırmasını %40 izodoz eğrisi ve yukarısı için yaptık. Thomas ve ark [9] ile Esch ve ark. [8] çalışmalarında izodoz karşılaştırması yaparken %50'lik izodoz ve yukarısını sıcak doz bölgesi kabul ederek bu değerden sonraki bölgenin değerlendirilmesi gerektiğini işaret etmiştir.

Literatüre göre normalize edilmemiş verilerin karşılaştırılmasında 3mm-%5 kriterine göre incelenilen planda noktaların %80'inin geçmesi gerektiği söylenmektedir. Buna karşı normalize edilmiş veri için 2mm-%2 kriterine göre planın başarılı olması için noktaların %80'inin testi geçmesi gerektiği vurgulanmaktadır. [9, 58] Yaptığımız çalışmada 3mm ve %3 gamma indeks ve DTA kriterine göre plan değerlendirmelerini yaptık. 20 baş boyun ve 20 prostat hastası için yapılan planlar değerlendirildiğinde, gamma dağılım ve gamma histogram dağılımlarının kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görülmüştür.

5.2 Tomoterapi Hi-ART TPS de Octavius Fantom Seven 29 2D Array Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Her bir plan için gamma dağılım ve gamma histogram dağılımları incelendiğinde Octavius fantomda Seven 29 2D array ile elde edilen izodoz karşılaştırmalarının cheese fantomdaki film sonuçlarına göre 2,5cm alan açıklığı ile çalışılan tüm planlarda daha iyi olduğu anlaşılmıştır. Bu görsel sonuç aynı zamanda gamma dağılım histogramlarına bakıldığında da teyit edilmiştir. İncelenen tüm gamma dağılım ve gamma histogramları 3mm-%3 kriterine göre hesaplatılmıştır. Seven29 2D array ile yaptığımız DQA'lerde kullanım pratikliğine ve MVBT için seçilen tarama genişliğine bağlı olarak ışınlama öncesi süreyi en fazla 10 dakika olarak tespit ettik. Esch ve ark. [9] Octavius fantomda Seven 29 2D array yapılan DQA'de set up süresini MVBT'den dolayı 5-10 dakika arasında belirtip bir planın DQA'si için bu süreye plan ışınlama süresinin eklenmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmanın yapıldığı zamanda Tomoterapi TPS'de Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla DQA değerlendirmesi mümkün olmadığını, fakat verilerin alınıp diğer bir sistemde bile değerlendirmesinin 1 dakikadan az zaman aldığını belirtmişlerdir. Aynı çalışmada

Cheese fantomun 18cm'lik boyunun birçok planda y-ekseninde küçük kalmasına rağmen Octavius fantomun 32cm'lik boyunun birçok plan için yeterli olduğunu hatta Octavius fantomun Seven 29 2D array için bırakılan boşluğunun uygun aplikatörlerle nokta doz ölçümlerinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Biz de yaptığımız çalışma sırasında Octavius fantomda Seven 29 2D array set up'ının cheese fantom set up'ından oldukça kısa sürdüğünü gördük. Işınlama öncesi set up süresi 5–10 dakika gibi bir zaman almaktadır. Ayrıca Cheese fantomda değişik yönlerde fantom yerleştirip ışınlaması çok zor iken bu Octavius fantomda çok kolaydır.

Tomoterapi TPS'de Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla yapılan plan DQA sonuçları ile yine tomoterapi TPS'de Cheese fantomda yapılan DQA plan sonuçları incelendi. Yapılan planların gamma dağılım ve gamma dağılım histogramına bakıldığında octavius fantomun Seven 29 2D array analiz sonuçlarının, Cheese fantomda gafkromik film sonuçlarından daha iyi olduğu görülmüştür.

5.3 PTW Verisoft Yazılımıyla Cheese Fantomda Gafkromik Film Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, baş boyun planları için DTA ve %DD, cheese fantomda gafkromik filmle 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm, %4, 3mm-%5 ve 5mm-%5 kriterleri için sırasıyla %66,92, %81,20, %82,92, %87,45, %88,72, %84,35 ve %92,92 olarak bulunmuştur. Benzer bir değerlendirmede, prostat planları için cheese fantomda gafkromik filmle 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm, %4, 3mm-%5 ve 5mm-%5 kriterleri için sırasıyla %72,13, %86,55, %88,35, %91,65, %92,84, %89,28 ve %95,69 değerleri bulunmuştur. Değerlerden de görüldüğü gibi her iki plan grubundaki çalışmada kriteri geçen nokta sayısını DTA'daki değişim %DD değişiminden daha fazla etkilemektedir. Bu değerler incelendiğinde PTW Verisoft yazılımıyla Cheese fantomda filmle DQA kontrol sonuçları, gerek 3mm-%3 ve gerekse 3mm-%5 kriterlerine göre Tomoterapi TPS'de yapılan DQA sonuçlarını desteklemekte ve her iki sonucun da uyum içinde olduğu görülmektedir.

