

HEDİYE ACUN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENT

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2010

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
(DOKTORA TEZİ)**

**IMRT DOZ DAĞILIMLARININ DOĞRULANMASINDA
DOZİMETRİK SİSTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

HEDİYE ACUN

**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.

09 / 03 / 2010

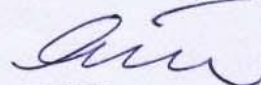
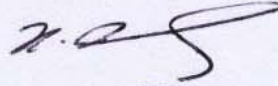
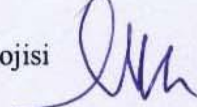


Prof. Dr. Tamer DEMİRALP
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Tıbbi Radyofizik
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : Temel Onkoloji
Tez Sahibi : Hediye ACUN
Tez Başlığı : "IMRT Doz Dağılımlarının Doğrulanmasında Dozimetrik Sistemlerin Karşılaştırılması"
Sınav Yeri : İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü
Sınav Tarihi : 05 / 03 / 2010

Tez Sınav Jürisi

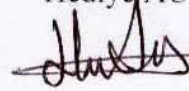
Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

- 1.Prof.Dr.Gönül KEMİKLER / İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji / Danışman 
- 2.Prof.Dr.Hatice BİLGE / İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji 
- 3.Prof.Dr.Ethem Nezih ORAL / İ.Ü.İstanbul Tıp Fak./ Radyasyon Onkolojisi 
- 4.Doç.Dr.İsmail ÖZBAY / İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji 
- 5.Doç.Dr.Mustafa Cem UZAL / Trakya Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü / Radyasyon Onkolojisi 

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.

Hediye ACUN



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen, ayrıca master, doktora eğitimim süresince bilgilerinden yararlandığım değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi İstanbul Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Prof. Gönül Kemikler'e,

Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı Öğretim Üyesi hocalarımız Prof. Dr. Hatice Bilge ve Doç. Dr. İsmail Özbay'a, Onkoloji Enstitüsündeki yedi yıllık eğitimim boyunca fikirlerinden yararlanıp, yardımlarını gördüğüm Dr. Nazmi Oğuz, M.Sc. Aydın Çakır ve M.Sc. Murat Okutan'a, ayrıca mesai arkadaşlarım M.Sc. Hilal Acar ve M.Sc. Özgehan Onay'a en içten dileklerimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XİV
ÖZET	XV
ABSTRACT.....	XVİ
ZUSAMMENFASSUNG / RESUME	XVİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Lineer Hızlandırıcılar	4
2.1.1. Tarihçe	4
2.1.2. Lineer Hızlandırıcı Yapıları	5
2.1.3. Linak Bileşenleri:	6
2.1.3.1. Mikro dalga güç kaynağı.....	6
2.1.3.2. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu	7
2.1.3.3. Elektron Tabancası.....	8
2.1.3.4. Saptırıcı magnet düzeneği	8
2.1.4. Linak Kafa Yapısı	9
2.1.4.1. X-ışınları hedefi	9
2.1.4.2. Düzleştirici filtre	9
2.1.4.3. Monitör iyon odaları	10
2.1.4.4. Kolimasyon	10
2.2. Çok Yapraklı Kolimatörler (Múltif Kolimatör; MLC)	10
2.2.1. Çok yapraklı kolimatörlerin(MLC) geometrik ve mekanik özellikleri:.....	11
2.2.2. Çok yapraklı kolimatörlerin(MLC) Fiziksel Özellikleri:	15
2.2.2.1. Fokoslama özellikleri ve penumbra:	15

2.2.2.2. Lifler arası geçirgenlik	16
2.2.2.3. Lif geçirgenliği.....	17
2.3. IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)	17
2.3.1. Tarihçe:	17
2.3.2. Modern IMRT teknikleri:.....	19
2.3.2.1. Step and shoot (çoklu durgun alan) tekniği:	19
2.3.2.2. Dinamik MLC tekniği:	22
2.4. Optimizasyon ve ters(inverse) planlama:.....	24
2.5. Dozimetri Sistemleri:	25
2.5.1. İyonizasyon dozimetri sistemleri:	25
Silindirik iyon odaları:	26
2.5.2. Film Dozimetrisi:	27
2.5.3. Termoluminesans dozimetre	30
2.6. IMRT'nin Dozimetrik Doğrulanması(IMRT QA):	31
2.6.1. IMRT yapılacak lineer hızlandırıcıya bağlı QA:	32
2.6.1.1. MLC lif pozisyonu doğrulanması testi:.....	32
2.6.1.2. Küçük monitor unitlerle(MU) linak performansının kontrolü:	34
2.6.1.3. MLC fiziksel özelliklerinin kontrolü:	35
2.6.2. IMRT planlarının doğrulanması:	35
2.6.2.1. Plan İlişki Yöntemi:	35
2.6.2.2. Alan İlişki Yöntemi:.....	37
2.7. İki Boyutlu(2D) doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan metotlar:	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	41
3.1. GEREÇ:	41
3.1.1. Shimadzu Bilgisayarlı Tomografi cihazı	42
3.1.2. CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi:	42
3.1.3. Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı.....	42
3.1.4. RW3 su eşdeğeri katı fantom	43
3.1.5. IMRT silindirik QA fantomu	43
3.1.6. PTW 2D-ARRAY Seven 29:	44
3.1.7. GAFCHROMIC® EBT Film:.....	45
3.1.8. Epson Expression 10000XL film tarayıcı:	46
3.1.9. PTW Verisoft yazılım programı:	46

3.1.10. Wellhöfer Scanditronix FC65-P iyon odası:	47
3.1.11. PTW semiflex 0.125 cc iyon odası:	47
3.1.12. PTW Unidos elektrometre:	48
3.1.13. Wellhöfer Dose 1 elektrometre:	48
3.1.14. Termoluminesans dozimetre (GR-200 A):	48
3.2. YÖNTEM	49
3.2.1. Hasta Planlarının Seçimi:	49
3.2.2. Hasta IMRT planlarının oluşturulması:	49
3.2.3. Film kalibrasyonu:	51
3.2.4. TLD gruplanması:	52
3.2.5. MLC QA testleri:	52
3.2.6. 2D-Array ile doz dağılımı doğrulanması:	53
3.2.7. Gafchromic EBT film ile alan ilişki yöntemine göre doz dağılımı doğrulanması:	54
3.2.8. Gafchromic [®] EBT film ile silindirik fantomda plan ilişki yöntemine göre doz dağılımı doğrulanması:	55
3.2.9. Hesaplanan ve ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması:	56
3.2.10. İyon odası ile merkezi doz doğrulanması:	56
3.2.11. TLD ile kare fantomda profil ölçülmesi:	57
4. BULGULAR.....	58
4.1. IMRT planlarına ait segment sayıları, maksimum ve minimum MU değerleri:	58
4.2. Plan ilişki doğrulama yöntemine göre IMRT planlarının 2-D Array ölçüm sonuçları :	59
4.3. IMRT planlarının 2-D Array, TPS (tedavi planlama sistemi) akı haritaları ve doz profillerinin karşılaştırılması:	62
4.4. Alan ilişki doğrulama yöntemine göre IMRT planlarının Gafchromic EBT film ölçüm sonuçları:	68
4.5. IMRT planlarının Gafchromic EBT film, TPS akı haritaları ve doz profillerinin karşılaştırılması:	72
4.6. Plan ilişki yöntemine göre IMRT planlarının Gafchromic EBT film ölçüm sonuçları.....	77
4.7. IMRT planlarının plan ilişki yöntemine göre Gafchromic EBT film ile ölçülen ve TPS'de hesaplanan akı haritaları ve doz profillerinin karşılaştırılması:	79
4.8. Prostat IMRT planlarının 0.125 cc semifleks ve 0.6 cc iyon odası ile merkezi doz ölçüm sonuçları:	86
4.9. TLD Ölçüm Sonuçları:	88
5. TARTIŞMA	92

5.1. TPS ile 2D Array ölçüm sonuçlarının kıyaslanması:	93
5.2. TPS ile Gafchromic EBT Film sonuçlarının kıyaslanması:	96
5.3. TPS ve iyon odasıyla ölçülen merkezi doz sonuçlarının kıyaslanması:	101
5.4. TPS ve TLD ölçüm sonuçlarının kıyaslanması:	102
KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ	108

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1 Farklı ticari firmalara ait MLC özellikleri.....	13
Tablo 2-2 IMRT tarihi gelişimi	18
Tablo 3-1 Prostat hastaları için doz sınırlandırmaları.....	50
Tablo 4-1 Prostat IMRT planlarının segment sayıları, en yüksek ve en düşük MU değerleri	58
Tablo 4-2 Beyin IMRT planlarının segment sayıları, en yüksek ve en düşük MU değerleri	59
Tablo 4-3 Prostat IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve 2-D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	60
Tablo 4-4 Beyin IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve 2-D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	61
Tablo 4-5 Prostat IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	69
Tablo 4-6 Prostat IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre 2D array ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	69
Tablo 4-7 Beyin IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	70
Tablo 4-8 Beyin IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre 2D array ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	71
Tablo 4-9 Prostat IMRT planları için plan ilişki yöntemine göre TPS’de hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	78

Tablo 4-10 Beyin IMRT planları için plan ilişki yöntemine göre TPS’de hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi.....	79
Tablo 4-11 Prostat IMRT planlarının 0.125 cc semifleks ve 0.6 cc iyon odası ile merkezi doz ölçüm sonuçları	86
Tablo 4-12 Beyin IMRT planlarının 0.125 cc semifleks ve 0.6 cc iyon odası ile merkezi doz ölçüm sonuçları	87
Tablo 4-13 Prostat IMRT planları için merkezi dozun TLD ölçüm değerleri(cGy)	88
Tablo 4-14 Prostat IMRT planları için X eksenı boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değerleri(cGy)	89
Tablo 4-15 Prostat IMRT planları için Y eksenı boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değerleri(cGy)	89
Tablo 4-16 Beyin IMRT planları için merkezi dozun TLD ölçüm değerleri(cGy)	90
Tablo 4-17 Beyin IMRT planları için X eksenı boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değerleri(cGy)	90
Tablo 4-18 Beyin IMRT planları için Y eksenı boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değerleri(cGy)	91

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1 Lineer hızlandırıcı blok şeması	5
Şekil 2-2 MLC yapısı.....	11
Şekil 2-3 Siemens MLC yapısı a) 82 lif, b) 160 lif yeni jenerasyon MLC.....	13
Şekil 2-4 lif iç içe geçme probleminin görünüşü	14
Şekil 2-5 Elekta, Siemens ve Varian firmalarının MLC yapılarının alt ve üst kolimatör çenelerine göre pozisyonları	14
Şekil 2-6 Liflerin odaklama özellikleri: a) lif hareketi yönüne dik yönde odaklama yapabilen yamuk çapraz kesitli lif yapısı; lif hareketi yönünde odaklama yapan; b) dairesel bir yolda hareket eden lif yapısı, c) yuvarlak kenarlara sahip lif yapısı, d) dönen kenarlara sahip lif yapısı.	16
Şekil 2-7 Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif dizaynları.....	17
Şekil 2-8 Step and shoot IMRT	20
Şekil 2-9 Close-in tekniği	20
Şekil 2-10 Lif sweep tekniği	21
Şekil 2-11 Lifler arası sızıntıyı engellemek için tongue and groove etkisine sahip lif dizaynının yol açtığı doz düşüklüğü	22
Şekil 2-12 Dinamik MLC tekniği	23
Şekil 2-13 Farmer tip iyon odası.....	26
Şekil 2-14 Tipik OD(optical density) eğrisi	28
Şekil 2-15 a) Normal kristal yapı görünümü, b) Işınlanmış kristal yapı görünümü, c)ısıtma işlemi sonucu termoluminesans(TL) fotonu oluşumu	30
Şekil 2-16 5 cm'lik komşu MLC şeritlerinin ışınladığı kalibrasyon test filmi ve doz profili	33
Şekil 2-17 Garden fence(bahçe çiti) MLC kalibrasyon testi film görüntüsü ve doz profili	34
Şekil 2-18 Plan ilişki yöntemi için ışınlama düzeneği.....	36
Şekil 2-19 Alan ilişki yöntemine göre ışınlama düzeneği	37
Şekil 2-20 Doz farkı(dose difference) ve DTA(distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.	38

Şekil 2-21 Doz farkı ve DTA testlerinin kombine kullanılmasıyla doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.	39
Şekil 3-1 Silindirik IMRT baş-boyun doğrulama fantomu.....	43
Şekil 3-2 2D-ARRAY Seven 29	44
Şekil 3-3 EBT Gafchromic filmi yapısı.....	45
Şekil 3-4 PTW 0,125 cc semiflex iyon odası.....	47
Şekil 3-5 2-D Array ile IMRT doğrulanması. 2D array RW3 katı su fantomunun arasına yerleştirilmiştir.	53
Şekil 3-6 Gafchromic EBT film ile IMRT doz dağılımı doğrulamasında ölçüm setinin görünümü	54
Şekil 3-7 Plan ilişki yöntemine göre IMRT doğrulanmasının EBT film ile yapıldığı silindirik fantom.....	55
Şekil 3-8 İyon odası ile merkezi doz ölçüm seti	57
Şekil 4-1 7 alanlı prostat IMRT planının alan ilişki metoduna göre 2D array ile dozimetrik mukayesesi..	65
Şekil 4-2 5 alanlı beyin IMRT planının alan ilişki metoduna göre 2D array ile dozimetrik mukayesesi.	68
Şekil 4-3 7 alanlı prostat IMRT planının alan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile dozimetrik mukayesesi.	74
Şekil 4-4 5 alanlı beyin IMRT planının alan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile dozimetrik mukayesesi.	77
Şekil 4-5 7 alanlı prostat IMRT planının plan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile silindirik fantomda dozimetrik mukayesesi.	82
Şekil 4-6 5 alanlı beyin IMRT planının plan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile silindirik fantomda dozimetrik mukayesesi.	85

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiation therapy)

MLC : Çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator)

IMB : Yoğunluğu değiştirilmiş demet (Intensity modulated beam)

SAD: Kaynak izomerkez mesafesi (source isocenter distance)

SSD: Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)

BT, CT: Bilgisayarlı tomografi, Computing Tomography

MU: Monitör unit

TPS: Tedavi planlama sistemi

TLD: Termolüminesans Dozimetri

ÖZET

Acun H. (2010) IMRT Doz Dağılımlarının Doğrulanmasında Dozimetrik Sistemlerin Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Klasik konformal tedavinin aksine IMRT’de her alanının doz yoğunluğu çok yapraklı kolimatör (MLC) yardımıyla karmaşık bir yolla değiştirilir. Bu yüzden oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik olarak doğrulanması zorunlu hale gelmiştir. Bu çalışmadaki amacımız kliniğimizde tedaviye alacağımız IMRT hastalarının TPS’de elde edilen tedavi doz dağılımlarının doğrulanmasında farklı dozimetrik yöntemleri inceleyip, karşılaştırmak; doğruluk, kolaylık, işlem zamanının kısalığı açısından değerlendirmektir. 30 prostat ve 15 beyin IMRT planının dozimetrik doğrulanması alan ilişki ve plan ilişki yöntemine göre yapıldı. Alan ilişki yöntemine göre akı haritalarının doğrulanması 2D array(seven 29) ve Gafchromic EBT film ile, plan ilişki yöntemine göre ise sadece EBT film ile yapıldı. Merkezi absolut doz ölçümleri 0,125 cc, 0,6 cc iyon odası ve TLD ile elde edilip karşılaştırıldı. Alan ilişki doğrulama yöntemine göre TPS ve 2D array sonuçları karşılaştırıldığında, gamma değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi 3mm/%3 için ortalama olarak %94,2(prostat için), %96,34(beyin için); TPS ile Gafchromic EBT film karşılaştırıldığında ise 3mm/%3 için %81,4(prostat için), %85,42 (beyin için) bulundu. Plan ilişki yöntemine göre TPS ve EBT film karşılaştırılması için ise bu değerler prostat için %83,4, beyin için % 84,5(3mm/%5 için) bulundu. Merkezi absolut doz ölçümlerinde ise her iki iyon odası ve TLD sonuçları TPS sonuçlarıyla %3 uyum içinde görüldü.

Sonuç olarak, işlem kolaylığı, güvenilirliği ve kısalığı açısından 2D array kullanılması, IMRT doz dağılımlarının doğrulanmasında en efektif yöntemdir. Hesaplanan ve ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ değerlendirmesinin yanısıra profillerin de değerlendirilmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: IMRT, dozimetrik doğrulama, film dozimetri, gamma değerlendirmesi, 2D array.

ABSTRACT

Acun H. (2010). Comparison of dosimetric systems in the verification of IMRT dose distributions. İstanbul University, Institute of Health Science, Fundamental Oncology PhD Thesis. İstanbul.

In IMRT the intensity of all beams changes in a complicated way with the assistance of MLC. Therefore, dosimetric verification of obtained IMRT plans should be done. The purpose of this study is to investigate and compare different dosimetric methods in terms of accuracy, facility and to evaluate shortness of processing time in verification of TPS treatment dose distributions of IMRT patients that will be treated in our clinic. The dosimetric verification of IMRT plans for 30 prostate and 15 brain patients were performed according to the field and plan related approach. Verification of fluence map according to field related approach were made using 2D array (seven 29), Gafchromic EBT film, and then for field related approach it was made only using EBT film. The measurement of central absolute doses were obtained using 0,125 cc, 0,6 cc ion chambers, TLD and then compared with each other. When comparing TPS and 2D array results according to field related approach, percent of passed points from gamma evaluation was found 94,2% (for prostate), 96,34% (for brain); when comparing TPS and EBT film, these values were 81,4% (for prostate), 85,42% (for brain) for 3mm/3% criteria. According to the comparison of TPS and EBT film, these values were achieved 83,4% (for prostate), 85,4% (for brain) (for 3mm/5%). For central absolute dose measurement, both ion chambers and TLD results were consistent with TPS within 3%.

As a result, in terms of facility, reliability and shortness of process, using 2D array is the most effective method in verification of IMRT dose distributions. Dose profile evaluation is necessary, besides δ evaluation in comparing calculated and measured dose distributions.

Key Words: IMRT, dosimetric verification, film dosimetry, gamma evaluation, 2D array.

ZUSAMMENFASSUNG / RESUME

Dikkat bu satırı ve aşağıdaki paragrafı daha sonra siliniz!