Bu değerler Thomas ve ark [9] yaptıkları çalışmada film analizi ve ileri doz hesaplaması için MATLAB (MATLAB, The Math Works, Inc., Natic, MA) yazılımını kullanarak farklı kriterler için elde ettikleri istatistiksel değerlerle uyum içindedir. Bu çalışmada film işaretine göre eşleme ile normalizasyonsuz olarak değerler verilmiştir. 4 numaralı planda 2mm-%2, 4mm-%3 ve 3mm-%5 kriteri için %66,55, %94,53 ve

%95,23 değerleri elde edilmiştir. 2mm-%2, 4mm-%3 ve 3mm-%5 kriterleri için planların ortalama yüzdeleri $69,8 \pm 17,2$, $92,6 \pm 9,0$, ve $93,4 \pm 8,5$ olarak tespit edilmiştir.

5.4 PTW Verisoft Yazılımında Octavius Fantomda Seven 29 2D Array Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

PTW Verisoft yazılımında Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla DQA analizi yapmak tomoterapiye özgü cheese fantomla analizden daha doğru olacaktır. Çünkü sonuç itibarı ile cheese fantom tomoterapiye özgüdür ve yazılım zaten cheese fantoma göre tasarlanmıştır. Gerek baş boyun ve gerekse prostat hastaları için yapılan değerlendirmeler değişik kriterlere göre incelenmiştir. Her bir kriter için testi geçen nokta sayılarının ortalamaları alınmıştır.

Buna göre baş boyun planlarının octavius fantomda Seven 29 2D arrayla 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm, %4, 3mm-%5 ve 5mm-%5 kriterlerini sağlayan nokta ortalamaları sırasıyla %71,82, %85,73, %88,13, %90,38, %91,96, %89,94 ve %94,49 olarak bulunmuştur.

Prostat planlarının Octavius fantomda Seven 29 2D arrayla 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm, %4, 3mm-%5 ve 5mm-%5 kriterlerini sağlayan nokta ortalamaları sırasıyla %81,39, %93,29, %95,27, %95,94, %97,26, %96,48 ve %98,49 olarak bulunmuştur.

Değerlerden de görüldüğü gibi her iki plan grubundaki çalışmada kriteri sağlayan nokta sayısını DTA'daki değişim %DD değişiminden daha fazla etkilemektedir. Sonuçlar octavius fantomda Seven 29 2D array sonuçlarının testi geçen nokta sayısı açısından daha iyi olduğunu göstermektedir. Değişik kriterler için değerler incelendiğinde, baş boyun ve prostat planlarında Octavius fantomda Seven 29 2D array sonuçlarının cheese fantomda gafkromik film sonuçlarından daha iyi olduğu görülmektedir. DTA ve %DD için kriterlere göre testi geçen nokta sayısı bakımından octavius fantom sonuçlarının daha iyi olduğu görülmüştür.

Esch ve ark. [8] octavius fantomda Seven 29 2D array'i konvansiyonel lineer hızlandırıcı ve helikal tomoterapi cihaz ve plan kalite kontrolünde kullanmışlardır. Seven 29 2D array'i gamma hesaplamalarında da referans matris olarak kullanmışlardır.

Kabul kriteri olarak DTA için 3mm ve doz tolerans düzeyi için ise %1 ve %5 almışlardır. Maksimum dozun %5'inin altındaki değerleri ihmal etmişlerdir. Tomoterapi için yaptıkları tüm baş-boyun çalışmalarında %50'lik izodoz eğrisi içinde bütün ölçüm noktalarının 3mm - %3 kabul kriterini geçtiğini görmüşlerdir. Ayrıca 3mm -%3 kabul kriterinin bir çok durum için yeterli olmasına rağmen bazı durumlarda %5-3mm tolerans kriterine ihtiyaçları olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada ayrıca Seven 29 2D array'in açısal bağımlılık gösterdiğini tespit etmişler bu nedenle cihaz ve plan kalite kontrolünde içinde açısal bağımlılığı ve tedavi masasını kompanse etmek için tasarlanmış octavius fantomun kullanılmasını tavsiye etmişlerdir.