Bu sayfayı koyarsanız "ÖZET" ve "ABSTRACT" sayfalarındaki ilkeler uygun olarak hazırlayın. Bu sayfayı koymayarsanız başlığı tamamen bloklayarak siliniz.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

KontROLSÜZ hücre proliferasyonu ve yayılması olan kanser hemen hemen vücuttaki tüm dokuları etkileyebilmektedir. Pek çok kanser türü cerrahi, radyoterapi ve kemoterapi ile tedavi edilmektedir. Radyoterapi ile bir kanser hastasının tedavisi ilk kez Röntgen'in X ışınlarını keşfinden yaklaşık 1 ay sonra Chigago'da 1896'da yapılmıştır. O günden bu yana milyonlarca kanser hastası radyoterapi almış olup bu hastalardaki kür oranı da günden güne gelişen teknolojiyle artmıştır.

Radyoterapide temel hedef normal doku dozunu minimumda tutup hedef hacime uygun homojen dozu vermektir. Günümüzde yaygın olan konvansiyonel tekniklerle bu pek mümkün olamamaktadır. Son yıllarda gelişen yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi(IMRT) ile hedefte en uygun (konformal) doz dağılımı elde edilebilmektedir. Bu tedavi tekniği sağlıklı dokuları daha iyi koruma olanağı sağlaması nedeniyle, tümörde daha yüksek dozlara ulaşılmasına imkan vermekte ve dolayısı ile de iyileştirilmiş tümör kürü sağlamaktadır. IMRT'nin kullanımı radyoterapinin optimizasyonu(kompleks şekilli hedef volüm için doz artırımı, riskli organ dozunun düşürülmesi, doz homojenitesinin sağlanması, vs.) açısından çok yararlı olmuştur. IMRT, 3-D konformal tedavinin gelişmiş bir şeklidir. IMRT'de konformal doz dağılımı lineer hızlandırıcının kafasında bulunan bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör (MLC) yardımıyla elde edilir. Alışlagelmiş veya klasik konformal tedavinin aksine her bir IMRT alanının doz yoğunluğu karmaşık bir yolla değiştirilir. Bu yüzden oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik olarak doğrulanması zorunlu hale gelmiştir [1,2]. Tipik olarak bir QA işlemi referans noktaya verilen absolute dozun verifikasyonu ve düzlemsel izodoz dağılımının verifikasyonundan oluşur [3]. İkinci verifikasyon işlemi, yani doz dağılımının doğrulanması çok detay içermektedir [1,3,4]. Alan ilişkisi yöntemi tüm planı yansıtmamasına rağmen bazı avantajları vardır. Bu yöntemde eğer planda bir sorun varsa sorunun neden kaynaklandığı çabucak bulunabilir. Diğer doğrulama yöntemi olan plan ilişkisi yönteminde ise doğrulamada uyumsuzluk olma durumunda sorunun kaynağını bulmak zordur [1].

Konformal doz dağılımını elde etmek için kullanılan IMRT alanları küçük alt alanlardan oluşur. Bazen bu alanların boyutları $1 \times 1 \text{ cm}^2$ olabilmektedir. Bu yüzden özellikle küçük alanlarda küçük hacimli iyon odaları kullanılması gerekir. Wolfram ve ark. 0.6 cc Farmer chamber ve 0.015 cc pinpoint iyon chamber ile yaptıkları ölçümleri hesaplanan değerlerle karşılaştırdıklarında 0.015 cc lik iyon odasının hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini görmüşlerdir. Bu değerleri film, TLD ve diamond sonuçlarıyla karşılaştırdıklarında ise doku eşdeğeri olması ve mükemmel uzaysal çözünürlüğe sahip olmasından dolayı en iyi sonucun diamond dedektörle okunan sonuç olduğunu bulmuşlardır [2]. IMRT de absolute doz verifikasyonunda farklı hacme sahip 3 iyon odasıyla yapılan çalışmada büyük volümlü iyon odasının absolut doz açısından hesaplanan değere daha yakın sonuç verdiği bulunmuştur. Küçük hacimli iyon odalarında sızıntı faktörünün hesaba katılması gerektiği, sızıntı düzeltilmesi yapılıncı hesaplanan doz değerlerine daha yakın sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir [5]. IMRT doğrulanmasında absolut doz ölçümlerinde kesinlikle film kullanılmaması gerekliliği, özellikle küçük alanlarda küçük volümlerinden dolayı diyot veya diamond dedektör kullanılmasının uygun olduğu bildirilmiştir [6].

Standart dozimetrik sistemlere alternatif olan 2D dedektör sistemlerinden seven 29 dozimetri sistemi ve mapcheck diyot matriksinin bazı özellikleri bazı araştırmacılar tarafından incelenmiş ve bu 2D dozimetri sistemlerinin IMRT akı haritalarının doğrulanmasında kullanılabileceği öngörülmüştür [7,8]

IMRT akı haritalarının doğrulanmasında 2D dozimetri sistemlerinin yanı sıra radyografik ve radyokromik filmler de kullanılabilmektedir. Bu filmlerin IMRT doğrulanmasında kullanılması farklı araştırmacılar tarafından kendi kliniklerindeki IMRT hasta planlarında araştırılmıştır. Uygun kalibrasyon tekniği, güvenilir banyo şartları ve doğru film tarayıcı olduğu zaman EDR2 filmi IMRT doğrulanmasında kullanılabilecek uygun bir 2D dozimetredir [9,10,11].

TLD, MOSFET(metal oxide semiconductor field effect transistor), iki farklı hacime sahip iyon odası ve EDR2 radyografik filmin kullanıldığı çalışmada IMRT doz doğrulanmasında tüm ışınlar merkezi ekseninde üst üste ışınlanmıştır. Hesaplanan kümülatif merkezi eksen dozuyla 0.6 cc iyon odasıyla ölçülen doz arasındaki ortalama yüzde fark %1.4, 0.13 cc iyon odası için ise %0.6 olarak bulunmuştur. TLD ile ölçülen

merkezi eksen dozu ve TPS ile hesaplanan merkezi eksen dozu arasındaki fark % 1,8 olarak bulunmuştur. Tüm vakalar için MOSFET ile alınan ölçümler hesaplanan değerlerle %5 uyum içinde bulunmuştur. İyon odaları, TLD ve MOSFET sadece nokta doz ölçümüne uygundur. Film dozimetri ise doz haritasının elde edilmesini sağlar[12].

Yapılan bu çalışmalardan görülüyor ki IMRT kalite güvenirliği işlemi için farklı dozimetri sistemleri kullanılabilmektedir. IMRT'nin doğrulanmasında önemli olan en uygun ve doğru sistemi kullanmaktır.

IMRT de target volüme çok yüksek dozlar verilebilmektedir. Bu yüksek dozlar nedeniyle tedavi planlarının doğruluğunun denetlenmesi hastanın doğru tedavi edilebilmesi açısından çok önemlidir. Ayrıca, tedavi planlarının verifikasyon işlemi IMRT de tedavi öncesi yapılması gereken en önemli adımlardan biridir. IMRT, ülkemiz için yeni bir tedavi şeklidir. Bu çalışmadaki amacımız kliniğimizde bulunan Siemens Oncor Lineer hızlandırıcıda tedaviye alacağımız IMRT hastalarının TPS'de elde edilen tedavi doz dağılımlarının doğrulanmasında farklı dozimetrik yöntemleri araştırmak ve kıyaslamak; doğruluk, kolaylık, işlem zamanının kısalığı ve kalıcı dokümantasyon yönünden değerlendirmektir

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Lineer Hızlandırıcılar

2.1.1. Tarihçe

Elektron lineer hızlandırıcıları(linak) klinikte radyasyon tedavisinde kullanılmak üzere X ışınları üretimi veya hızlı elektron ışınları üretimi amacıyla 1950'lerin başlarından beri kullanılmaktadır. İlk klinik lineer hızlandırıcı Londra'da Hammersmith hastanesi Radyoterapi araştırmalar biriminde 1952'de kurulmuştur. Şubat 1953'te fizik ve diğer testlerden geçip aynı yılın 7 Eylül'ünde ilk hasta tedavisine başlanmıştır. Böylece linaklar radyoterapi departmanlarının en önemli cihazları haline gelmeye başlamıştır. 1953'te tedaviye başlayan ve Metropolitan-Vickers(Met-Vic) tarafından üretilen bu ilk linakta 3m uzunluğunda bir hızlandırıcı tüp kullanılarak 8 MV X ışınları elde edilmiştir. Kısa bir süre sonra 4 MeV enerji üreten iki linaktan biri Philips tarafından Newcastle'a, diğeri ise Met-Vic tarafından Manchester'da Christie hastanesine kurulmuştur. Daha sonra Othorntons olarak bilinen şirket tarafında 4 MeV'lik iki linak daha Edinburg'da Western General hastanesi ve Nottwood'da Mount Vernon hastanesine kuruldu. Tüm bunların yanı sıra California'da Stanford Üniversitesi araştırma grubu 1954'de Stanford Radyoloji departmanına kurulan 6 MeV'lik linak geliştirdi. Böylece 1956'da tüm dünyada 7 tane tedavi amaçlı linak kurulmuş oldu. Tüm bunlar olurken İngiltere'de de birkaç linak kurulmaya başlandı. Varian ilk prototype 6MV isosentrik linağı 1962'de UCLA medikal merkezinde kurdu. İlk mevatron 1965'te, ilk Sagittaire Paris'te 1967'de ve ilk Toshiba 1969'da kuruldu.

Farmer'in 1962'de ki çalışmasında[13] dünya genelinde 15 linak, 50 betatron, IAEA'nin 1968'deki çalışmasında ise 79 linak, 20 van der Graff, 137 betatron, 1700 Co-60 olduğu belirtilmiştir. Karzmark'ın 1984'daki çalışmasında [14] US'da bulunan MV tedavi cihazlarının yarısından fazlasının ve yeni kurulan cihazların ise %90'ından fazlasının linak olduğu belirtilmiştir. Bundan sonraki yıllarda da linak kullanımı giderek artmıştır [15].

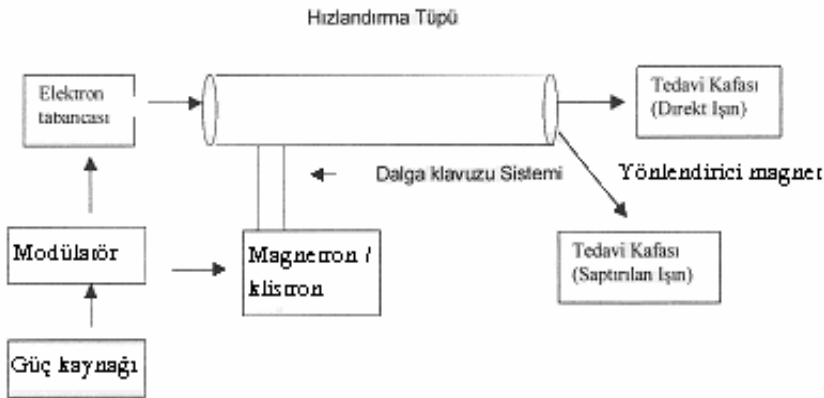
2.1.2. Lineer Hızlandırıcı Yapıları

Lineer hızlandırıcılar yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca yüksek enerjilere hızlandıran cihazlardır. İki tip lineer hızlandırıcı vardır.

a) Hareketli dalga hızlandırıcıları

b) Duran dalga hızlandırıcıları

Hareketli dalga hızlandırıcılarının dizaynı duran dalga hızlandırıcılarından farklıdır. Hareketli dalga hızlandırıcılarda tüpün sonunda artan gücü soğurmak için bir bitirici veya ‘dummy’ e gereksinim vardır. Böylece dalganın geri yansıması önlenir. Duran dalga hızlandırıcılarında ise tüpün sonunda dalganın maksimum yansımaları sağlanır. Böylece ilerleyen ve yansıyan dalga üst üste bindirilerek duran dalgalar oluşturulur. Bu hızlandırıcı hareketli dalga hızlandırıcıdan daha etkili olmasına karşın diğerinden daha pahalı olup bir sirkulatör veya izolatör kullanılmasını gerektirir. Bu izolatör yansımaların güç sağlayıcıya gelmesini önlemek için güç sağlayıcı ve yapı arasına konur.



Şekil 2-1 Lineer hızlandırıcı blok şeması

Genel olarak bir linak yapısı yukarıdaki gibidir. Güç kaynağı (power supply) modülöre DC (doğru akım) sağlar. Modulatör ise pulse şeklindeki ağ ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir switch tüp içerir. Modulatördeki yüksek voltajlı pulsalar birkaç mikro saniyelik düz DC pulslardır. Bu pulselar eş zamanlı olarak elektron

tabancası ve magnetrona verilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikro dalgalar bir dalga rehberi yardımıyla tüpe aktarılır. Hızlandırıcı bir bakır tüpten oluşmakta olup bu tüpün ön tarafları çeşitli aparey diyaframları tarafından bölünmüştür. Linakların tüp kısmı vakum yaratmak için havası boşaltılmıştır. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi 50 keV olup elektromanyetik dalgayla teması sonucu yüksek enerjilere yükseltirler. Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve target üzerine ince bir demet şeklinde iletmek için manyetik fokuslayıcı alanlar tüp boyunca yerleştirilir. Elektronlar çıkışta yaklaşık 3 mm çapına sahiptirler. 6 MeV'den küçük foton enerjilerini üretmek için elektronlar düz olarak çıkıp yüksek atom numaralı tungsten'den yapılmış hedefe çarptırılırlar. Daha yüksek foton enerjisi üreten hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüp daha uzun olup odaya zemine yatay olarak yerleştirilir ve elektronlar genelde 270, bazen de 90 derece saptırılarak hedefe çarptırılır. Işıklar hastaya gelmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Cihazın kafasının içinde Primer kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık huzme sistemi ve ayna sistemi bulunur [16].

2.1.3. Linak Bileşenleri:

2.1.3.1. Mikro dalga güç kaynağı

Medikal amaçlı lineer hızlandırıcılarda gerekli olan elektromanyetik dalga gücü 2 MW ile 10 MW arasında değişmektedir. Linaklarda kullanılan magnetron ve klystron olmak üzere iki çeşit mikro dalga güç kaynağı üretici vardır.

i) Magnetron:

Magnetron mikro dalgalar üreten bir radyo frekans osilatördür. Magnetron bir yüksek güç osilatör olarak birkaç mikro saniyelik aralıklarla ve saniye başına birkaç yüz pulslik tekrarlanma oranıyla mikro dalga pulsleri üretir. Silindirik bir yapıya sahip olan magnetron merkezi bir katot ve bakır bir katı parçayla rezonans kavitesine sahip bir dış anottan oluşur. Katot bir iç filaman ile ısıtılır ve elektronlar termoiyonik emisyonla üretilir. Statik manyetik alan kavitenin yan kesitine dik uygulanır ve anot-katot arasına DC elektrik alan uygulanır. Katottan yayılan elektronlar puls şeklindeki DC elektrik alanının etkisiyle anoda doğru hareket ederler. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan

etkisi altında elektronlar rezonans kavitesine doğru spiral şekilde hareket ederler ve mikrodalga şeklinde enerji yayınlanır. Bu şekilde üretilen mikrodalga palslar bir dalga rehberi yardımıyla hızlandırıcı tüpe aktarılır.

Magnetronlar genellikle düşük enerjili linaklarda kullanılmakta olup 2 MW'lık pik gücü sağlarlar. Yüksek enerjili linaklar klystron kullandığı halde 25 MV enerjili bazı linaklarda 5 MW 'luk pik güce sahip magnetronlar kullanılmaktadır.

ii) Klystron:

Klystron bir mikro dalga üreticisi değil bir mikrodalga yükselteçtir. Klystronlar düşük güç mikrodalga üreticisine gereksinim duyarlarlar.

Klystronlar magnetronlarda daha büyük ve ağırdırlar. Bu nedenle magnetronlar gantiye monte edilebilirken, klystronlar genellikle standın arkasına monte edilirler. Mikrodalga güç, mikrodalga kaynağından(mikrodalga üreticisi veya magnetron) hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına, basınçlı gazla doldurulmuş(sülfür hekzaflorid SF₆) bir taşıyıcı dalga kılavuzu ile taşınır. Mikrodalga için geçirgen olan iki mikrodalga penceresi(seramik veya berilyum) basınçlı gazı, magnetron/mikrodalga üreticisi içindeki ve hızlandırıcı dalga kılavuzu içindeki vakumdan ayırır [16].

2.1.3.2. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu

Temel olarak linakların ana bileşeni olan hızlandırıcı dalga kılavuzu bakır bir boruya benzemektedir. Bu bakır kılavuzun iç yapısı yatay olarak disklere bölünmüştür. Güçlü mikrodalgalar hızlandırıcıda her bir kavitesinde elektrik ve manyetik alan oluştururlar. Mikrodalgaların kılavuza iletilen elektronların faz hızlarına ayak uydurmasını sağlamak amacıyla ilk birkaç kavite daha geniş aralıklı olup sonraki kavite eşit aralıklıdır. Elektronlar ilk birkaç kavitede hız kazanır ve ışık hızına yakın hıza ulaşırlar. Bakır mikrodalga frekanslarda oldukça iyi iletkenliğe sahip olduğundan hızlandırıcı dalga kılavuzları genelde bakırdan yapılır. Böylece mikrodalgaların kavite duvarlarından yansıması sırasında çok az güç kaybı oluşur. Elektron kaybını önlemek için kılavuz yüksek vakum altında tutulmakta olup kılavuz içinde elektronların odaklanmalarını, yönelimleri ve pozisyonlarını kaybetmelerini engellemek için odaklayıcı selenoid kanga kılavuzun etrafına yerleştirilmiştir.

Hareketli ve sabit dalga olmak üzere iki tip kılavuz vardır. Hareketli dalga kılavuzunda mikrodalga elektron tabancasının olduğu uçtan verilip tüpün sonunda soğrulur. Kılavuza enjekte edilen elektronlar hareketli mikro dalgalar tarafından tutulur ve aynı fazda hareket etmeye başlarlar. Duran dalga kılavuzlarda ise hareketlinin aksine mikrodalga güç kılavuzun sonunda soğrulmaz, aksine maksimum yansıtılarak gelen ve yansıyan dalgaların üst üste bindirilmesiyle duran dalgalar oluşturulur [16].

2.1.3.3. Elektron Tabancası

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için bir elektron kaynağıdır. Konvansiyonel bir X-ışınları tüpünde elektronlar termoiyonik emisyonla ısıtılmış bir katottan elde edilir. Genellikle katot spiral şeklinde tungsten bir filamandan oluşmaktadır. Pals şeklindeki elektron demeti yaklaşık 10 kV'luk bir puls şeklinde voltaj uygulanmasıyla elde edilir. Elektronlar hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilirler. Elektron tabancası bir tabanca sürücü alt sistemi tarafından kontrol edilir. Bu sistemin fonksiyonları; tabanca filamanını ısıtmak için güç sağlamak, tabanca katodu için yüksek gerilim sağlamak, doğru fazda bir pals programı ve dalga şekli sağlamaktır [16].