Jurensic ve ark [60] mapCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL) diod arrayi farklı kanser türlerinde farklı IMRT teknikleri olan Step and shoot, Tomoterapi ve RapidArc ile kontrol etmişlerdir. Çalışmada 2mm-%2,5 gamma analiz kriteri için %95'den fazla noktanın testi geçtiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte tomoterapide radyografik ve radiokromik film çalışmaları ile [9, 57] hastaya özgü DQA'de kriter 3mm-%5 yapıldığında ancak noktaların %95'inin testi geçebildiğini vurgulamaktadır.

5.5 Tomoterapi Hi-ART TPS de Cheese Fantomda Gafkromik Filmle Baş-Boyun ve Prostat Planlarında Nokta Doz Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

IMRT QA ve plan değerlendirmesinde fantomda film ve iyon odası ile nokta doz ölçümü önemli bir yer tutmaktadır. [6] 20 baş boyun planı için üç farklı noktada nokta doz ölçümü yapıldı. Bu noktalar her planda Thomas ve ark. [9] önerileri göz önünde bulundurularak seçildi. Literatürde birçok çalışma IMRT'de nokta doz ölçümünün önemini vurgulamaktadır. Bucciolini ve ark [4] , stereotaksi ve IMRT gibi alan boyutlarının çok küçük olduğu özel tekniklerde diamond dedektörler kullanmanın yararlı olacağını belirtmişlerdir. 6MV'da output faktörleri farkları diamond ve diğer dedektörlerde %1 içinde iken 25MV'da Scanditronix RK çemberde %2'ye çıktığını görmüşlerdir. Stasi ve ark [6] farklı iyon odası ile yaptıkları ölçümlerde IMRT alanlarının çok küçük segmentlerin üst üste gelmesi sonucu oluştuğunu belirterek bu nedenle küçük hacimli iyon odası kullanmanın sonuçların doğruluğu açısından önemli olduğunu vurgulamışlardır. Yaptıkları çalışmada Exradin A16 Micropoint dedektörün 1cmx1cm alan boyutunda diamond dedektörle uyumlu sonuç verdiğini göstermişlerdir.

Biz de çalışmamızda Exradin A1SL iyon odasını kullanarak 3 noktada nokta doz ölçümümüzü gerçekleştirdik. Nokta doz ölçümünde kullandığımız üç iyon odasından ilki prostat planlarında prostat içine (hesaplanan ve ölçülen doz noktası 1) yani yüksek doz düşük doz gradienti bölgesine, İkinci iyon odası prostat ışınlamalarında kritik organ olan rektum içine (hesaplanan ve ölçülen doz noktası 2) denk gelecek şekilde ve üçüncü iyon odası da düşük doz düşük doz gradienti bölgesine denk gelecek şekilde yine prostat ışınlamasında hassas organ olan mesane içine (hesaplanan ve ölçülen doz noktası 3) denk gelecek şekilde yerleştirildi. TPS tarafından ilgili noktalarda hesaplanan doz ve iyon odası ile cheese fantomda ölçülen nokta dozların % farkları , 1, 2, ve 3 noktaları için sırasıyla $1,53 \pm 1,19$, $0,22 \pm 2,05$ ve $1,40 \pm 1,73$ olarak tespit edilmiştir.

Genel ortalama $\%2,0$ 'nin altında olmasına rağmen bazı noktalarda yüzde doz farklarının $\%2,0$ 'nin dışında olduğu tablo 4-4'de görülmektedir. Bu değerlere bakıldığında yüksek doz düşük doz değişim bölgesinde standart sapmanın beklendiği gibi düşük olduğunu ($\pm 1,19$) buna karşın doz değişiminin yüksek olduğu 2 ve 3 numaralı noktalarda sırasıyla $\pm 2,05$ ve $\pm 1,73$ olduğu görülmektedir. Bu ise Thomas ve ark. [9] yapmış olduğu yorumu desteklemektedir. Thomas ve ark. [9] bu farkları iyon odasının yerleştirildiği yerin hassaslığına bağlamışlardır. Bir başka çalışmada Kınhikar ve ark. [61] nokta doz ölçümlerinde hesaplanan ve ölçülen doz için $\%2$ kriterini uygulamışlardır. Fakat yapılan ölçümlerde bazı noktalarda $\% 2,0$ 'nin üzerinde fark elde etmişlerdir. $\%2$ 'nin üstündeki farklarda, planların nokta doz ölçümünü tekrar ettiklerinde bu farkların cihazın doz hızındaki değişikliklere bağlı olduğunu saptamışlardır.

Baş boyun planları için nokta doz ölçümlerinde iyon odaları hedef ve kritik organ durumuna göre yerleştirilmiştir. Bu planlarda da diziliş tıpkı prostat planlarında olduğu gibi birinci iyon odası yüksek doz düşük doz değişimi bölgesine (1 no), ikinci ve üçüncü iyon odaları (2 ve 3 no) mümkün olduğu kadar hassas organ veya düşük doz düşük doz değişimi bölgesine yerleştirilmiştir. Buna göre baş boyun planlarında TPS tarafından hesaplanan ve ölçülen dozların % farkları , 1, 2, ve 3 noktaları için sırasıyla $1,45 \pm 1,74$, $1,34 \pm 2,51$ ve $1,50 \pm 2,75$ olarak tespit edilmiştir.

Thomas ve ark. [9] düşük doz düşük doz değişimi bölgesinde yüksek standart sapmaların iyon odasının yerleştirildiği noktanın doz değişimi bölgesine denk geldiği için yüksek olmasının normal olduğunu belirtmişlerdir. Yüksek doz bölgesinde yüzde

farkı $\pm\% 0,5 \pm 1,1$, düşük doz bölgesinde $\pm\% 2,4 \pm 3,7$ ve hassas organ bölgesinde ise $\pm\% 1,1 \pm 7,3$ olarak vermişlerdir.

Bizim sonuçlarımız da bu sonuçlarla uyumludur. Prostat planlarında ikinci nokta hassas organ içinde olup yüzde farkı $\% 0,22 \pm 2,05$ olarak bulunmuştur. Baş boyun bölgesinde hassas organ bölgesine gelen noktalardaki yüzde farklar 2 ve 3 numaralı noktalarda sırasıyla $\% 1,34 \pm 2,51$ ve $\% 1,50 \pm 2,75$ olarak tespit edilmiştir.

Esch ve ark. [8] octavius fantomda Seven 29 2D array'i konvansiyonel lineer hızlandırıcı ve helikal tomoterapi cihaz ve plan kalite kontrolünde kullanmışlardır. Bu çalışmada Seven 29 2D array'in açısal bağımlılık gösterdiğini tespit etmişler bu nedenle cihaz ve plan kalite kontrolünde içinde açısal bağımlılığı ve tedavi masasını kompanse etmek için tasarlanmış octavius fantomun kullanılmasını tavsiye etmişlerdir.

Jursinic ve ark. [60] mapCHECK diod array ile yaptıkları çalışmalarında bu cihazın yüzeye dik gelen açılarda kullanmak için tasarlandığını belirtip $\pm\%20$ açısal bağımlılık bulduklarını, bunun ise yapılan bir değişiklik ile $\pm\%2$ 'ye indirildiğini sonuç olarak belirtmişlerdir.

Biz de çalışmamızda TPS'ye cihaz ve plan kalite kontrolünde kullanılmak üzere tasarlanmış octavius fantom görüntüsünü değişik kalınlıklarda tarayarak yükledik. Fakat plan kalite kontrolünde ise açısal bağımlılığı kompanse etmek için tasarlanmış octavius fantomu kullandık.

Zeidan ve ark. [57] değişik DTA ve %DD kriterleri için EBT gafkromik film özelliklerini incelemişler ve EBT gafkromik filmlerin EDR2 filmlere göre ara işlem gerektirmemesi yönünden iyi bir alternatif olabileceğini belirtmişlerdir. Planı geçen nokta sayısı ne kadar fazla ise ölçülen ve TPS tarafından hesaplanan noktalar arasındaki uyum o kadar fazla demektir. Kriterin toleransı arttıkça geçen nokta sayısı da o kadar artacaktır. Çalıştıkları 5 prostat ve 5 baş-boyun planında değişik DTA ve %DD kriterleri için karşılaştırma yapmışlardır. Değerlendirmeyi geçen noktaları, 5 prostat planında 3mm-%3 kriteri için $\%90,3$, $\%98,1$, $\%81,2$, $\%80,9$, $\%9,2$, ve 5 baş-boyun planında aynı kriter için $\%91,8$, $\%94,6$, $\%88,6$, $\%69,1$, $\%84,2$ bulmuşlardır. Prostat grubunda 3mm-%5 kriteri için $\%99,3$, $\%100,0$, $\%94,4$, $\%92,6$, $\%97,6$ ve baş-boyun grubunda ise $\%99,6$, $\%99,2$, $\%96,1$, $\%86,9$, $\%95,4$ olarak bildirmişlerdir. Değerlerden de görüldüğü gibi kriter arttıkça geçen testi geçen nokta sayısı da artmaktadır. İyon odası nokta doz

ölçümünde ise farklı planlarda farklı değerler elde etmelerine rağmen bu değerlerin ortalaması $\pm 3 \pm 1,0$ olarak tespit edilmiştir.

Biz de çalışmamızda DTA ve %DD kriterlerini arttırdığımızda testi geçen nokta sayısının arttığını tespit ettik. Nokta doz ölçümleri için elde ettikleri sonuçlar da bizim sonuçlarımız ile uyum içindedir.