2.1.3.4. Saptırıcı magnet düzeneği

İdeal olarak hızlandırıcı tüp radyasyon demetinin merkezi eksenine paralel yerleştirilmelidir. Fakat bu durum sadece düşük enerjili X ışınları üreten sabit dalga kılavuzlu linaklarda geçerlidir. Bu tür cihazlarda kısa tüp boyundan dolayı tüp demete paralel yerleştirildiğinden elektronlar için demet yönlendirilmesine gerek yoktur. Bununla birlikte hemen hemen bütün hareketli dalga hızlandırıcı ve yüksek enerjili sabit dalga kılavuzlu linaklarda kılavuz boyu uzundur (18 MV sabit dalga kılavuzu 1.5 m uzunluğundadır) ve demet eksenine dik yerleştirilir. Bu tür linaklarda kılavuz sonunda hızlandırılmış elektronlar hastaya doğru yönlendirilmelidir. Linaklarda 5 çeşit saptırıcı magnet kullanılmaktadır.

- a) 90° saptırıcı magnet: En basit saptırıcı sitemdir. İlk linaklarda kullanılmış olup akromatik değildir.

- b) Hiperbolic kutup yüzeylerinin kullanıldığı 270° saptırıcı magnet: Bu sitem akromatik olup ABB/Dynary şirketi tarafından linaklarda kullanılmıştır.
- c) Lokal olarak açlandırılmış kutup yüzeylerinin kullanıldığı 270° saptırıcı magnet: Siemens Mevatron ve Primus hızlandırıcılarında bu sitem kullanılır.
- d) Üç bölüm sistemine sahip 270° saptırıcı magnet: Varian linaklarında bu sistemi kullanmaktadır.
- e) 112.5° çift odaklanmış saptırıcı sistem: Elekta linaklarında kullanılan sistemdir.

2.1.4. Linak Kafa Yapısı

Yukarıda anlatılan hızlandırıcı ve saptırıcı yapısı ile çok dar odaklanmış bir elektron demeti elde edilir. Yaklaşık 3mm çapındaki bu elektron demeti kullanılamaz. Hasta tedavisinde kullanılacak ışın elde etmek için bu dar elektron demeti ya fotonlara dönüştürülmeli veya uygun şekilde bir elektron demeti elde edilmelidir.

2.1.4.1. X-ışınları hedefi

Kilovoltaj ve magavoltaj X ışınları yüksek enerjili elektronların tungsten veya bakır-tungsten karışımı gibi yüksek atom numaralı metal hedefe çarptırılmasıyla oluşan bremsstrahlung ışınlarından elde edilir. Bununla birlikte enerji arttıkça bremsstrahlung emisyonu ileriye doğru arttığından magavoltaj enerjilerde target bir transmisyon target gibi davranır.

2.1.4.2. Düzleştirici filtre

Hedekten çıkan yüksek enerjili X ışınları sabit birincil kolimatörlerle kolime edilir. Homojen bir demet oluşturmak için x ışını doz profili, ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Düzleştirici filtre genellikle tungsten, çelik veya kurşun-çelik kombinasyonundan yapılır.

2.1.4.3. Monitör iyon odaları

Düzleştirici filtreyle homojen bir hale gelen demet iki tane çok kanallı paralel iyon odasından geçer. İyon odaları genellikle kapton'dan yapılır. Önceleri mika kullanılmakta olup bu materyalin azalması nedeniyle kapton son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca elektron modunda kapton iyon odalarından kaynaklanan bremsstrahlung x-ışını kontaminasyonu daha azdır. Ortamdaki basınç ve sıcaklık dalgalanmaları nedeniyle iyon odası içindeki gaz yoğunluğu değişimleri için gerekli olan düzeltmelerden kaçınmak amacıyla iki iyon odası da dış etkilere kapatılır.

2.1.4.4. Kolimasyon

i) Birincil sabit kolimatörler

Birincil sabit kolimatör genellikle tungstenden yapılmış olup düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık az bir eğime sahip olan koni şeklindeki bu aparat sadece ileri doğru saçılan x-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından kaçınmaya yardımcı olur. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle ikincil kolimatörler olmaksızın 100 cm SSD'ye yaklaşık 50 cm çap verecek şekildedir.

ii) İkincil kolimatörler

İkincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm tungsten veya kurşun'dan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur.

2.2. Çok Yapraklı Kolimatörler (Mültilif Kolimatör; MLC)

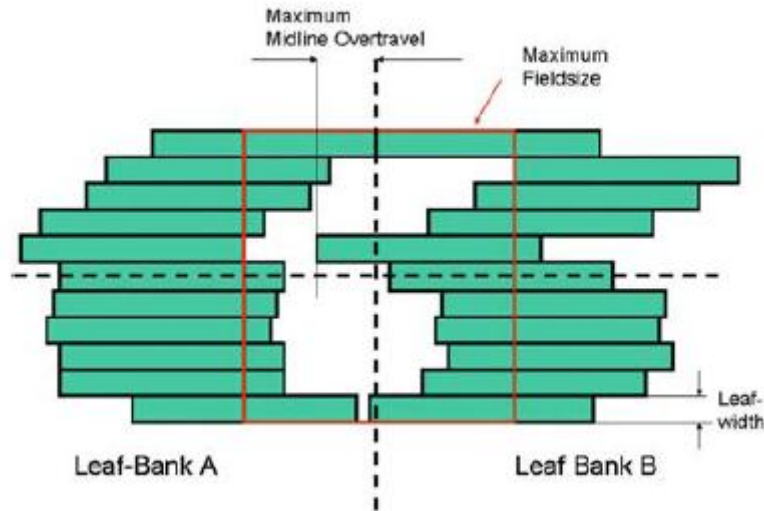
Konvansiyonel kolimatörler sadece kare veya dikdörtgen alanları sınırlandırır. Kurşun blok olmaksızın daha farklı geometrik şekilli alanlar ışınlamak için MLC denilen çok yapraklı kolimatör geliştirilmiştir. Çok yapraklı kolimatörler tümör ve riskli organların şekline uygun olarak ışın alanının kolay ve hızlı şekillendirilmesini sağlarlar. Tek bir metal blok yerine MLC 80 veya daha çok çift bağımsız hareket edebilen küçük tungsten yaprakçıklardan oluşur. Tungsten yüksek yoğunluğa sahip, ayrıca oldukça sert,

kolay işlenebilir, düşük esneme katsayılı ve çok pahalı olmayan bir malzeme olduğundan MLC materyali olarak kullanılmaktadır. Saf tungsten yoğunluğu 19.3 gr/cm^3 iken tungsten alaşımlarının yoğunlukları $17\text{-}18,5 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir. Saf tungsten nikel, bakır ve demir gibi elementlerle katkılandırılarak farklı kombinasyonlu tungsten alaşımları elde edilebilir [17].

MLC'lerin pek çok değişik biçimi mevcut olup, bunların bir kısmı ticari firmalar tarafından dizayn edilirken, bazıları ise özel uygulamalar için araştırma grupları tarafından yapılmıştır. İlk olarak Takahaski tarafından 1960'da önerilmesine rağmen modern MLC'ler 1980'lerde radyoterapide kullanılmaya başlanmıştır. İlk MLC Japonya'da yapılmıştır. Avrupa'daki ilk MLC ise İskandinavya'da yapılmış olup Scanditronix mikrotronuna monte edilecek şekilde geliştirilmiştir. Philips(şimdiki adıyla Elekta) ve Varian ilk ticari MLC'lerini 1990'larda Avrupa ve USA'da kullanıma sunmuşlardır. Siemens ve GE ise birkaç yıl sonrasında MLC'li linakları üretmişlerdir [16, 18].

2.2.1. Çok yapraklı kolimatörlerin(MLC) geometrik ve mekanik özellikleri:

MLC'nin performansını karakterize eden en önemli teknik parametreler mekanik ve geometrik özellikleri olup aşağıdaki şekilde gösterilmektedir.



Şekil 2-2 MLC yapısı

Şekilde gösterilen geometrik ve mekanik özellikler şöyle sıralanabilir:

- a) Maksimum alan boyutu
- b) Lif genişliği
- c) Maksimum overtravel mesafesi
- d) Liflerin iç içe geçmesi
- e) MLC'nin kolimatör çenelerine göre konumu

Bunların dışında IMRT için MLC kullanıldığında lif hızları ve pozisyonlarının doğruluğu da önemli parametrelerdir. Yukarıda sıralanan mekanik ve geometrik özellikleri şöyle açıklayabiliriz.

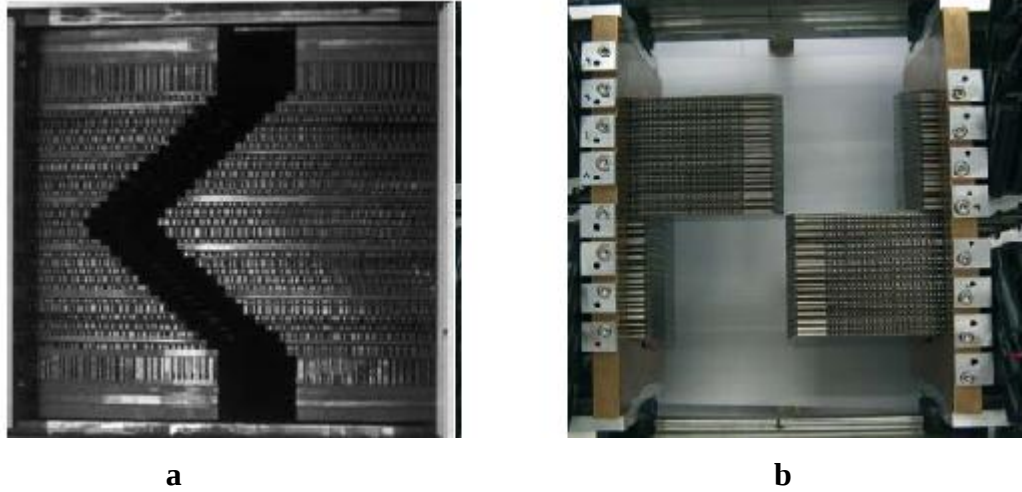
a) Maksimum alan boyutu:

Halen klinikte kullanılan iki tür MLC vardır. Bunlarda ilki 40x40 cm alan boyutuna kadar olan orta ve büyük alanlar için tasarlanmış ve linakların kafasına monte edilmiş olan MLC'dir. İkincisi ise genellikle mini veya mikro MLC olarak adlandırılan ve tedavi cihazının kafasına tutturulabilen bir aksesuara monte edilmiş MLC tipidir. Mini ve mikro MLC'ler karakteristik olarak maksimum 10x10 cm alan boyutuna sahiptirler.

b) Lif genişliği:

Linak kafasına monte edilmiş olan bilgisayar kontrollü MLC'ler genellikle isomerkezde 0.5-1 cm genişliğe sahiptirler. Bu genişlik lif hareketine dik olan düzlemdeki genişlik olup hareket doğrultusunda 1 mm pozisyon doğruluğuna sahiptirler.

İzomerkezdeki bu lif genişliği hedef volümün şekli ve boyutuna uygun olmalıdır. Örneğin prostat gibi tümörlerde 1 cm lif genişliği uygunken, spinal kord yakınındaki küçük tümörlerde bu genişlik çok fazladır. Bu tür bir vakada 0,5 cm lif genişliğine sahip linakla daha iyi koruma yapılabilir. Piyasada farklı lif genişliğine sahip cihazlar bulunmaktadır. Aşağıdaki şekilde Siemens'e ait farklı genişliklere sahip MLC yapıları gösterilmektedir [18].



Şekil 2-3 Siemens MLC yapısı a) 82 lif, b) 160 lif yeni jenerasyon MLC

c) Maksimum overtravel meafesi

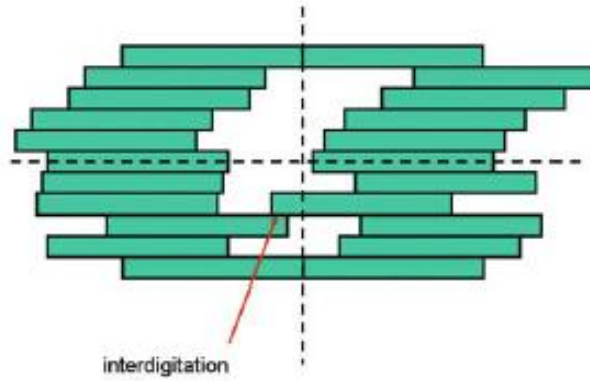
Overtravel bir yaprağın MLC'nin orta hattından ne kadar uzağa gittiğini karakterize eden bir parametredir. Bu parametrenin büyük olması kompleks şekilli hedef volümlerin tedavisinde ve IMRT'deki yoğunluğu modüle edilmiş alanların oluşturulmasında oldukça önemlidir. Büyük overtravel mekanik bir zorluktur, çünkü daha fazla ağırlığa sahip olup mekanik kontrol etme gücünü yaratacak olan daha uzun liflerin kullanılması gerekir. Aşağıdaki tablo Varian, Elekta ve Siemens firmalarının MLC'lerinin özelliklerini vermektedir [18].

Tablo 2-1 Farklı ticari firmalara ait MLC özellikleri

	Elekta	Varian MLC80	Varian MLC120	Siemens 82 lif	Siemens 160 lif
Tip	B	C	C	A	A
Lifçiftlerinin sayısı	40	40	60	41	80
İzosantırdaki alan boyutu	40x40 cm	40x40 cm	40x40 cm	40x40 cm	40x40 cm
İsosantırdaki lif pitc.	10 mm	10 mm	40x5mm+20x10 mm	41x10 mm	80x5 mm
Max. Over travel	12.5 cm	20 cm	20 cm	10 cm	20 cm
Lif geçirgenliği	<2%	<2.5%	<2.5%	<1%	
Lifler arası sızıntı	<5%	<4%	<3%	<2%	
Pozisyon doğruluğu	1 mm	1 mm	1mm	1 mm	0.5 mm
Lif hızı	20mm/s	25mm/s	30mm/s		40mm/s

d) Liflerin iç içe geçmesi

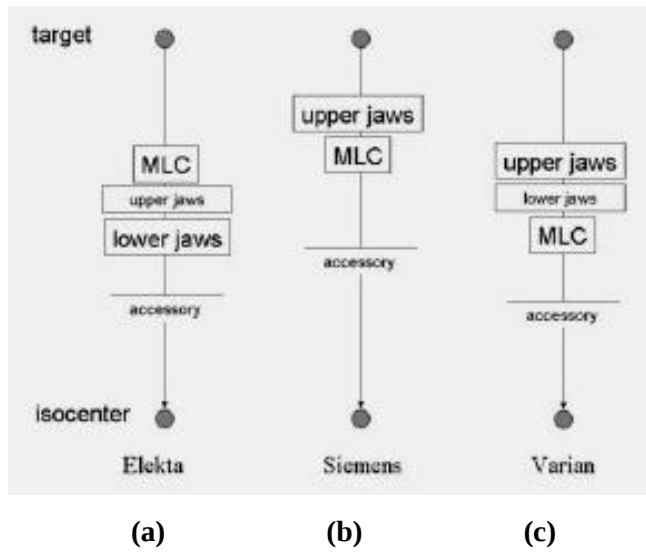
Bazı durumlarda bir lif karşı komşu lif ile çarpışmaksızın bu lif hizasından öteye geçemez. Bu durum konvansiyonel konformal radyoterapi için sorun olmamakla birlikte, IMRT’de kompleks şekilli alanların alt segmentlerini oluşturmada sorun çıkarır. Şekil 2.6.’da bu durum gösterilmektedir.



Şekil 2-4 lif iç içe geçme probleminin görünüşü

e) MLC konfigürasyonu:

MLC’nin sabit çenelere göre pozisyonu şekil 2.5.’de gösterildiği gibi firmadan firmaya değişkenlik gösterir.



Şekil 2-5 Elekta, Siemens ve Varian firmalarının MLC yapılarının alt ve üst kolimatör çenelerine göre pozisyonları

- a) MLC alan şekillendirmeyi sağlamakta olup ek koruma back up kolimatörle sağlanır. MLC (back-up kolimatörü içeren) standart kolimasyon sisteminin yerini alır.
- b) MLC tüm kolimasyonu sağlar (birincil kolimasyon hariç) ve tamamen standart kolimasyon sisteminin yerini alır.
- c) MLC standart kolimasyon sistemine ek olarak alan şekillendirmesi sağlar. Cihaz kafasının bir parçası olduğu halde eksternal olarak monte edilir ve standart kolimasyon sistemini tamamlar.

2.2.2. Çok yapraklı kolimatörlerin(MLC) Fiziksel Özellikleri:

2.2.2.1. Fokuslama özellikleri ve penumbra:

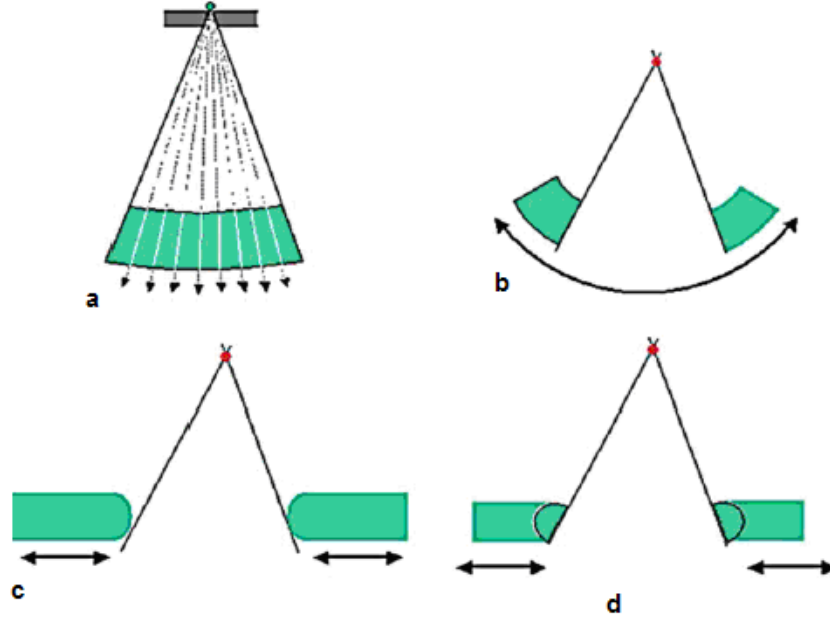
Hedef volüm ve sağlıklı dokular arasında hızlı bir doz gradiyenti oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Bu yüzden penumbra tedavi cihazlarının dizaynına bağlı olan önemli bir parametredir.