Langen ve ark. [62] TomoDose (Sun Nuclear Corp. Of Melbourne, FL.] diode array'i tomoterapi doz profili ölçümünde denemişlerdir. Yaptıkları çalışmada radyasyon alanı içinde diod array okumalarının su tankında alınan ölçülerden farkının standart sapmasının % 0,5 olduğunu tespit etmişlerdir. Bu ise diod arraylerin tomoterapi cihaz ve plan kalite kontrollerinde kullanılabilirliği açısından önemli bir bulgudur.

Kinhikar ve ark. [61] farklı kanser türlerinde tedavi uyguladıkları ilk 50 hastaya ait veriyi değerlendirmişlerdir. Tomoterapi Hi-ART TPS'yi kullanarak yaptıkları DQA kontrollerinde gamma histogram değerlendirmesinde %95'den fazla pikselin gamma 1 in altında olduğunu tespit etmişlerdir. Nokta doz ölçümlerinde A1SL iyon odasını kullanmışlardır. Kullanılan iyon odasının yapılan MVCT'lerde artifakt oluşturmadığını vurgulamaktadırlar.

Sonuç olarak, helikal tomoterapi cihazı IMRT için tasarlanmış bir cihaz olup geleneksel lineer hızlandırıcılardan farklı bir yapı ve ışınlama tekniğine sahiptir. Bu nedenle cihazda yapılan plan kalite kontrollerini iki farklı yöntemle ve bu iki farklı yöntemi de iki farklı sistemle test ettik. Sonuçlara baktığımızda her iki yöntemle ve sistemle elde edilen veriler birbiri ile uyum içindedir.

Fantomda film ve iyon odası ile nokta doz ölçümü sonuçların elle tutulur ve arşivlenebilir olması itibarı ile daha güvenilir bir sistem gibi durmasına rağmen zaman alıcıdır ve filmde kaliteli banyo işlemine veya gafkromik film kullanılıyor ise en az 12 saat beklemeye gerek duyulmaktadır. Alternatif olarak sunulan Seven29 2D array sistemi set up kolaylığı, plan değerlendirme aşamasından önce fazladan bir işlem istememesi bakımında daha kullanışlı ve pratik bir sistem olarak karşımıza çıkmaktadır. Octavius fantom boyutları bakımından cheese fantoma, özellikle büyük alanlı hastaların kalite kontrolünde kesin üstünlük sağlamaktadır. Seven 29 elektronik bir kalite kontrol cihazıdır. Seven29 IMRT plan kalite kontrolü sırasında mikro saniyeler mertebesinde de olsa yüksek doz hızlarına maruz kalabilmektedir. Bu gibi durumlarda DQA'ya baştan tekrar etmek gerekmektedir. Bu ise her yönü ile istenmeyen bir durumdur. Bu tür bir

olayla karşılaşmamak için bu tür planlarda tomoterapi TPS'nin DQA sekmesinde fraksiyon dozu tanımlanandan belli bir faktör kadar düşük girilerek ortadan kaldırılabilmekte, olası zaman kaybı ve iş yükü önlenebilmektedir.

Son yıllarda radyoterapi ve radyoloji bölümlerinin kuru banyo kullanımına yönelmesi ticari firmaları özellikle radyoterapide filmsiz cihaz ve plan kalite kontrolüne yöneltmiştir. Son yıllarda piyasada değişik firmaların sunduğu elektronik 2D array sistemleri kullanılmaya başlamıştır. Bu cihazların kullanım kolaylığı sağlaması ve veriye daha kısa sürede ulaşılması gibi özelliklerinden dolayı son birkaç yıl içinde radyoterapide plan kalite kontrolünde kullanımları daha da artmıştır. Bu artış kendini daha çok farklı IMRT teknikleri sunan cihazlarda kullanımı şeklinde göstermektedir. Dolayısıyla henüz cheese fantomda gafkromik film ile octavius fantomda Seven29 2D array için karşılaştırmalı bir dozimetrik ve klinik çalışma mevcut değildir.

Nokta doz ölçümünde kullanılan Exradin 0,056 cc iyon odaları hacim ve yapı itibarı ile oldukça iyi sonuç vermektedir. DQA öncesi yapılan MVCT'de hem iyon odaları hem de Seven 29 2D array herhangi bir artifakta neden olmamaktadır.

Tüm bu bilgiler ışığında, eğer cihazda kalite kontrol yönünden bir eksiklik yok ise harcanan zaman, kullanım kolaylığı, tekrarlanabilirlik, TPS sonuçlarıyla uyum açısından, helikal tomoterapide octavius fantomda Seven 29 2D arrayla DQA, cheese fantomda gafkromik filmle DQA e üstünlük sağlamaktadır.

KAYNAKLAR

- 1) J R. Palta, C Liu, and J G. Li. Quality assurance of intensity modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol. Phys.*, Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S108-S112, 2008
- 2) G A, Ezzell, J M. Galvin, D Low, J R Palta, I Rosen, M B. Sharpe, P Xia, Y Xiao, L Xing, C X. Yu. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.* 30 (8), August 2003.
- 3) J M. Galvin, G Ezzell, A Eisbrauch, C Yu, B Butler, Y Xiao, I Rosen, J Rosenman, M Sharpe, L Xing, P Xia, T Lomax, D A. Low, and J Palta. Implementing IMRT in clinical practice: A joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicist in Medicine. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* Vol. 58, No. 5, pp. 1616–1634, 2004.
- 4) M. Bucciolini., F. Banci Buonamici and S. Mazzocchi, C. De Angelis and S. Onori., G.A.P. Cirrone. Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size. *Med. Phys.* 30(8), August 2003.
- 5) A Fidanzio, L Azario, R Miceli, A Russo, and A Piermattei. PTW- diamond detector: Dose rate and particle type dependence. *Med. Phys.* 27(11), November 2000.
- 6) M. Stasi, B. Baiotto, G. Barboni, and G. Scielzo. The behavior of several micro ionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. *Med. Phys.* 31(10), October 2004.
- 7) B Poppe, A Blechschmidt, A Djouguela, R Kollhoff, A Rubach, K C Wilborn, D Harder. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med. Phys.* 33 (4), April 2006.
- 8) A Van Esch, C Clermont and M Devillers, M Lori, D P. Huyskens On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of

- a 2D ion chamber array and Octavius phantom. *Med. Phys.* 34 (10), 3825-3837, 2007.
- 9) S.D.Thomas, M. Mackenzie and G.C. Field, A.M.Syme, B.G.Fallone. Patient specific treatment verifications for helical tomotherapy treatment planes. *Med. Phys.* 32 (12), December 2005.
 - 10) D A. Low, W B. Harms, S Mutic, and J A. Purdy A technique for the quantitative evaluation of dose distributions *Med. Phys.* 25 (5), May 1998.
 - 11) D A. Low, J F. Dempsey Evaluation of the gamma dose distribution comparison method *Med. Phys.* 30 (9) September 2003
 - 12) ICRU report 42. *Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and Electrons* [International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), Bethesda, 1987].
 - 13) E Spezi, D. G Lewis. Gamma histograms for radiotherapy plan evaluation. *Radiotherapy and Oncology* 79 (2006) 224-230.
 - 14) M Wendling, L J. Zijp, L N. McDermontt, E J. Smit, J J Sonke, B J. Mijnheer and M van Herk. A fast algorithm for gamma evaluation in 3D. *Med. Phys.* 34 (5), May 2007
 - 15) J Van Dyk, R B. Barnett, J E Cygler, P C. Shragge. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol. Phys.*, Vol. 26, 261-273 (1993).
 - 16) P Winkler, B Zurl, H Guss, P Kindl, G Stuecklsheiger. Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. *Phys. Med. Biol.* 50, 643-654 (2005).
 - 17) T R Mackie, T Holmes, S Swerdloff, P Reckwerd, J O. Deasy, J Yang, B Paliwal, T Kinsella Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys.* 20 (6) 1709–19, 1993.

- 18) S. Dische, M. I. Saunders, C. Williams, A. Hopkins, E. Aird. (1993) Precision in reporting the dose given in course of radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*. 29 (3), 287-293, 1993.
- 19) J Muzik Comparison of fixed beam IMRT, helical tomotherapy, and IMPT for selected cases. *Med.Phys.* 35 (4), 1580-1592, 2008.
- 20) K Sheng, J A. Molloy, J M. Larner, P W. Read. A dosimetric comparison of non-coplanar IMRT versus Helical Tomotherapy for nasal cavity and paranasal sinus cancer. *Radiotherapy and Oncology*. 82 (2), 174-178, 2007.
- 21) D Thorwarth, M Soukup, M Albert. Dose painting with IMPT, helical tomotherapy and IMXT: A dosimetric comparison *Radiotherapy and Oncology*. 86(1), 30-34, 2008.
- 22) G Rodrigues, S Yartsev, J Chen, E Wong, D D'Souza, M Lock, G Bauman, G Grigorov, T Kron. A comparison of prostate IMRT and helical tomotherapy class solution. *Radiotherapy and Oncology*. 80 (3), 374-377, 2006.
- 23) C Fiorino, I Dell'Oca, A Piereli, S Broggi, E D Martin, N D Muzio, B Longobardi, F Fazio, R Calandrino. Significant improvement in normal tissue sparing and target coverage for head and neck cancer by means of helical tomotherapy. *Radiotherapy and Oncology*. 78 (3), 276-282, 2006.
- 24) M Lori, G M Cattaneo, E Cagni, C Fiorino, G Borasi, C Riccardo, C Lotti, F Fazio, A E. Nahum. Dose-volume and Biological- based comparison between helical tomotherapy and (inversed planned) IMAT for prostate. *Radiotherapy and Oncology*. 88(1), 34-45, 2008.
- 25) W Lu, G H Olivera, M-Li Chen, P J Reckwerdt and T R Mackie Accurate convolution/superposition for multi-resolution dose calculation using cumulative tabulated kernels. *Phys.Med. Biol.* (50) 2005 655-680).
- 26) F.M Khan. *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams& Wilkins; 2003.
- 27) C. S. Hamilton, M. A. Ebert. Volumetric Uncertainty in Radiotherapy. *Clinical Oncology* (2005) 17: 456-464.