Penumbra öncelikle kolimatör çenelerinin kaynağa ve hasta yüzeyine göre pozisyonuna ve kaynağın çapına bağlıdır. Kural olarak küçük penumbra elde etmek için kaynağın çapı mümkün olduğunca küçük (yeni linaklarda 2-3 mm) olmalı ve kaynak ve kolimatör arasındaki mesafe ise olabildiğince büyük olmalıdır. İkinci olarak penumbra kolimatör kenarlarının yapısına da bağlıdır. MLC'den oluşan bir kolimatörde penumbranın küçük olması için lif pozisyonundan bağımsız olarak lif kenarları kaynağa doğru yönelmelidir. Bu özellik fokuslama olarak adlandırılır.

Şekil 2.6.a.'de gösterildiği gibi trapezoid lif kesitiyle lif hareketi yönüne dik yönde iyi bir fokuslama özelliği elde edilir.

Şekil 2.6.b,c,d ise lif hareketi yönünde fokuslama özelliğine sahip MLC yapıları gösterilmektedir. Lif hareketi yönünde fokuslama şekil2.6.b,c,d.'de gösterildiği gibi lif kenarlarının dönmesi veya dairesel bir yol boyunca liflerin hareketiyle elde edilebilir. Bu her iki yol da mühendislik problemlerini beraberinde getirir. Bu nedenle şekil 2.6.b'de gösterildiği gibi makul bir penumbra oluşturacak kenarları eğimli olan MLC'ler kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte böyle MLC sisteminde penumbra

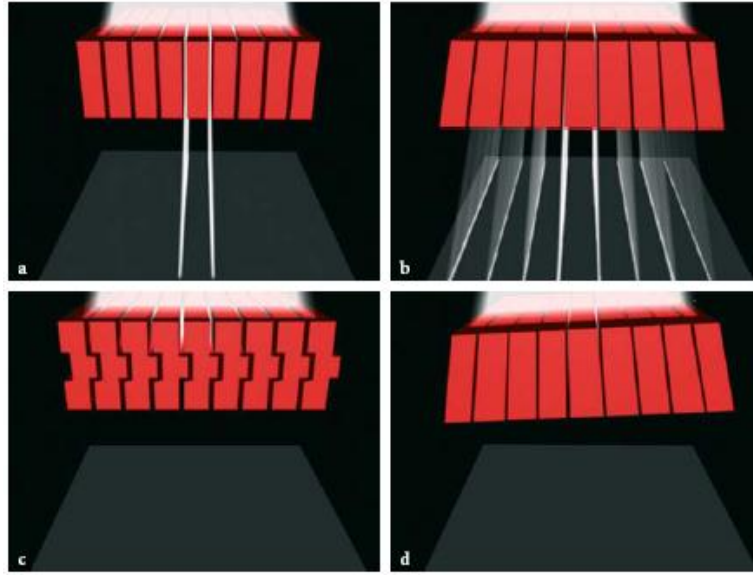
tamamen lif pozisyonundan bağımsız değildir[19]. Alana bağlı olarak penumbra değişimleri tedavi planlama bilgisayarına yüklenmelidir. Bu durum özellikle IMRT’de küçük alt alanlar kullanıldığında önem kazanmaktadır [18].



Şekil 2-6 Liflerin fokuslama özellikleri: a) lif hareketi yönüne dik yönde fokuslama yapabilen yamuk çapraz kesitli lif yapısı; lif hareketi yönünde fokuslama yapan; b) dairesel bir yolda hareket eden lif yapısı, c) yuvarlak kenarlara sahip lif yapısı, d) dönen kenarlara sahip lif yapısı.

2.2.2.2. Lifler arası geçirgenlik

Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için aralarında yaklaşık 0,1 mm’lik küçük bir gap olmalıdır. Bu gap ise yaklaşık %4’ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyona yol açar. Şekil 2.7’de görüldüğü gibi bu durum özellikle fokuslama için trapezoid bir kesite sahip olan liflerde problem olmaktadır. Lifler arası sızıntıyı minimum seviyede tutmak için üretici firmalar şekil2.7.c.’de görüldüğü gibi tongue-groove dizaynını kullanmaktadırlar. Lifler arası sızıntıyı azaltmanın diğer bir yolu da şekil2.7.d.’de gösterildiği gibi ışın diverjansına uygun olarak tüm liflere hafif bir eğim vermektir.



Şekil 2-7 Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif dizaynları

2.2.2.3. Lif geçirgenliği

Linakların ayarlanabilir kolimatörleri MLC'lerle yer değiştirdiğinde MLC'lerin kişiye özel bloklarla aynı attenüasyonu (<5% veya 4 ile 5 HVL arası) sağlaması beklenir. Bununla birlikte MLC'ler bağımsız hareket edebilen liflerden oluştuğundan lifler arası sızıntı da dikkate alındığında yukarıdaki attenüasyondan daha düşük bir attenüasyona sahip olmalıdırlar. 4 veya 5 HVL kriteri yaklaşık 5 cm kalınlığında tungsten karışımla sağlanabilmektedir. %5 olan bu transmisyon kriterini %1'e düşürmek için tungsten alaşımın kalınlığını yaklaşık 2,5 cm artırmak yeterli olur.

2.3. IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)

2.3.1. Tarihçe:

IMRT üç boyutlu konformal (3-D CFRT) radyoterapinin en gelişmiş şeklidir. Üç boyutlu konformal radyoterapi temelde geometrik alan şekillendirmesi, ikincisi ise geometrik olarak şekillendirilen alanların akı şiddetlerinin değiştirilmesi olarak ikiye ayrılabilir. Konformal radyoterapinin bu şekilde kullanılmasının amacı planlanan hedef

volüm dozunu artırırken riskli organ dozlarını en düşük seviyede tutmaktır. Tablo2.2. IMRT'nin tarihsel gelişimini vermektedir.

Tablo 2-2 IMRT tarihi gelişimi

Tarih	IMRT dönüm noktaları
1960 öncesi	Blok wedge ve kompensatörlerle ilk IMRT
1960	Proimos'un yerçekimi orijinli cihazı
1982	Brahme ve arkadaşlarının wedge ve bloklarla IMB(yoğunluluğu ayarlanmış demet) oluşturmak için çözüm önerileri
1988	Brahme'nin IMB için ters planlama ile ilgili yayının çıkması
1989	Webb'in IMRT için ters planlama(invers planning) önermesi
1991	Webb ve Boyer'in segmentlere ayrılmış alan önerileri
1992	Convery'nin DMLC(dynamic MLC) IMRT önerisi
1992	NOMOS MIMIC IMRT sisteminin ilanı
1993	Mackie tarafından tomoterapi spiral cihazı kavramının önerilmesi
1994 sonrası	IMRT'de yeni cihazların üretilmesi ve yeni tekniklerin kullanılması

Elektromedikal cihazlarla istenen doz haritalarının IMRT ile yaratılmasının geçmişi bu kadar eskiye dayanmamakla birlikte şiddeti değiştirilmiş doz dağılımlarının elde edilmesi yukarıdaki tabloda görüldüğü gibi 1960'lara dayanmaktadır. 1960'larda wedge ve bloklarla ışın şiddeti değiştirilerek farklı gradyenti doz haritaları elde edilmiştir. Yine aynı yıllarda Basil Promois ve arkadaşları konkav sınırlı hedef volümlerde hızlandırıcıya graviti ile uyumlu monte edilmiş bloklarla yüksek dozlar elde etmişlerdir. Bu sistemde gantri döndükçe riskli organlar linak kafasına monte edilmiş blokların gölgesinde kalmaktaydı. Yıllar boyunca IMRT'nin başlıca dayanağı metal kompensatörler olmuştur. Bazı çalışmacılar memede homojen doz dağılımı elde etmek için şiddeti değiştirilmiş demetler (IMB) oluşturmada doku kompensatörleri kullanmışlardır.

IMRT'nin modern tarihi ise daha yakın bir zamana dayanmakta olup ilk olarak 1988'de tersten planlama (invers planning) kavramıyla başlamıştır. Bu tersten IMRT planlaması için ise birkaç teknik geliştirilmiştir. Bu teknikler; analitik, iterative (tekrarlayıcı) ve hibrit metot sıralanabilir [20].

2.3.2. Modern IMRT teknikleri:

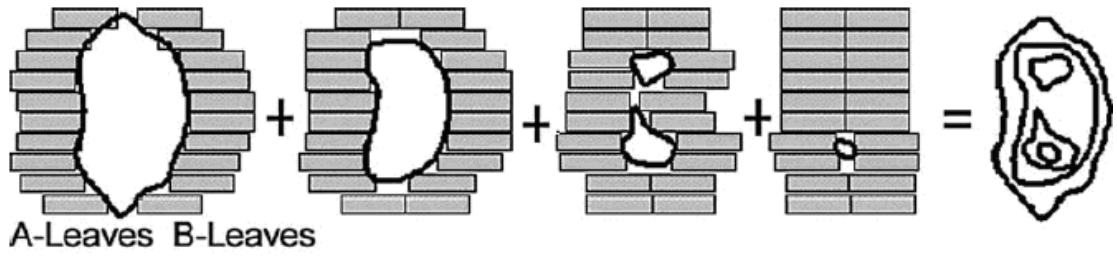
Günümüzde aşağıda belirtilen altı tane IMRT tekniği vardır.

- a) Metal kompensatörler,
- b) MLC ile şekillendirilen çoklu alt alanların kullanıldığı step and shoot tekniği. Bu teknik statik alanlardan oluştuğu için çoklu statik alan(MSF/MLC) da denmektedir.
- c) Dinamik MLC (DMLC) tekniği
- d) NOMOS MIMIC ve tomoterapi
- e) Tarayıcı azaltıcı barlarının kullanılması(scanning attenuating bar)
- f) Sürükleyici kalem şeklindeki radyasyon demetinin kullanılması(swept pencils of radiation).

Bu tekniklerden normal tedavi lineer hızlandırıcıda kullanılanları step and shoot tekniği ve dinamik MLC tekniğidir. Kullanım için seçilecek teknik klinikte bulunan cihaz ve donanımına bağlıdır.

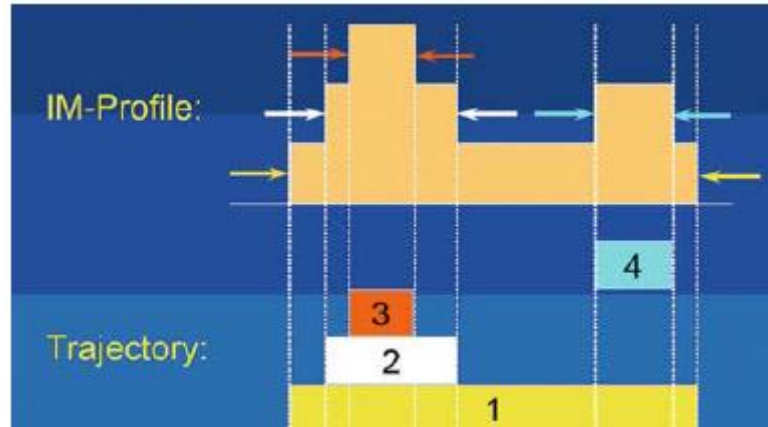
2.3.2.1. Step and shoot (çoklu durgun alan) tekniği:

İlk kez 1994’de Bortfeld ve arkadaşları tarafından öne sürülen bu teknikte tedavide kullanılan her bir alan uniform demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan oluşur. Alt alanlar veya diğer adıyla segmentler MLC ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmaksızın üst üste gelerek sonuçta uniform olmayan bir şiddete sahip modüle edilmiş demet oluştururlar. Module edilmiş demet yaratmak için her bir segmentin şekli ve dozu (MU) kullanılan tedavi planlama sisteminin algoritması tarafından belirlenir. En basit şekliyle step and shoot tekniği şekil 2.8.’de gösterilmektedir [18,20,21].



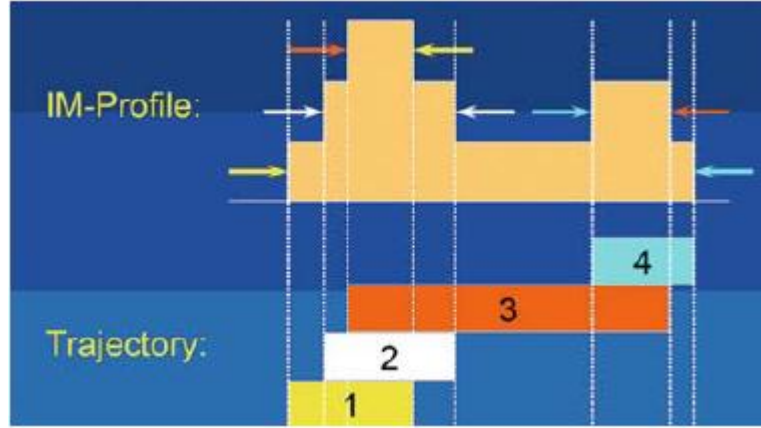
Şekil 2-8 Step and shoot IMRT

Statik IMRT olarak da adlandırılan step and shoot tekniğiyle yoğunluğu modüle edilmiş demet oluşturulmasında başlıca iki yöntem kullanılır. Bunlar şekil 2.9 ve şekil 2.10’ da örnekleri gösterilen close-in ve lif sweep yöntemleridir.



Şekil 2-9 Close-in tekniği

Şekil2.9’da görüldüğü gibi ilk olarak sol taraftaki lif pozitif akı gradyentine doğru ilerlerken sağ lif ise negatif akı gradyentine doğru hareket etmektedir. Bu hareket modüle edilmiş ışını oluşturacak olan ilk segmenti belirler. Daha sonra 2 ile gösterilen lif topluluğu da ilkinde olduğu gibi sırasıyla pozitif ve negatif akı gradyentlerine doğru ilerleyerek ikinci segmenti oluştururlar. Liflerin bu şekilde hareketi tüm segmentler için tekrarlanarak yoğunluğu modüle edilmiş demet elde edilir. Lif sweep tekniğinin algoritması şekil 2.10.’da ki örnekle açıklanabilir.

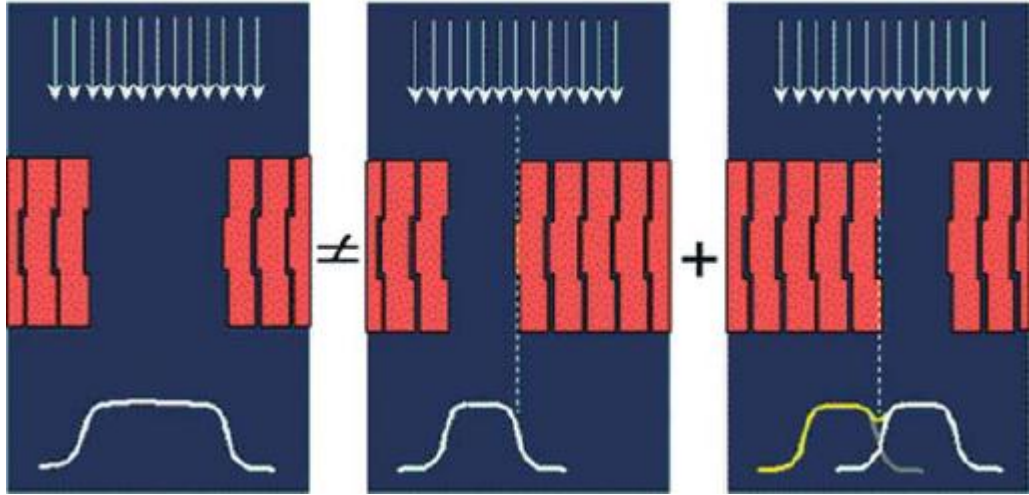


Şekil 2-10 Lif sweep tekniği

Şekil 2.10.'dan da görüldüğü gibi lif sweep tekniği close-in tekniğinden daha karmaşıktır. Bu teknikte sol taraftaki lif topluluğu pozitif akı gradyenti yönünde hareket ederken sağ lif önce en sola doğru negatif akı gradyenti yönünde hareket eder ve daha sonra her iki lif grubu aynı yönde hareket etmeye başlar. Bu teknikte lifler sürekli her zaman aynı yönde hareket ettiklerinden tedavi süresi close-in tekniğine göre daha kısadır.

Tedavi planlama sistemlerinin çoğu yukarıda bahsedilen lif ardışıklama algoritmalarından birine sahiptirler. Segmentlerin toplam sayısı akı haritasının kompleksliği, kullanılan ışın sayısı ve diğer teknik faktörlere bağlıdır. Segmentleri kullanarak iki boyutlu akı haritalarını oluşturacak algoritmalar lif pozisyonlarını hesaplamamanın yanı sıra MLC'lerin geometrik ve dozimetrik özelliklerini de hesaba katmalıdır. Örneğin dikkate alınmadığında önemli doz artefaktlarına yol açacak olan lif kenarının dizaynı ve liflerin odaklama özelliği gibi parametreler dikkate alınmalıdır.

İlk doz artefaktı daha önce bahsedilen tongue and groove etkisidir. Lifler arası sızıntıyı engellemek için bazı linaklarda MLC tongue-groove dizaynına sahiptir. Şekil2.11.'de görüldüğü gibi eğer büyük bir alan iki alt alana bölünürse iki alanın birleşim yerinde bu dizayndan dolayı bir doz düşüklüğü oluşur.



Şekil 2-11 Lifler arası sızıntıyı engellemek için tongue and groove etkisine sahip lif dizaynının yol açtığı doz düşüklüğü

İki alt alanın kenarı tongue and groove dizaynının küçük bir farklılığından dolayı lifler tarafından absorblanmakta ve sonuçta alt alanların birleşim yerinde yaklaşık %20'lik bir doz düşüklüğü oluşmaktadır.

İkinci artefakt ise transvers çakışmadan kaynaklanır. Bazen iki segment lif hareketine dik olarak komşu sınırlara sahip olduklarında segmentlerin birleşim yerince ince bir şerit şeklinde düşük doz alan bölge oluşur. Bu ise alt alanların penumbralarının tam oluşmamasından kaynaklanmaktadır [18].