- 28) J Van Dyk Quality assurance of radiation therapy planning systems: current status and remaining challenges. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol. 71, No.1, Supplement, pp. S23-S27, 2008.
- 29) A Boyer, P Biggs, J Galvin, E Klein, T Losasso, D Low, K Mah, C Yu. Basic applications of multileaf collimators. Report of TG 50, *American Association of Physicists in Medicine*, 2001.
- 30) J D. Fenwick, W A. Tome, E T. Soisson, M P. Mehta, T. Mackie. Tomotherapy and Other Innovative IMRT Delivery Systems. *Semin Radiat Oncol* 16: 199–208 2006
- 31) A L. Boyer Static MLC IMRT (Step and Shoot) *AAPM 2003 Summer School published proceedings*, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.
- 32) P Keall, Q Wu, Y Wu, and J Oh Kim. Dynamic MLC IMRT *AAPM 2003 Summer School published proceedings*, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.
- 33) J M. Galvin. Alternative Methods for Intensity Modulated Radiation Therapy Inverse Planning and Dose Delivery. *Semin Radiat Oncol* 16:218-223, 2006.
- 34) S X. Chang, T J. Cullip, K M. Deschesne, E P. Miller, and J G. Rosenman. Compansators: An alternative IMRT deivery technique. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 5, No. 3, Summer 2004.
- 35) B Curan IMRT Delivery Using Serial Tomotherapy *AAPM 2003 Summer School published proceedings*, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.
- 36) T R Mackie. History of tomotherapy. *Phys. Med. Biol.* 51 (2006) R427-R453.
- 37) T.R Mackie, G H. Olivera, J M. Kapatoes, K R. Ruchala, J P. Balog, W A. Tomé, S Hui, M Kissick, C Wu, R Jeraj, P J. Reckwerdt, P Harari, M Ritter, L Forrest, J.S. Welsh, and M P. Mehta. Helical Tomotherapy *AAPM 2003*

Summer School published proceedings, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.

- 38) J D Fenwick, W A Tome, H A Jaradat, S K Hui, J A James, J P Balog, C N DeSouza, D B Lucas, G H Olivera, T R Mackie and B R Paliwal. Quality assurance of a helical tomotherapy machine. *Phys. Med. Biol.* **49** (2004) 2933-2953.
- 39) J Balog, T Holmes, R Vaden. Helical tomotherapy dynamic quality assurance. *Med. Phys.* **33** (10), October 2006.
- 40) J Balog and G Olivera, J Kapatoes. Clinical helical tomotherapy commissioning dosimetry. *Med. Phys.* **30** (12), December 2003.
- 41) J Balog and T. R. Mackie. Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device. *Med. Phys.* **30** (6), June 2003
- 42) J Balog and E Soisson. Helical tomotherapy quality assurance. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. **71**, No. 1, Supplement, pp. S113-S117, 2008
- 43) M. W. Kissick, J. Fenwick, J. A. James, R. Jeraj, J. M. Kapatoes, H. Keller, T. R. Mackie, G. Olivera, E. T. Soisson. The helical tomotherapy thread effect. *Med. Phys.* **32** (5), May 2005
- 44) T R. Bortfeld Physical Optimization *AAPM 2003 Summer School published proceedings, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.*
- 45) International Commission on Radiation Unit and Measurements (ICRU) Report50 “Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy” Bethesda, MD: International Commission on Radiation Unit and Measurements, 1993.
- 46) R.A Niroomand., C Robert, B.M Coursey, K.P Gall., J.M Galvin., W. L. Mclaughlin, A.S Meigooni., J.E. Rodgers, C.G Soares.. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee TG 55. *Med Phys.* 1998; **25** : 2093-2115.

- 47) IAEA, “Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice based on standards of absorbed dose to water”, *IAEA Technical Report 398* (IAEA, Vienna, 2000)
- 48) P.R.Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M.S. Huq, R. Nath, and D.W.O. Rogers, “AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams,” *Med. Phys.* **26**, 1847-1870 (1999).
- 49) C J. Bailat, T Buchhillier, M Pachoud, R Moecklie, and F O. Bochud. An absolute dose determination of helical tomotherapy accelerator, TomoTherapy High-Art II. *Med. Phys.* **36** (9), September 2009.
- 50) S.D. Thomas, M. Mackenzie, D.W.O. Rogers, B.G. Fallone. A monte Carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy. *Med. Phys.* **32** (5), May 2005.
- 51) R.Alfonso, P Andreo, R. Capote, M. Saiful Huq, W. Kilby, P. Kjall, T.R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich and S. Vatnitsky. A new formalism for reference dosimetry of small and non-standart fields. *Med. Phys.* **35** (11), 5179-5186 (2008)
- 52) Gerald J. Kutcher, Lawrance Coia, Michael Gillin, William F. Hanson, Steven Leibel, Robert J. Morton, Jatender R. Palta, James A. Purdy, Lawrence E. Reinstein, Goran K. Swensson, Mona Weller, Linda Wingfield. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med. Phys.* **21** (4), April 1994.
- 53) R Nath, P J. Biggs, F J. Bova, C. C Ling, J A. Purdy, J van de Geijn, M S. Weinhaus. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators : Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med. Phys.* **21** (7), July 1994
- 54) E E. Klein, J Hanley, J Bayouth, F-Fang Yin, W Simon, S Dresser, C Serago, F Aguirre, L Ma, B Arjomandy, C Liu, C Sandin, T Holmes. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* **36** (9), September 2009.

- 55) K M. Langen, N Papanikolaou, J Balog, R Crilly, D Folloowill, S. M Goddu, W Grant, G Olivera, C R. Ramsey, C Shi. QA for Helical Tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. *Med. Phys.* 37 (9), September 2010.
- 56) S Devic, J Seuntjens, E Sham, E B. Podgorsak, C R Schmidtlein, A S. Kirov, C G. Soares. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med. Phys.* 32 (7), July 2005.
- 57) O A. Zeidan, S A L. Stephenson, S L. Meeks, T H. Wagner, T R. Willoughby, P A. Kupelian, and K M. Langen. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med. Phys.* 33 (11), November 2006.
- 58) C Fiandra, U Ricardi, R Ragona, S Anglesio, F R Giglioli, E Calamia and F Lucio. Clinical use of EBT model Gafchromic film in radiotherapy. *Med. Phys.* 33 (11), November 2006.
- 59) NL. Childress, R. A White, C Bloch, M Salehpour, L Dong, and I I. Rosen. Retrospective analysis of 2D patient specific IMRT verifications. *Med. Phys.* 32 (4), April 2005.
- 60) P A. Jursinic, R Sharma, and J Reuter. MapCHECK used for rotational IMRT measurements: Step and shoot, Tomotherapy, RapidArc *Med. Phys.* 37 (6), June 2010.
- 61) R.A. Kinhikar, Z. Master, D.D. Deshpande. Patient specific dosimetry for intensity-modulated radiotherapy delivered with first helical tomotherapy in India-our initial experience of 50 patients *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* Vol 31 Number 2, 2008.
- 62) K. M. Langen, S. L. Meeks, D. O. Poole, T. H. Wagner, T. R. Willoughby, O. A. Zeidan, and P. A. Kupelian, H, K. J. Ruchala, G. H. Olivera. Evaluation of a diode array for QA measurements on a helical tomotherapy unit. *Med. Phys.* 32 (11), November 2005.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Basri	Soyadı	Günhan
Doğ.Yeri	Malatya	Doğ.Tar.	08.05.1966
Uyruğu	T.C	TC Kim No	40756772738
Email	basrigunhan@hotmail.com	Tel	0532 6024886

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi	
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi	2001
Lisans	Ankara Üniversitesi	1989
Lise	Malatya Turan Emeksiz Lisesi	1983

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Tıbbi Radyofizik Uzmanı	Marmara Nükleer Tıp	2010-
2.	Tıbbi Radyofizik Uzmanı	İtalyan hastanesi	2007-2010
3.	Tıbbi Radyofizik Uzmanı	İstanbul Üniversitesi	1997-2007

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi	70	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MicroSoft Ofis programları	iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):