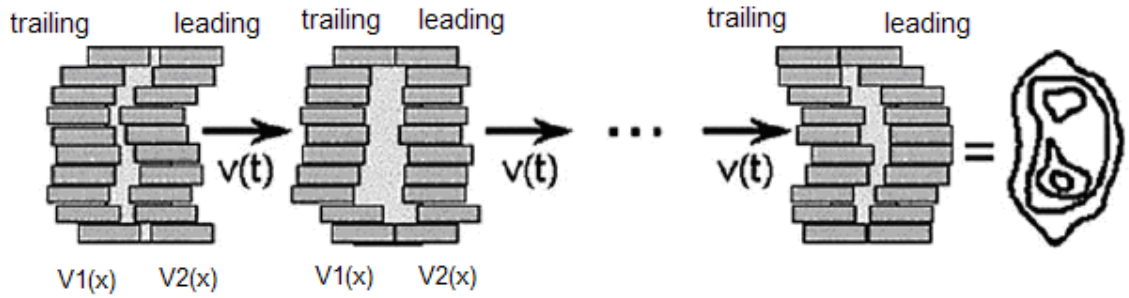
2.3.2.2. Dinamik MLC tekniği:

MLC sistemi alan şekillendirmek için fokalize blokların yerini aldığından beri Dinamik MLC tekniğiyle yoğunluğu ayarlanmış demetlerin (IMB) elde edilmesinde kullanılabileceği öngörülmüştür. Bu teknikte lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutlu ayarlamayı tanımlamakta olup bu bir boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş ışın demeti oluşur.

Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır. Bu metot aynı zamanda sliding window, lif-chasing ve kayan değişken aralıklar olarak da adlandırılmaktadır.

Dinamik MLC’de kullanılacak lifler motorla hareket etmeli ve saniyede 2cm’den fazla hareket edebilecek bir hıza sahip olmalıdır. Lif hareketleri bilgisayar kontrollü olup pozisyonları doğrulanmalıdır. Lif hızlarının belirlenmesi bazı araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Öne sürülen çözümler farklı olmakla birlikte bu çözümler, tanımlanan doz sınırlandırmalarına göre oluşturulan modüle edilmiş profilleri mümkün olan maksimum lif hızı ve minimum tedavi süresiyle en doğru şekilde verecek optimizasyon algoritmalarını içermektedir [16.18].

Dinamik kolimasyonun temel prensibi şekil2.12.’de gösterilmektedir. Liflerin bir çifti $V_1(x)$ hızıyla hareket eden trailing (takip eden lif grubu) lif ve $V_2(x)$ hızıyla hareket eden leading(önde giden lif grubu) lif şeklinde tanımlanır. Saçılma, penumbra ve lif geçirgenliğini yok sayıp ışın verimi sabit kabul edilirse $t_1(x)$ ve $t_2(x)$ toplam zamanları arasındaki bir x pozisyonunun bir fonksiyonu olarak akı şiddeti olan $I(x)$ aşağıdaki şekilde verilebilir.



Şekil 2-12 Dinamik MLC tekniği

$$I(x) = t_1(x) - t_2(x)$$

Bu denklemi diferansiyel şeklinde yazacak olursak;

$$dI(x)/dx = dt_1(x) - dt_2(x) \text{ veya } dI(x)/dx = I/V_1(x) - I/V_2(x)$$

Denklemden görüldüğü gibi toplam tedavi süresini kısaltmak için iki liften en hızlısını maksimum $V_{\max}$ hızında hareket ettirip yavaş olan lif ile şiddet ayarlaması yapmak gerekir. Eğer ikinci lif grubunun hızı birinciden yüksek olursa şiddet gradyenti

$dI(x)/dx$ pozitif, tersi durumda ise negatif olur. İki lif topluluğunun hızlarının eşit olduğu durumda ise şiddet gradyenti sıfır olur.

Dinamik MLC algoritması aşağıdaki prensiplere dayanır:

- a) Akı gradyenti pozitifse(artan akı), leading lif maksimum hızda hareket edip trailing lif buna uygun olarak istenen akıyı oluşturmaktadır.
- b) Akı gradyenti negatifse takip eden lif grubu lif maksimum hızda olup, önde giden lif grubu istenen akıyı sağlamaktadır.

İki teknik hakkında tüm bu anlatılanlar ışığında denilebilir ki her iki teknik de birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Dinamik MLC tekniği daha karmaşık olmasına rağmen step and shoot tekniğinde bahsedilen tongue-groove ve lif hareketi yönündeki alt alanların birleşim yerindeki düşük dozdan kaynaklanan artefaktlara sahip değildir. Bunun yanı sıra diğer bir avantajı daha kısa tedavi süresine sahip olmasıdır. Bu avantajlarını yanı sıra bu teknikte lifler sürekli hareket halinde olduğundan lif pozisyonları, hızı ve doz hızının çok doğru bir şekilde kontrol edilmesi gerekir.

2.4. Optimizasyon ve ters(inverse) planlama:

Optimizasyon matematiksek olarak belirli sınırlamalar altında istenen bir değerin maksimum veya minimum hale getirilmesidir. Genel olarak matematiksel optimizasyonda problem, tüm sınırlandırmaları sağlarken maksimum veya minimum skoru yerine getirecek değişkenlerin bulunmasıdır. Radyoterapideki optimizasyonda ise problem her bir hasta için en iyi tedaviyi sağlayacak tedavi planıyla ilgili ışın açıları ve şiddetleri gibi değişkenlerin uygun olarak bulunmasıdır. Optimizasyon IMRT planlarının temelini oluşturmaktadır.

Optimize edilecek planla ilgili değişkenlere geçilmeden önce fiziksel doz kriterlerinin belirlenmesi ve gerekirse bu doz sınırlamalarının çeşitli parametrelerle optimize edilmesi gerekir. Gerçek dozun ulaşılmak istenen dozdan kuadratik sapması en sık kullanılan doz kriteri olup bu sapmanın minimum olması gerekmektedir. Hedefte oluşan yüksek ve alçak dozları düzeltmek için farklı ağırlık faktörleri (penaltı veya

önem derecesi) kullanılabilir. Planlama sistemlerinin kullandığı objektif fonksiyonu herhangi bir organ için yazacak olursak;

$$F(b) = \sum \{ u [D_{\min} - d_i(b)]^2 + w [d_i(b) - D_{\max}]^2 \}$$

Bu denklemde ki u ve w parametreleri düşük ve yüksek dozlar için ağırlık faktörleridir. $d_i(b)$ ise i. voxeldeki dozu göstermekte olup ışın açıları ve düzenlemeleri değiştikçe değişir. $D_{\min}$ ve $D_{\max}$ değerleri ideal olarak verilen dozun sınırlarını göstermekte olup optimizasyon sonrası ulaşılan dozun maksimum ve minimumu değildir. Eğer hesaplamada N tane voxel varsa bu formül planlama sisteminin optimizasyonu sırasında tüm voxeller için tekrarlanır. Optimize edilecek voxel sayısı ise hesaplama sırasında tercih edilen hesaplama gridine bağlı olup ne kadar küçük hesaplama gridi seçilirse voxel sayısı da aynı oranda artmaktadır. Kuadratik sapma yaklaşımı kritik yapılardaki sıcak noktaları ve hedefteki soğuk noktaları tam olarak elimine edemediğinden daha sonraları geliştirilmiştir. Örneğin hedefteki bir voxeldeki doz sıfır olduğu halde F(kuadratik sapma) kabul edilebilir düzeyde olabilmektedir.

Hedefteki doz homojenitesini sağlamanın bir yolu hedefe tanımlanan tümör dozunun minimum $D_{\min}$ ve maksimum $D_{\max}$ değerlerine çok sıkı sınırlamalar koymaktır. Örneğin bu değerlerin ağırlığı ve önem derecesi artırılabilir. Tanımlanacak sınırlamalar hedefteki dozu -%5 ile +%7 içerisinde tutabilmelidir(ICRU 1993) [22]. Kritik organ dozları da IMRT’de organın seri veya paralel bağlı olmasına bağlı olarak oluşacak maksimum doz açısından oldukça önemlidir. Seri bağlı organların da maksimum dozları tolerans seviyesi üstündeyse bu organların ağırlık, güç ve önem derecesini artırmak gerekir.

IMRT planlamasında doz sınırlamalarını (constraint) belirledikten sonra optimize edilecek değişkenler: akı haritaları, ışın sayıları ve açıları, alt alan(segment) sayısı ve ışın enerjisi olarak sıralanabilir.

2.5. Dozimetri Sistemleri:

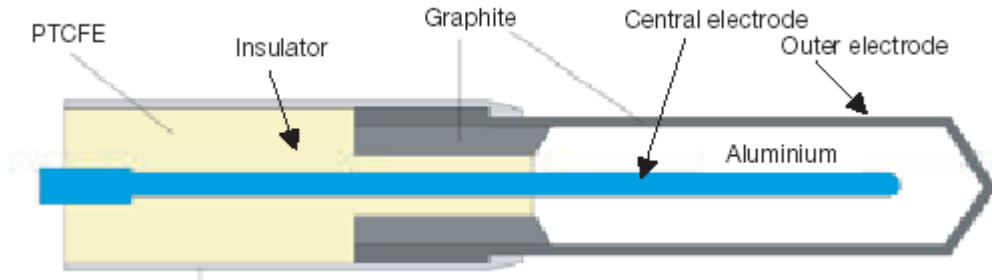
2.5.1. İyonizasyon dozimetri sistemleri:

İyon odaları radyoterapi ve radyolojide nokta doz ölçümlerinde kullanılan doz ölçüm araçlarıdır. İyon odaları özelliklerine bağlı olarak farklı şekil ve ölçülere sahip olup genel olarak aşağıdaki özellikler sahiptirler.

- Bir iyon odası temel olarak toplayıcı bir merkezi elektrot ve çevresinde iletici bir dış elektrotu olan içi gaz dolu bir kavitedir. Dış ve merkezi elektrot akım sızıntısını engellemek için iyi bir izolatörle ayrılmıştır.
- Dıştaki koruyucu elektrot iyon odasının sızıntısını engellemeyi sağlar. Koruyucu elektrot sızıntı akımı toplayıp topraklanmasını sağlar.
- İyon odası volümündeki hava kütlesinin değişimini hesaba katmak için ölçümlerde ortamın basınç ve sıcaklığına göre düzeltmeler yapılmalıdır [23].

Silindirik iyon odaları:

En çok kullanılan iyon odası ilk olarak Baldwin tarafından üretilmiş olup Farmer'ın dizayn ettiği, şimdilerde ise bir çok üretici firma tarafından üretilen $0,6 \text{ cm}^3$ silindirik iyon odasıdır. İyon odası duyarlı hacmi yüksüğe benzediğinden bu iyon odası thimble iyon odası olarak da adlandırılmaktadır. Farmer iyon odası aşağıdaki şekilde gösterildiği gibidir.



Şekil 2-13 Farmer tip iyon odası

Bir silindirik iyon odası genel olarak içi hava eşdeğeri gaz dolu kavite, iç yüzeyi iletkenliği sağlamak için karbon veya grafitle kaplanmış dış duvar ve merkezi elektrottan oluşur. Kaviteye giren ve çıkan elektronların sayısının eşit olması elektronik dengenin sağlandığını gösterir. Duvar kalınlığı, duvarda oluşan elektronların maksimum erişim mesafesinden büyük veya eşit olmalıdır. Farklı enerjiler için duvar kalınlıkları farklıdır. Katı-hava eşdeğeri malzemeler kullanılabildiği gibi daha yoğun malzemeler kullanılarak duvar kalınlıkları azaltılabilir. Duvarın iç yüzeyi elektriksel

iletkenliği sağlamak için iletken malzeme ile kaplı olup merkezi elektrot grafit veya alüminyum gibi elementlerden yapılır. İyon odasının hava kavitesinde oluşan iyon çiftlerini toplamak için elektrotlara uygun voltaj uygulanır. Silindirik iyon odalarının duyarlı hacmi 0.01cc ile 0.6 cc arasında değişmektedir.

Bir iyon odasında olması gereken özellikler şöyle sıralanabilir;

- Gelen radyasyonun yönüyle duyarlılığındaki değişim minimum olmalıdır.
- Minimum stem(sap) sızıntısı olmalıdır.
- İlgilenilen tüm enerjiler için standart iyon odasına karşı kalibre edilmelidir.
- İyon rekombinasyon kaybı minimum olmalıdır. Eğer iyon odası voltajı yeteri kadar yüksek olmazsa veya oda içinde düşük elektrik alan şiddeti oluşursa iyonlar ölçülen yüke katkıda bulunmadan tekrar birleşirler ve bu yüzden düşük okuma alınır. Bu problem yüksek şiddetli veya pals şeklindeki demetlerde ciddi olarak görülür.

2.5.2. Film Dozimetrisi:

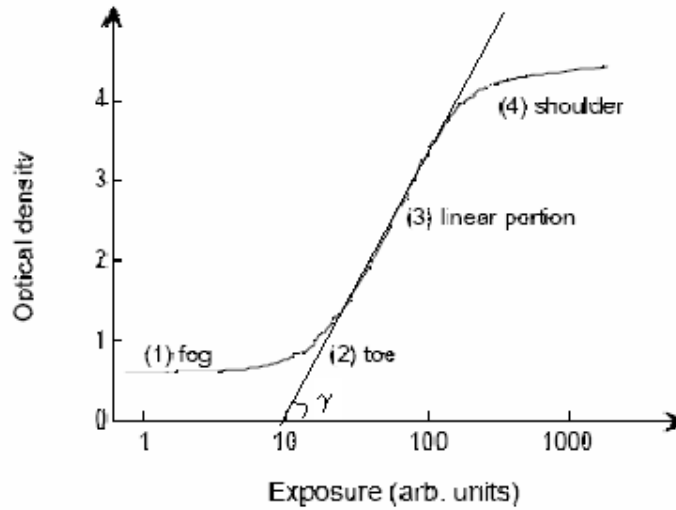
X ve gama ışınları ile organ ve metal gibi cisimlerin resminin yansıtıldığı kimyasal maddeye film denir. Radyoterapide tedavi alanlarının doğrulanmasında, izodoz eğrilerinin çiziminde, radyoterapi cihazlarının fiziksel kontrollerinde ve personel monitoring sistemlerinde filmler kullanılmaktadır.

a) Radyografik Film:

Temel olarak radyografik film saydam bir zemin ve bu zeminin iki tarafına kaplanan emülsiyon tabakasından oluşur. Emülsiyon tabakasından jelatin içinde dağılmış çok sayıda küçük, üçgen şeklinde AgBr kristalleri vardır. Saydam zemin genellikle selüloz triasetattan yapılır. Ama son yıllarda polyester kullanılmaya başlanmıştır. Film zemininin banyolar sırasında boyut değiştirmeyen bir maddeden yapılması gerekir. Selüloz triasetat ve polyester bu özelliklere sahiptir. Emülsiyon tabakasındaki AgBr ışık ve X ışınlarından başka sürtünme ve basınca da duyarlı olup banyolar esnasında ve kurutmada iyice sertleşerek filmi daha dayanıklı hale getirir. Hastadan çıkan X ışını fotonları ile karşılaşan emülsiyon tabakasındaki AgBr kristallerinde bazı değişiklikler

olur. Film üzerinde gözle görülemeyen bir görüntü oluşmuştur(latent görüntü). Bu görüntü ancak bazı kimyasal işlemlerle görülebilir hale gelir.

Işın transmisyonu filmin opaklığının bir fonksiyonu olup dansitometre denilen cihazla optik yoğunluk(OD) açısından ölçülür. Optik yoğunluk(OD) dozun bir fonksiyonu olup, $OD = \log I_0/I$ olarak belirlenir. I_0 filme gelen ışın şiddeti, I ise filmin geçirdiği ışın şiddetidir. İdeal olarak doz ve optik yoğunluk arasındaki ilişkinin lineer olması gerekmektedir birlikte bazı durumlarda bu doğru orantı sağlanamaz. Bu durum bazı emülsiyonların lineer, bazılarının belirli bir doz sınırından sonra supralineer, bazılarının ise lineer olmamasından kaynaklanır. Optik yoğunluk(OD) eğrisi sensitometrik eğri olarak da bilinmekte olup ilk olarak Hurter ve Driffeld tarafından çalışıldığı için H&D eğrisi olarak da adlandırılmaktadır. Tipik bir H&D eğrisi aşağıdaki şekilde gösterilmektedir.



Şekil 2-14 Tipik OD(optical density) eğrisi

Şekil 2.14.'de görüldüğü gibi eğri dört bölgeye sahiptir. (1) sis (fog), çok düşük veya sıfır ışınlamada; (2) uç; (3) lineer bölge orta ışınlamalarda ; (4) omuz bölgesi ise yüksek ışınlamalardaki saturasyonu gösterir. Lineer bölge en ideal ölçüm şartlarını gösterir. Optik yoğunluk sadece doza bağlı olmayıp, radyasyonun enerjisi, yönü ve banyo sıcaklığına da bağlıdır. Filmin radyasyona karşı cevabındaki en önemli parametreler; filmin gamma'sı ve hızıdır. H&D eğrisinin lineer kısmına teğet olan

çizginin eğimi filmin gamması olarak adlandırılmakta olup filmin duyarlılığını gösterir [16, 23].

b) Radyokromik Film:

Yüksek dozlardaki radyasyon dozimetrisi için yeni gelişme radyokromik filmidir. İlk radyokromik çalışma Niepce tarafından 1826'da yapılmıştır. Bitümen temelli, doyunluğa ulaşmamış polimerik hidrokarbon kullanılmıştır. Şu anda medikal uygulamalarda polydiacetylen tabanlı (base) radyokromik film kullanılmaktadır.

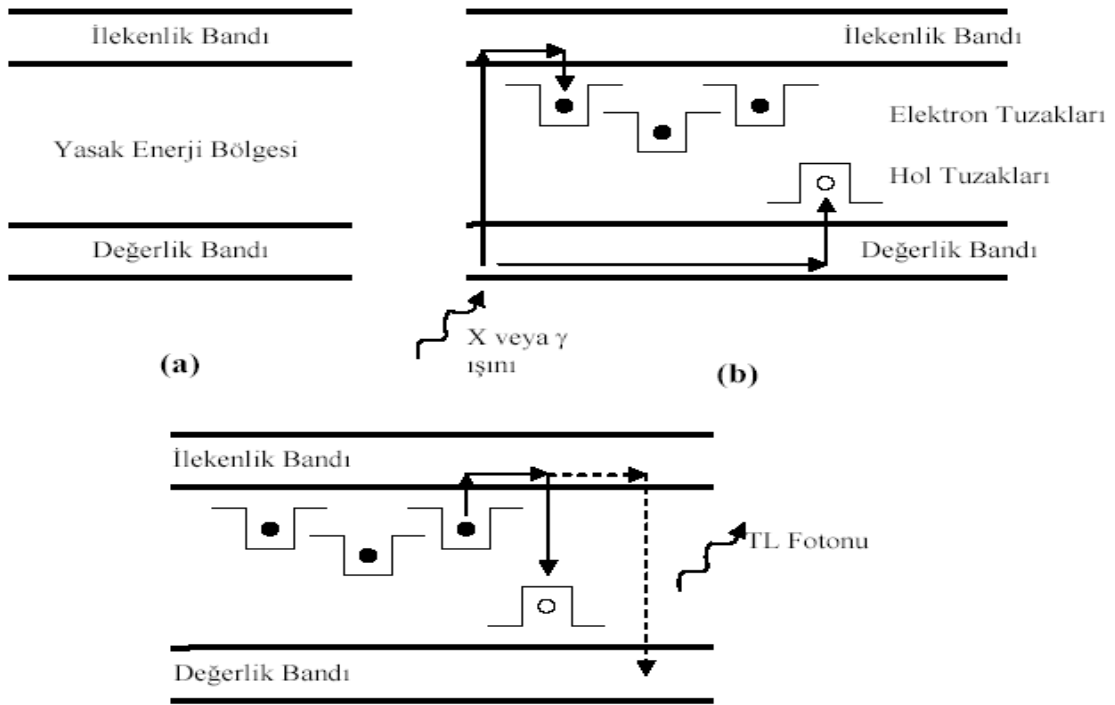
Radyokromik film ilk kez 1988'de tanımlandı ve yaygın olarak Gafchromic film tipi kullanıldı. Gafchromic film bir bir polyester base tabakası üzerine kaplanmış 7µm kalınlığındaki radyokromik bir tabakadan oluşur. Radyokromik reaksiyon bir katı-hal polimerizasyon işlemidir. Radyokromik filmler ışınlanmadan 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, yüksek dozlardaki radyasyonun ölçülmesi ve doz haritalarının çıkarılması, derin doz karakteristiklerinin elde edilmesi, IMRT ve stereotaktik tedavi planlarının doğrulanması, MLC kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi doz ölçümleri, HDR brakiterapi kaynaklarının doz dağılımlarının karakterizasyonu ve intravasküler kaynakların yollarının doğrulanmasında kullanılmaktadırlar.

Radyokromik filmler, ışığa duyarlı olmayan, ışınlamadan önce yarı saydam, karanlık oda, banyo cihazı kullanımına ihtiyaç duymayan, su, kan gibi sıvı ortamlardan etkilenmeyen, dansitometre, scanner ya da spektrofotometre ile ölçülebilen, doz hızı ve doz fraksiyonasyonundan bağımsız olan, istenilen boyutta, herhangi bir şekilde kesilerek kullanılabilen ve doku eşdeğeri filmlerdir [24].

2.5.3. Termolüminesans dozimetre

Bir atomun elektronik enerji düzeyleri göz önüne alındığında en dolu bant değerlik bandı ve en az dolu bant iletkenlik bandı olup bazı inorganik maddeler bu iki bant arasında birkaç eV'luk yasak enerji bölgesi içermektedirler. Değerlik bandındaki elektronlar yeterli enerji alarak iletkenlik bandına geçebilirler. Böylece değerlik bandında “pozitif delik” olarak adlandırılan bir boşluk meydana gelir. Elektron ve boşluklar bulundukları enerji bandında bağımsız olarak hareket edebilirler. Bu söylenenler kusursuz inorganik kristaller için geçerli olup pratikte kristal içindeki kirlilik ve kusurlardan dolayı enerji bandında değişimler meydana gelebilir. Bu değişimler yasak enerji aralığında “tuzak” adı verilen lokal enerji düzeyleri meydana getirir. Termolüminesans (TL) olayının temel prensibi şekil 2.15’ de gösterildiği gibidir.



Şekil 2-15 a) Normal kristal yapısı görünümü, b) Işınlanmış kristal yapısı görünümü, c) ısıtma işlemi sonucu termolüminesans(TL) fotonu oluşumu

Materyal ışınladığında değerlik bandındaki elektronlar enerji alırlar ve bir kısmı bu enerjinin yardımıyla iletkenlik bandına doğru hareket ederler. Yani iletkenlik bandında elektron, değerlik bandında boşluk oluşur. İletkenlik bandına geçen elektron burada yasak enerji aralığında bulunan tuzaklara yakalanabilir. Kristal ısıtılarak tuzaga

yakalanan elektrona yeterli enerji verilirse, elektron bu tuzaktan kurtulup iletkenlik bandına geçer ve buradan başlangıç düzeyine yani değerlik bandına geri döner. Bu arada termolüminesans fotonu yayınlanır ve bu olaya TL olayı denir. Kristal içine yabancı (katkı) madde ilave ederek tuzak sayısı artırılabilir. Birçok termolüminesans dozimetre (TLD) bu tür tuzaklar içerir. Örneğin LiF kristali Mg, Ti ve Cu ile katkılandırılarak kristalde elektronları tutacak olan tuzaklar oluşturulur. Yayınlanan ışın şiddeti tuzaklarda yakalanmış elektron sayısı ve dolayısıyla kristal tarafından absorbe edilen radyasyon dozuyla orantılıdır [25]. TLD'ler doku eşdeğeri olmaları, boyutlarının küçük olması, tekrar kullanılabilir olmaları, geniş bir doz aralığında cevaplarının lineer olması ve doz hızından bağımsız olmaları gibi özelliklere sahiptirler.

2.6. IMRT'nin Dozimetrik Doğrulanması(IMRT QA):

IMRT'nin uygulanmasıyla kompleks şekilli hedef volümlerde yüksek dozlara ulaşılırken, çevre sağlıklı organ ve dokulardaki dozu tolerans seviyelerinde tutmak gerekmektedir. IMRT'de toplam dozun yüksekliğinden dolayı tedavi doğruluğu konvansiyonel ve konformal tedavilere göre daha önemlidir. Konformal radyoterapide tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan monitor unit(MU) kontrolü yüzde derin doz eğrileri(PDD), doku fantom oranı(TPR), toplam saçılma faktörü($S_{c,p}$) ve tedavide kullanılan ışın geometrisi bilgileri gibi temel dozimetri bilgileri kullanılarak elle yapılabilir. Fakat IMRT'de kullanılan ışın yoğunlukları modüle edildiğinden basit MU doğrulaması tedavi doğrulanması için yeterli değildir. Bu yüzden IMRT uygulayan pek çok klinik iyon odaları, TLD, MOSFET dedektör, elektronik portal görüntüleme(EPID) radyografik veya radyokromik film kullanarak tedavi dozimetrik doğrulaması yapmaktadırlar. Tedaviye başlamadan önce yapılacak bu doğrulama işleminin tedavinin rutin olarak kullanılabilirliği açısından efektif, ucuz ve çabuk olması gerekir. Bu yüzden seçilecek doğrulama yöntemi klinik açısından oldukça önemlidir. Dozimetrik IMRT doğrulanması IMRT kalite güvenilirliğinin (QA) sadece bir parçası olup IMRT kalite güvenilirliği ters planlama algoritmasının değerlendirilip kontrol edilmesi, veri transferinin doğrulanıp kaydedilmesi ve lineer hızlandırıcının MLC ve lif hızı kontrollerini içermektedir.

IMRT kalite güvenilirliği, doz hesaplama algoritmasının onaylanması, planlama sisteminden lineer hızlandırıcıya veri transferinin doğrulanıp kaydedilmesi ve IMRT planının dozimetrik olarak doğrulanması olmak üzere üç kısımdan oluşur.

Statik IMRT(step and shoot) tekniğinde çok küçük alt alanlar kullanılabilmekte olup bu alt alanların boyutu lif genişliği ve hedeflenen doz sınırlamalarına bağlı olarak değişmektedir. Küçük alan dozimetrisinde toplam saçılma faktörü ve profillerin doğru şekilde ölçülmesi açısından yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip detektörler kullanılmalıdır. Örneğin $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'lik bir alanın toplam saçılma faktörünün 0.125 cm^3 ve diamond detektörle ölçümü arasında %25'lik bir sapma görülmektedir. Yani tedavi planlama sistemine yüklenen küçük alan verilerinin uzaysal çözünürlüğü yüksek detektörlerle alınıp yüklenmesi gerekmektedir. IMRT güvenirliliğinin ikinci adımında planlama sisteminden lineer hızlandırıcıya veri transferi ve kayıt işlemlerinin ayrı ayrı kontrol edilmesi gerekmektedir.

IMRT planlarının dozimetrik doğrulanması için plan ilişki ve alan ilişki olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır [1,6] Her iki metotun da birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları vardır [26].

2.6.1. IMRT yapılacak lineer hızlandırıcıya bağlı QA:

Klinikte kullanılan lineer hızlandırıcıların hepsinin MLC dizaynı ve linak kafasına monte edilmesi farklılık göstermektedir. MLC dizaynı ve kullanılacak olan IMRT tekniğine (dinamik veya statik) göre linakla ilgili bazı kalite güvenilirliği (QA) işlemleri değişmektedir. Genel olarak IMRT yapılmadan önce linaklarda küçük alan dozimetrisi, lif hızı ve sızıntısı kontrolünün yapılması gerekmektedir.

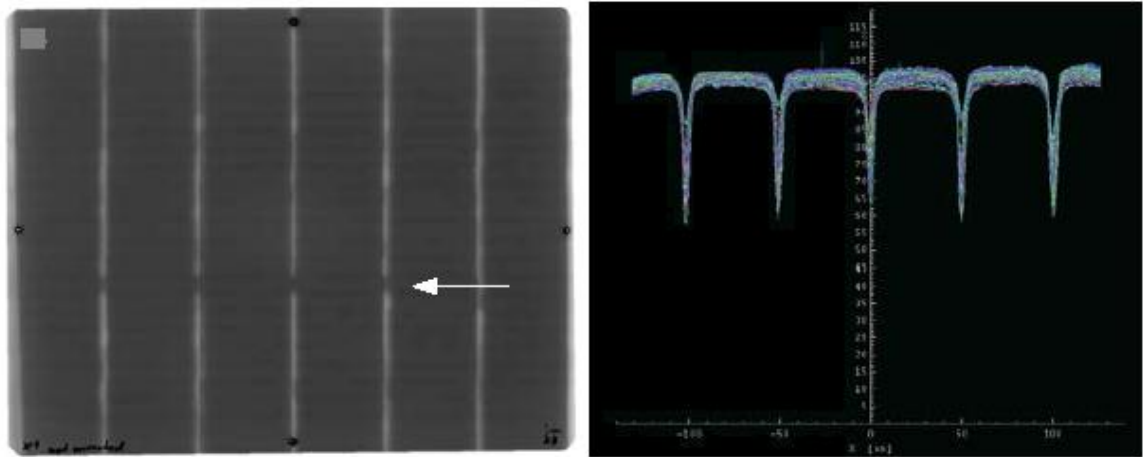
2.6.1.1. MLC lif pozisyonu doğrulanması testi:

Konvansiyonel ve 3 boyutlu radyoterapide (3DRT) multilif kolimatörler ışın alanlarını şekillendirmek için kullanılmaktadır. Liflerin pozisyonundaki 1 veya 2 mm'lik belirsizlikler verimde (output) belirgin bir değişikliğe neden olmadıklarından, genelde önemsenmeyebilir. Statik IMRT'de ise inhomojen bir demet akısı elde edilmesinde küçük alt alanların birleşimiyle demetler oluşturulduğundan ve bazen bu alt alanlar çok küçük boyutlara sahip olabileceğinden lif pozisyonundaki belirsizlikler

önem kazanmaktadır. Kung ve arkadaşları 1 cm genişliğe sahip alan boyutlarında lif pozisyonundaki 1 mm'den daha küçük belirsizliklerin bile dozda kabul edilemez farklılığa yol açtığını göstermişlerdir [27]. Aynı durum Sharpe ve ark. tarafından da çalışılmıştır [28]. Statik IMRT(step and shoot)'de alt alanların kenarları tedavi alanı içinde olabileceğinden lif pozisyonu doğruluğu önem kazanmaktadır. Tüm bu sebeplerden dolayı MLC lif pozisyonu bağlı doğruluğu 1mm veya daha küçük doğruluğa sahip olmalıdır.

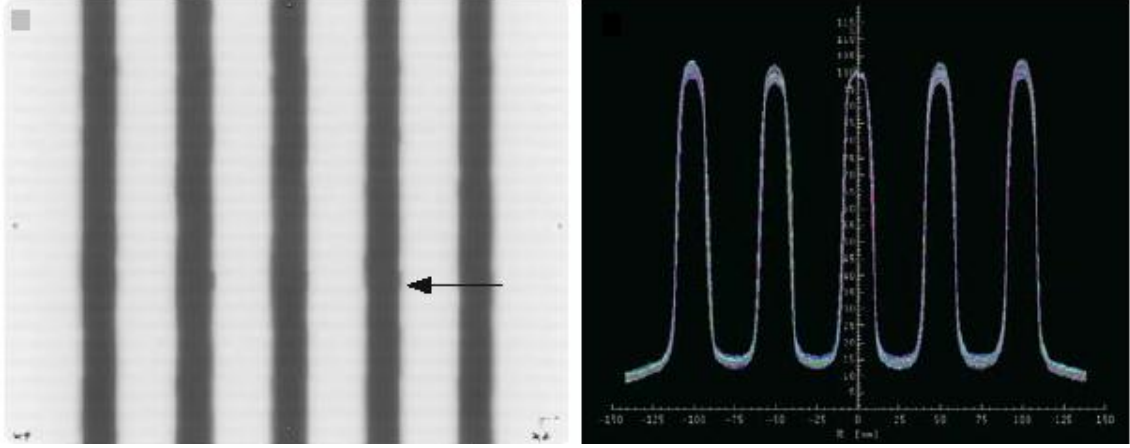
IMRT için anahtar nokta radyasyon alan kenarının lokalizasyonunun MLC lif nominal lokalizasyonuna göre iyi ayarlanmasıdır. Yuvarlak life sahip olan MLC'lerde (rounded leaf end) ışıklı alan tarafından belirlenen alan kenarı ve radyasyon alanının %50'sinin geçtiği yer arasında bir offset değeri vardır. Bu değer 0.4-1.1 mm arasında olup MLC tipine, enerjiye ve merkezi eksene olan uzaklığa göre değişmektedir. Çift odaklı MLC'lerde de bu ofset değeri olabilmekte olup lif bitimi yapısından dolayı çok küçük bir değere sahiptir.

Öncelikle bu ofset değerinin belirlenmesi için bitişik şeritler şeklindeki ışınlama alanlarının bir ardışık serisi yaratılıp film 5cm'de ışınlanmalıdır. Bu şekilde ışınlanan film liflerin tamamlanmayan mekanik odaklaması, saçılma etkileri ve sonlu radyasyon kaynağının neden olduğu maksimum alan dozunun %40'ının geçtiği düşük doz bölgelerini gösterir. Bu şekilde ışınlanan filmin görüntüsü şekil 2.16.'da gösterildiği gibidir.



Şekil 2-16 5 cm'lik komşu MLC şeritlerinin ışınladığı kalibrasyon test filmi ve doz profili

Diğer bir sık kullanılan MLC pozisyon testi ise 1mm'lik şeritler halinde olacak şekilde belirli aralıklarla dizilen bir templeyt hazırlayıp ışınlamaktır. Bu testte genellikle 1mm veya 2mm'lik MLC şeritleri eşit aralıklıdır. MLC pozisyon doğrulanmasında en sık kullanılan testtir. Bu test için ışınlanan film görüntüsü ve doz profiline örnek aşağıdaki Şekil 2.17'de gösterilmektedir.



Şekil 2-17 Garden fence(bahçe çiti) MLC kalibrasyon testi film görüntüsü ve doz profili

IMRT uygulamaya başlamadan önce MLC pozisyon doğruluğu rutin linak QA(kalite güvenirliği) programı içine alınmalıdır. IMRT konusunda klinik deneyim arttıkça ise bu rutin MLC pozisyon doğrulama testlerinin sıklığı azaltılabilir. Konvansiyonel ve konformal radyoterapinin aksine IMRT'de MLC kalibrasyonu ve performansı doz dağılımını etkilediğinden bu testlerin IMRT uygulanan kliniklerde belirli aralıklarla yapılması oldukça önemlidir.

2.6.1.2. Küçük monitor unitlerle(MU) linak performansının kontrolü:

Statik IMRT'de kullanılan tedavi planlama sistemine ve optimizasyon işlemine bağlı olarak tedavi alanlarını oluşturan alt alanlar(segment) küçük monitor unitlere sahip olabilmektedir. Bu yüzden IMRT uygulamaya başlamadan önce MU başına doz değişimi kontrol edilmeli ve eğer küçük monitor unitlerde doz düşüklüğü varsa, optimizasyon sonrası bu doğrultuda küçük segmentler kullanılmamalıdır. Bazı araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda gösterilmiştir ki küçük monitor unitlerde

MU başına doz sabiti sapma göstermektedir. Bu durum konformal ve konvansiyonel radyoterapide önemli olmamakla birlikte IMRT’de kullanılabilecek küçük monitor unitli segmentlerden dolayı oldukça önemlidir.

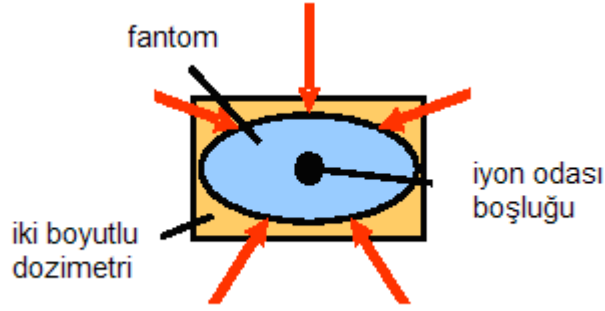
2.6.1.3. MLC fiziksel özelliklerinin kontrolü:

IMRT’de alt alanları oluşturan MLC’lerin gölgeleri tedavi alanı içinde olacağından liflerin geçirgenlik özellikleri IMRT için 3 boyutlu konformal radyoterapiden daha önemlidir. Lif geçirgenliği kadar lifler arası sızıntı da IMRT’de oldukça önemlidir. Pek çok planlama sistemi ortalama bir geçirgenlik değeri istediğinden ölçüm yapılacak dozimetri hem geçirgenlik, hem de lifler arası sızıntıyı gösterecek şekilde geniş bir alanı kapsamalıdır.

2.6.2. IMRT planlarının doğrulanması:

2.6.2.1. Plan İlişki Yöntemi:

Plan ilişki yönteminde tüm plan yani tüm ışınlar kendi gantry açılarındaki olacak şekilde tedavi planlama sisteminde doğrulama fantomuna aktarılır ve doz dağılımı hesaplanır. Plan ilişki yöntemine göre doğrulama düzeneği şekil 2.18.’de gösterilmektedir. Bu doğrulama yönteminde kullanılacak doğrulama fantomu genellikle silindirik, elipsoid veya küresel şekle sahip olan içine film yerleştirilebilecek şekilde tasarlanmış kesitlerden oluşan fantomdur. Film ile doğrulama yapılabilmesine ek olarak bazı doğrulama fantomları absolute doz ölçümü yapılabilmesi için iyon odası boşluğuna veya TLD ölçümü için çip boşluklarına sahiptirler. Farklı ticari firmalar tarafından üretilen doğrulama fantomları kliniklerde IMRT plan doğrulanmasında kullanılmaktadır.



Şekil 2-18 Plan ilişki yöntemi için ışınlama düzeneği

Plan ilişki yönteminin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

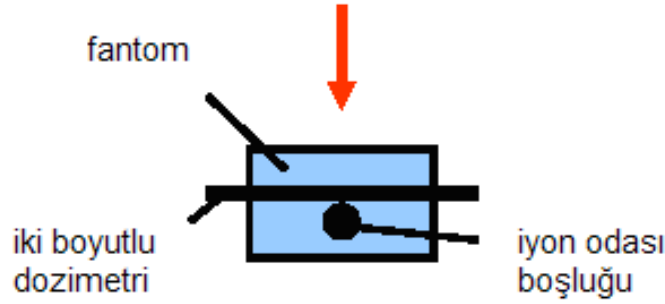
- Tüm plan bir defada doğrulanır
- Işın girişlerini ve yönlerini gösteren tüm tedavi parametreleri gerçek hasta planıyla aynı olduğundan tedavi esnasında ve set-upta karşılaşılabilecek tedavi masasının etkisi ve benzeri parametreler de aynı anda kontrol edilmiş olur.
- Işınlara kendi gantri açılarındaki olacak şekilde gerçek tedavi planı doğrulandığından ölçülen gerçek doz dağılımı hesaplanan dağılımla karşılaştırılır. Eğer iki dağılım arasında kabul sınırı üstünde bir fark varsa bu farkın gerçekte anatomik olarak hastanın neresine geleceği bulunmuş olur.

Bu avantajlarının yanı sıra plan ilişki yöntemi bazı dezavantajlara sahiptir.

- Gerçek 3D doz ölçümü çok fazla zaman alır ve klinik şartlarda 3 boyutlu doz ölçümü yapılamaz. Bu yöntemle ancak 2D veya 1D doz dağılımı elde edilebilir. Eğer ölçüm yapılan bölge dışında bir doz farklılığı varsa bu tespit edilememiş olur.
- Ölçüm yapılacak dozimetrik sisteme bağlı olarak plan ilişki yöntemi farklı dozimetrik problemleri beraberinde getirir. Örneğin bu yöntemde 2D doz dağılımı elde edilmesi için film kullanılması gerekmekte olup kullanılacak filmi tipine göre film kalibrasyonu gerekmektedir. Eğer Kodak EDR film kullanılacaksa her ölçümde film kalibrasyonu yapmak gerekmektedir. Radyokromik film için ise her kutu için tek bir kalibrasyon eğrisi kullanılabilir.
- Bu yöntem için fantomun tedavi koşullarında hazırlanması zaman alır.

2.6.2.2. Alan İlişki Yöntemi:

Alan ilişki yönteminde tedavideki her bir tedavi alanı tek tek veya tüm olarak gantri 0° 'de doğrulama fantomuna tedavi planlama sisteminden aktarılarak doz hesaplaması yapılır. Tüm tedavi parametreleri gantri açısı dışında gerçek planla aynıdır. Sadece doğrulama sırasında plandaki tüm ışınlar gantri açısı 0° 'de iken ışınlanarak doğrulama işlemi yapılır. Alan ilişki yönteminde sadece her zaman dozimetrik ölçümlerde kullanılan kare fantomlar kullanılarak radyografik, radyokromik film veya 2D-ARRAY(seven 29) ve Map Check türü iki boyutlu matriks dozimetre ışın gelişine dik yerleştirilerek şekil 2.19'da gösterildiği gibi doğrulama ölçümü yapılır.



Şekil 2-19 Alan ilişki yöntemine göre ışınlama düzeneği

Alan ilişki yöntemi gerçek planı yansıtmamasına rağmen plan ilişki yöntemine göre bazı avantajlara sahiptir.

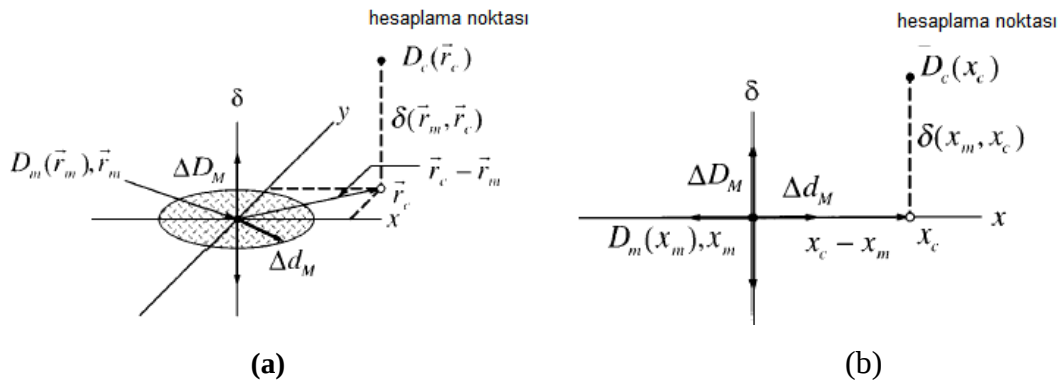
- Bu yöntemde alanlar tüm olarak birlikte ışınlanabildiği gibi tek tek de ışınlanabileceğinden, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımı arasında fark olursa farkın hangi alandan kaynaklandığı ve nedeni kolayca bulunabilir.
- Doz ölçümünde dozimetre ışın geliş açısına dik yerleştirildiğinden plan ilişki yöntemindekine göre daha az dozimetrik problemle karşılaşılır.
- Ölçüm setinin hazırlanması ve set-up daha kolay olup daha az süre alır.
- Alan ilişki yöntemi iki boyutlu doz ölçümü yapılabilen 2D –ARRAY(seven 29) gibi diyot matriksler için çok uygun bir yöntemdir.

2.7. İki Boyutlu(2D) doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan metotlar:

Geometrik korelasyon ve tek nokta dozun belirlenmesi basitliğine sahip olan nokta doz ölçümünün aksine, EPID, radyografik veya radyokromik film gibi iki boyutlu ölçüm yapan dozimetrlerin ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesi belirli bir bilgi ve deneyim gerektirmektedir. IMRT’de ölçülen ve tedavi planlama bilgisayarıyla hesaplanan iki boyutlu doz dağılımları arasındaki uyumu belirleyip değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına gereksinim vardır. Standart değerlendirme programları soğrulan ve bağıl izodoz ve profilleri kapsamaktadır. Yani hesaplanan ve ölçülen profiller üst üste bindirilerek karşılaştırma yapılır. Halbuki IMRT iki boyutlu doz dağılımlarının değerlendirilmesi için daha kapsamlı yazılım programları gerekmektedir. Bazı araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998’de Low ve arkadaşları, 2003’te ise yine Low ve Dempsy tarafından ilk kez halen IMRT’de en sık kullanılan doğrulama yazılım programı olan gamma indeks metodu ileri sürülmüştür [29,30].

Gamma indeks metodu ölçülen dozu referans olarak kullanıp doz farkı ve doz mesafe uyumuna (DTA) dayanarak hesaplama yapan bir değerlendirme yöntemidir. DTA(doz mesafe uyumu) herhangi bir noktada ölçülen doz ile hesaplanan dağılımda bu doz değeriyle aynı değere sahip olan hesaplanmış doz noktası arasındaki mesafedir. Doz dağılımlarının değerlendirilmesinde doz farkı (dose difference) ve DTA birbirini tamamlayan iki parametredir.

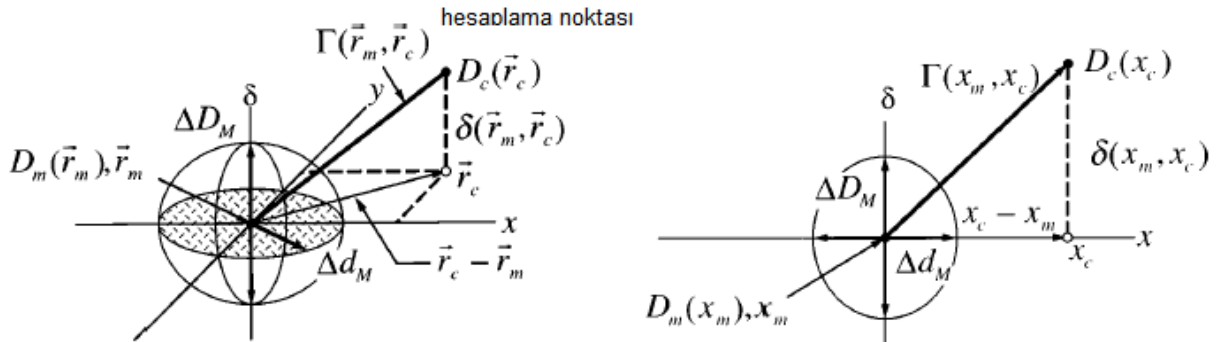
Gamma indeks metodunda ölçülen değer referans, hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak data olarak alınıp karşılaştırma yapılır. Aşağıdaki Şekil 2.20. kullanılarak matematiksel olarak bu metot açıklanabilir.



Şekil 2-20 Doz farkı(dose difference) ve DTA(distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.

Yukarıdaki şekilde doz farkı parametresi ΔD_M ve DTA ise Δd_M ile gösterilmektedir. Doz farkı ve DTA parametrelerinin değerleri klinikten kliniğe değişmekle birlikte genelde $\Delta D_M = \%3$ ve $\Delta d_M = 3$ mm olarak alınmaktadır.

Şekil 2.20.a. iki boyutlu doz dağılımı değerlendirmesi için yapılan analizin diyagramı olarak gösterimidir. Burada gösterilen diyagram tek bir ölçüm noktası r_m için yapılmış olup tüm bu hesaplama tüm ölçüm noktaları için karşılaştırma işleminde tekrarlanır. x ve y eksenleri hesaplanan dağılımın r_c ölçülen doz değerine göre bağlı olarak uzaysal lokalizasyonunu verir. Üçüncü eksendeki (δ) ise ölçülen $[D_m(r_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(r_c)]$ dozları arasındaki farkı göstermektedir. DTA parametresi (Δd_M) yarıçapı Δd_M olan $r_c - r_m$ düzleminde bir disk tarafından gösterilmektedir. Eğer yüzey dağılımı $D_c(r_c)$ disk ile kesişirse DTA kabul limitleri içinde kalır ve o noktada hesaplanan doz DTA testini geçer. Dikey çizgi ise doz farkı testini göstermekte olup uzunluğu $2\Delta D_M$ 'dir. Eğer hesaplanan yüzey dağılımı çizgiyi geçerse $[|D_c(r_c) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M]$, ölçülen doz noktasında hesaplanan değer doz farkı testini geçmiş olur.



Şekil 2-21 Doz farkı ve DTA testlerinin kombine kullanılmasıyla doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.

Yukarıdaki şekil eş zamanlı olarak DTA ve doz farkının kabul limitlerinin belirlemek için metodu göstermektedir. Şekilden görüldüğü gibi kabul kriterini gösteren yüzey olarak bir elips seçilmiştir. Bu elipsoidin yüzeyini tanımlayan eşitlik;

$$1 = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}}$$

bu eşitlikte;

$$r(r_m, r) = |r - r_m|$$

ve;

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

ise r_m noktasındaki doz farkıdır. $D_c(r_c)$ 'nin herhangi bir kısmı elips yüzeyini keserse hesaplanan değer r_m noktasında kabul değerini geçmiş sayılır. Yukarıdaki eşitliğin sağ tarafı bir r_m ölçüm noktası için $r_c - r_m$ değerlendirme düzleminde herbir noktadaki kalite indeksi γ 'yı tanımlamak için kullanılabilir. O halde;

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c) \} \forall \{r_c\}$$

Formülde;

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d^2_M] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D^2_M]\}}$$

$$r(r_m, r) = |r - r_m|$$

ve

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$$

ise hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farktır. Bu yüzden geçer ve geçmez kriteri şu şekildedir:

$\gamma(r_m) \leq 1$ ise hesaplanan değer geçer,

$\gamma(r_m) \geq 1$ ise hesaplanan değer geçmez.

Bu metodun önemli bir özelliği doz dağılımının final değerlendirmesi olup, $\gamma(r_m)$ 'nin değeri bir izo(eş)- γ (gamma) dağılımında gösterilebilir.

Bu tez çalışmasında, ONCOR lineer hızlandırıcı cihazında “step and shoot”

IMRT uygulamalarının kalite kontrolünde alan ve plan ilişkisinin 2-D Array, film, iyon odası ve TLD kullanılarak araştırılması ve yöntemlerin kıyaslanması amaçlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. GEREÇ:

Bu çalışma İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmış olup, Enstitüde mevcut aşağıdaki gereçler kullanılmıştır.

3.1.1. Shimadzu Bilgisayarlı Tomografi cihazı

3.1.2. CMS XIO tedavi planlama sistemi

3.1.3. Siemens Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı

3.1.4. RW3 su eşdeğeri katı fantom

3.1.5. IMRT silindirik QA fantomu

3.1.6. PTW 2-D Array (Seven 29)

3.1.7. EBT Gafchromic film

3.1.8. Epson 10000XL film tarayıcı

3.1.9. PTW Verisoft yazılım programı

3.1.10. Wellhöfer scanditronix FC65-P iyon odası

3.1.11. PTW semiflex 0.125 cc iyon odası

3.1.12. PTW Unidos elektrometre

3.1.13. Wellhöfer Dose 1 elektrometre

3.1.14. Termoluminesans dozimetre (GR-200 A)

a) Fimel LTM TLD okuyucu

b) Fimel fırın

3.1.1. Shimadzu Bilgisayarlı Tomografi cihazı

3.1.2. CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi:

XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir tedavi planlama sistemidir. Faktör tabanlı ve kernel tabanlı algoritmaları içermektedir. Faktör tabanlı olan Clarkson ve kernel tabanlı olan hızlı fourier dönüşümü(fast fourier transform, FFT), superposition, FFT convolution, algoritmalarını foton doz hesaplamaları, 3-D pencil beam algoritmasını ise elektron demetleri için doz hesaplamasında kullanmaktadır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır. IMRT tedavi planlamasında ters planlama(inverse planning) kullanmakta olup 2mmx2mm'lik hesaplama gridinden başlayarak planların optimizasyonu yapılabilmektedir.

3.1.3. Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı

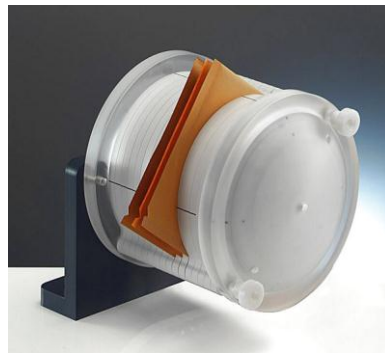
6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 7.5, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA). Cihaz 82 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu lifler alt kolimatöre X kolimatörün yerine yerleştirilmiştir. Lif genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen Y kolimatöründen (Y jaw) oluşmuştur. Durağan dalga hızlandırıcı, 270⁰'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Sanal kama filtreye sahiptir; Y kolimatörün kapalı durumdan açık duruma her 2 mm de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır. Elektron ışını uygulamalarında, Ø=5 cm, 10x10cm², 15x15cm², 20x20cm² ve 25x25cm²'lik standart alanlı konüsler kullanılır. IMRT yapabilme özelliğine sahip olup cihazda, elektronik portal görüntüleme sistemi mevcuttur

3.1.4. RW3 su eşdeğeri katı fantom

RW-3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistiren' den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (su: $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$) olan bir fantom materyalidir. Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV' den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları 40 cm x 40 cm' dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir. Enstitü'de mevcut olan tüm iyon odalarının içine yerleştirilebileceği delikli plakalar bulunmaktadır.

3.1.5. IMRT silindirik QA fantomu

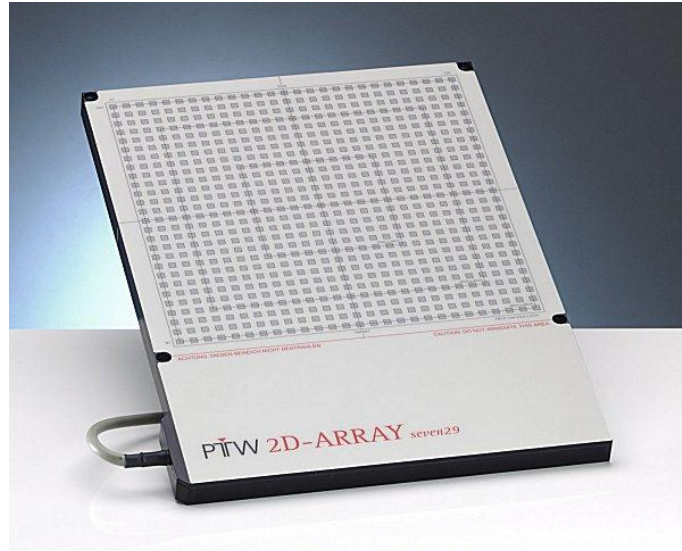
IMRT baş-boyun silindirik doğrulama fantomu 1 cm kalınlığında ve 20 cm çapındaki RW3 katı su fantomlarından oluşur. 1 cm kalınlıklı kesit fantomlar birbirlerinden ayrılabilen şekilde olduğundan kesitler arasına istenen noktalara film konularak doz dağılımı aksiyel kesitte ölçülebilir. Fantomu oluşturan tüm kesitler birleştiğinde fantomun uzunluğu 20 cm'dir. IMRT silindirik fantomunun yapısı şekil 3.1'de gösterildiği gibidir.



Şekil 3-1 Silindirik IMRT baş-boyun doğrulama fantomu

3.1.6. PTW 2D-ARRAY Seven 29:

2D-ARRAY seven 29(PTW, Freiburg, Germany), 27x27'lik bir matris şeklinde dizili içi hava dolu 729 adet iyon odasından oluşur. Array'da bulunan iyon odaları 5x5x5 mm boyutlarında olup merkezleri arasındaki mesafe 10 mm'dir. 729 adet iyon odası maksimum 27x27 cm'lik alanı kaplamaktadır. Bu iyon odaları (PMMA) akrilik ile çevrili olup dış alan hızlı data transferi için bir interface içermektedir. Doz görüntüleme süresi 400 ile 1000 ms arasında seçilebilir. Şekil 3.2'de array gösterilmektedir.

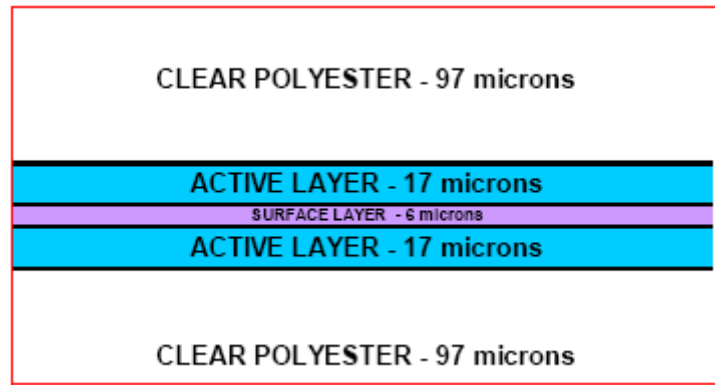


Şekil 3-2 2D-ARRAY Seven 29

2D-ARRAY seven 29 yüksek enerjili foton demetleri için absolute doz ölçümlerinde kullanılır. MatrixScan data elde etme yazılımı doz hızı ve absolute eldesinde kullanılır. Array ölçülen dozu 3 boyutlu grafik şeklinde görüntüleyip elde edilen doz bilgilerin PTW Mephysto, Multicheck veya Verisoft yazılım programlarına aktarabilir.

3.1.7. GAFCHROMIC® EBT Film:

Gafchromic® EBT Film diğer radyokromik filmlerden daha hassas olarak geliştirilmiştir. Film her birinin kalınlığı 17 mikron olup birbirlerinden 6 mikron kalınlığındaki aktif yüzeyleriyle ayrılmış olan aktif tabaka ve bu tabakaları saran 97mikron kalınlığındaki polyester tabakadan oluşur. EBT filminin yapısı aşağıdaki şekilde görülmektedir.



Şekil 3-3 EBT Gafchromic filmi yapısı

EBT filmi atomik olarak %42.3 C, % 39.7 H, %16.2 O, %1.1 N, %0.3 Li, %0.3 Cl elementinden oluşmakta olup efektif atom numarası 6.98'dir. Film ışınlığında monomer bileşenlerden oluşan film kaplaması koyu mavi renkli polimer yapıyı oluşturacak şekilde reaksiyona girer. Yani ışınlama sonrası filmdeki renk değişimi filmi oluşturan monomer bileşenlerin polimerleşmesinden kaynaklanmaktadır. Radyokromik filmleri radyasyona cevabı ve kırmızı ışıklı dansitometreler kullanılarak yapılmıştır. Çünkü bu filmler en iyi absorpsiyonu 678nm'lik bir absorpsiyon pikiyle 600–700 nm dalga boyları arasında göstermektedir. EBT filmin de spektroskopik özellikler diğer radyokromik filmlere benzemekle birlikte bu filmin maksimum absorpsiyon bölgesi daha düşük dalga boyuna kaymış olup maksimum absorpsiyon piki 633 nm'dir. Radyokromik film dozimetrisi için öneriler AAPM Task Group 55 numaralı raporda verilmektedir[24].

Işınlamadan 2 saat sonra dozimetrik değerlendirme yapılabilir. Gafchromic® EBT film, eksternal RT, özellikle IMRT ve brakiterapi uygulamalarında kullanılmakta ve ışınlamadan sonra banyo gereksinimi göstermemektedir. Banyo gereksinimi

göstermemesi film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini elimine eder. 1cGy ile 800 cGy arasındaki dozlara hassas olup, keV tan MeV a kadar uzanan enerji bağımsızlığı vardır. Doku eşdeğeridir. 0.1 mm den iyi uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Uzun süre flüoresan ışığına maruz kalma hariç, oda ışığına hassas değildir. Suya dirençlidir.

Bu çalışmada EBT 2 Gafchromic film de kullanılmıştır. EBT 2 film aktif bileşeni EBT filme benzemekle birlikte bazı daha iyi özelliklere sahip olacak şekilde dizayn edilmiştir. Aktif tabakanın bileşimi aynı olmakla birlikte sadece kalınlığı farklıdır. EBT2 filmi sarı renkle kaplanmış olup bu rengin kullanılmasının iki yararı vardır. Birincisi EBT2 filmi renkli tarayıcıda kullanılabilir ve tararken doz doğruluğunu artırmak için mavi kanal kullanılabilir. İkincisi ise bu renk sayesinde film UV ışına karşı ilk filmde 10 kat daha dirençli hale getirilmiştir. Bu film EBT filmde olduğu gibi istenilen boyutta kesilebilir, sudan etkilenmez ve su ve alkolle temizlenebilir. Bu filmin taranması sırasında kırmızı kanal kullanılabilir. Doz ölçüm aralığı 10cGy-10Gy olup 40 Gy'e kadar yeşil kanalda doz ölçülebilir. 60°sıcaklığa kadar dayanıklıdır.

3.1.8. Epson Expression 10000XL film tarayıcı:

Profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır. En zorlu grafik uygulamalarının gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmış Epson Expression 10000XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı, mükemmel işlevler ve gelişmiş ağ özelliklerin sunan olağanüstü bir A3+ grafik tarayıcısıdır. 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax yüksek optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000XL, tam A3+boyutuna kadar mükemmel kalite sunar. Kolay kullanımlı Epson Tarama sürücüsünde hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x12800dpi; renk derinliği, 48 bit'tir.

3.1.9. 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. Tedavi planlama sistemini

hesapladığı dağılımlar, linakta 2D-array(seven29) veya film ile ölçülen değerler karşılaştırılır. Karşılaştırma yaparken gamma indeks analiz yöntemini kullanır. Bir IMRT demetinin ölçülen ve hesaplanan noktalarının matriksi VeriSoft tarafından okunup değerlendirilerek izodozlar, profiller ve sayısal değerler karşılaştırılabilir. Bu yazılım programı RapidArc™, VMAT veya TomoTherapy® gibi ileri tedavi teknikleri içinde uygundur.

3.1.10. Wellhöfer Scanditronix FC65-P iyon odası:

Foton ve elektron hüzmelerinin absolut dozimetrisinde kullanılır. Dış elektrodu POM (polioksimetilen), iç elektrodu alüminyumdan yapılmıştır. Nominal volümü 0.65 cm^3 , toplam uzunluğu 23.1mm, silindirin iç çapı 6.2mm'dir. 1mm çapında iç elektrodu olan iyon odası 3.9mm build-up kep ile Co-60'da havada ölçüm yapmaya da uygundur.

3.1.11. PTW semiflex 0.125 cc iyon odası:

Enerji kullanım aralığı foton olarak 30 keV dan 50 MV kadardır. İyon odasının $0,125 \text{ cm}^3$ 'lük küçük hacmi yüksek doğruluk ve hassasiyetle ölçüm alınmasına olanak tanır. Hassas hacmin yarıçapı 2,75mm ve uzunluğu 6,5 mm'dir. Duvar materyali $1,19 \text{ g/cm}^3$ yoğunluklu PMMA ve $0,82 \text{ g/cm}^3$ yoğunluklu grafitir. Merkezi elektrodu alüminyumdur. $\pm 100\text{-}400$ Volt polarizasyon voltajında ölçüm yapılabilir. Su geçirmez olarak dizayn edilmiştir.



Şekil 3-4 PTW 0,125 cc semiflex iyon odası

3.1.12. PTW Unidos elektrometre:

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir.

3.1.13. Wellhöfer Dose 1 elektrometre:

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçülmesinde kullanılan yüksek doğruluklu dozimetredir. Doz, doz hızı, ortalama doz hızı, MU(monitor unit) başına doz, akım ve yük ekranda görülebilir. Yaklaşık 40 adet iyon odası ve diyotun kalibrasyon faktörleri, fiziksel, geometrik parametreleri depolanabilir. ± 500 V bias voltajında çalışma imkanı vardır.

3.1.14. Termolüminesans dozimetre (GR-200 A):

Radyoterapide en çok kullanılan TL malzemeler Magnezyum ve Titanyumla saflığı bozulmuş Lityum florit; LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P (GR-200 A), lityum borat ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) ve kalsiyum florittir (CaF_2). Bu dozimetreler çip, rod ve toz şeklindedirler. GR-200 A TLD'leri LiF: MgTi'dan 30 kez daha hassastırlar. Geniş bir doz aralığında (0–18 Gy) lineer olup doku eşdeğeridirler. 10^{-6} Gy'e kadar olan düşük dozları ölçebildikleri için bu dozimetirlerle hastada uzak alan dışı doz ölçümleri, çevresel ve radyolojik dozimetri yapılabilir [25].

3.2. YÖNTEM

Bu tez çalışması İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde yapılmış olup, klinikte uygulanan yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisinin doz dağılımlarının verifikasyonun doğrulanma yöntemleri incelendi. IMRT(yoğunluk ayarlı radyoterapi) doz dağılımlarının doğrulanmasının araştırıldığı bu çalışmada sırasıyla aşağıdaki yöntemler uygulandı.

3.2.1. Hasta Planlarının Seçimi:

Kliniğimizde 3 boyutlu tedaviye alınıp bilgisayarlı tomografileri (BT) çekilen prostat ve baş boyun hastalarının BT (bilgisayarlı tomografi) kesitleri kullanıldı. Toplam 30 prostat ve 15 beyin hastasının BT görüntüleri kullanıldı. Tüm hastaların BT görüntülerinde hedef hacim ve sağlıklı organ dokular radyasyon onkoloğu tarafından ICRU 62 raporuna göre konturlandı [31].

3.2.2. Hasta IMRT planlarının oluşturulması:

Her hasta için hedef hacime ve bu hedefin sağlıklı organlarla komşuluğuna bağlı olarak ayrı ayrı IMRT planlaması CMS XiO tedavi planlama bilgisayarında ters planlama kullanılarak oluşturuldu. Işın enerjisi ve gantri açıları bizim tarafımızdan optimize edilirken dozla ilgili diğer tüm optimizasyonlar tedavi planlama bilgisayarının ters planlama algoritması tarafından yapıldı.

Prostat hastaları 6 MV foton enerjisiyle 7 alandan gantri açıları 0, 45, 90, 135, 225, 270 ve 315° olacak şekilde planlandı. Beyin hastalarında ise her hasta için hedefin yerleşimine bağlı olarak farklı gantri açılarında 6 MV enerjili 5 demet kullanıldı. Ters planlama algoritmasının optimizasyon için gerekli gördüğü hedef hacim ve riskli organ doz sınırlamaları (constraint) prostat hastaları için tablo 3.1’de ki gibi, beyin hastaları için ise tablo 3.2’de ki gibi tanımlandı. CMS XiO planlama sisteminin IMRT planlamasında doz optimizasyonu sağlayan rank, power ve weight parametreleri hedef hacim ve komşu riskli organlar için tanımlandı.

Bazı araştırmacılar tarafından düşük monitor unitlerde(MU), MU başına doz sabitinin lineeriteden sapma gösterdiği gösterilmiştir [32,33]. Biz de daha önceden

yaptığımız çalışmada özellikle ilk birkaç Monitor unit değerinde MU başına doz sabitinin lineerlikten saptığını, bu nedenle step and shoot IMRT planlarında 5MU'den küçük segmentlerin kullanılmaması gerektiğini vurgulamıştık [34]. Bu yüzden oluşturulan IMRT planlarında 5MU'den küçük segmentler silinip planlar bu şekilde oluşturuldu.

Tablo 3-1 Prostat hastaları için doz sınırlandırmaları

IMRT Prescription								
IMRT Prescription								
Structure	Type	Rank	Objective	Dose(cGy)	Volume(%)	Weight	Power	Status
BLADDER	OAR	6	Dose Volume	6500	25	100	2.0	On ▼
			Dose Volume	4000	50	100	2.0	On
RECTUM	OAR	4	Dose Volume	6500	17	100	2.0	On
			Dose Volume	4000	35	100	2.0	On
VERTEBRA	OAR	3						
RFEMUR	OAR	4	Dose Volume	5000	10	100	2.0	On
LFEMUR	OAR	5	Dose Volume	5000	10	100	2.0	On
PROSTATE	Target	2	Maximum	7900	0	100	2.0	On
			Minimum	7500	100	100	2.0	On
baslangic	OAR	7						
pelvis	OAR	8						
v sem	OAR	9						
ptv1	Target	1	Maximum	7900	0	100	2.0	On
			Minimum	7450	100	100	2.4	On
ptv2	OAR	11						
patient	OAR	12						

Tablo 3.2 Beyin hastaları için doz sınırlandırmaları

IMRT Prescription								
Structure	Type	Rank	Objective	Dose(cGy)	Volume(%)	Weight	Power	Status
VERTEBRA	OAR	4						
MEDULLA	OAR	5	Maximum	4500	0	100	2.0	On
LENS	OAR	6						
LLENS	OAR	7						
MANDIBULA	OAR	8						
LOPTIKSINIR	OAR	7	Maximum	5400	0	100	2.0	On
ROPTIKSINIR	OAR	8	Maximum	5400	0	100	2.0	On
KIAZMA	OAR	11						
REYE	OAR	12						
LEYE	OAR	13						
başlangıç	OAR	14						
1 clavicula	OAR	15						
CTV	OAR	4						
GTV	Target	2						
PTV54Gy	Target	1	Maximum	5700	0	100	2.0	On
			Minimum	5400	100	100	2.0	On
PTV70Gy	Target	3	Maximum	7300	0	100	2.0	On
			Minimum	7000	100	100	2.0	On

3.2.3. Film kalibrasyonu:

Kalibrasyon için Gafchromic EBT filmler RW3 katı su fantomunda, 6 MV X-ışınlarıyla $d_{\max}=1,5$ cm derinliğinde, SSD 98,5 cm olacak şekilde 10×10 cm² alandan ışınladı. Filmlere 0–500 cGy arasında dozlar verilerek kalibrasyon eğrisi oluşturuldu. Filmler Epson 10000XL flatbed film tarayıcısında tarandı. Filmin optik geçirgenlikleri PTW Mepysto mc² Film Cal programında elde edildi. Okunan film geçirgenliklerinden ışınlanmamış filmlerin geçirgenlikleri (sis) çıkarılarak net geçirgenlikler piksel cinsinden bulundu. Piksel değerleri ile dozlar arasında her bir film türü için kalibrasyon eğrileri çizildi. Bu eğriler, okunan piksel değerlerini doza çevirmek için kullanıldı. Film ışınlamalarında kullanılan dozlar, kalibrasyon eğrilerinin lineer bölgelerinde seçildi.

3.2.4. TLD gruplanması:

60 adet TL rodu, kendi aralarında dengeli hale gelebilmesi için su eşdeğeri fantomda, 2cm derinlikte, 25x25 alan boyutunda ve 80 cm kaynak-cilt mesafesinde (SSD) 100 cGy doz verilerek art arda her gün ışınladı. Rodların altına geri saçılma etkisini oluşturmak için 12 cm fantom konuldu. Bu işlem yaklaşık 10 kez tekrarlandı. Her ölçümde standart sapmalar (sd) hesaplanarak 60 tane rod arasından ($\pm 1.6sd$) cevaba sahip olan 20 tane rod seçildi. Bu 20 rod yine 100 cGy’ de ışınlanarak okuma değerleri büyükten küçüğe doğru sıralandı. Bunun sonunda aynı ortalamaya sahip olacak şekilde ikili gruplar halinde gruplandı. Bu işlem sonucunda $\pm 0.8sd$ (standart sapma)’yaa sahip 10 tane ikili grup elde edildi. Bu gruplardan biri kalibrasyon grubu olarak seçildi ve tüm ölçümler sırasında kalibrasyon için kullanıldı.

Ölçüme başlamadan önce tüm gruplar Co-60 ta 10, 50, 100, 250, 500 ve 1000 cGy dozda ve 2cm derinlikte ışınladı. Bulunan değerlerden doz ile okuma değeri arasında grafik çizilerek rodların lineeritesine bakıldı. Elde edilen 10 adet ikili gruptan kalibrasyon grubu olarak seçilen grup, TLD okuyucusunda doğrudan absorbe dozu görmemizi sağlayan “a” değerini elde edebilmek için ölçümden önce 6 MV foton enerjisi için 5 cm derinlikte, 20x20 cm alan boyutunda, 100 cm kaynak-izosantr mesafesinde (SID) da Oncor lineer hızlandırıcısında 6MV enerjide, 100 cGy dozla ışınladı. Geriye kalan 9 adet grup ise 5 cm derinlikte merkez, X ve Y ekseninde belirli uzaklıklara yerleştirilerek doz ölçümü yapıldı. Seçilen 9 prostat ve 8 beyin hastası için katı su fantomunda merkeze, merkezden 2 , 4 cm sağ ve sol, merkezden 2, 4 cm üst ve alt noktalara ikili TLD grupları yerleştirilerek o noktalardaki dozlar ölçülüp planlama sisteminde hesaplanan dozlarla karşılaştırıldı.

3.2.5. MLC QA testleri:

Ölçümlere başlanmadan önce MLC ile ilgili kalite kontrol testlerinden birili olan garden fence testi yapıldı. 2mm’lik şeritler oluşturulacak şekilde MLC’ler kapatılıp ardışık şeritler aynı film üzerinde ışınlanıp değerlendirildi.

3.2.6. 2D-Array ile doz dağılımı doğrulanması:

1 cm kalınlığındaki 30 adet RW3 katı su fantomu üst üste konularak 30x30x30 cm boyutlarında fantomun bilgisayarlı tomografisi Shimadzu bilgisayarlı tomografi cihazında çekildi. Bu BT görüntüsü CMS XİO sisteminde IMRT QA fantomu olarak kullanıldı. Tez hastalarının IMRT planları, doğrulama işleminin yapılabilmesi için bu IMRT QA fantom BT kesitlerine aktarıldı. 2D Array (seven 29) ile doğrulama işlemi alan ilişki yöntemi kullanılarak yapılacağından, IMRT planındaki demetlerin hepsinin gantri açıları 0° olacak şekilde plan IMRT QA fantomuna aktarıldı. Fantoma aktarılan IMRT planı doz dağılımları planın izosantırı 5 cm derinlikte, SSD 95 cm olacak şekilde fantomda yeniden hesaplatılarak IMRT QA planı oluşturuldu. Oluşturulan bu plan Lantis ağı yardımıyla Siemens ONCOR lineer hızlandırıcısı bilgisayarına aktarıldı. Tüm hasta planları için aynı işlem tekrarlandı. IMRT QA planlarının izosantırı 5 cm derinlikte olduğundan ölçüm yaparken 2D-Array'in dedektörleri 5 cm derinlikte, SSD ise 95 cm olacak şekilde Siemens Oncor lineer hızlandırıcısında ölçüm seti hazırlandı. Array'in ölçüm noktası array yüzeyinden 5mm derinlikte olduğundan arrayin üstüne 4.5 cm fantom konularak dedektörler 5 cm derinlikte olacak şekilde ölçüm seti hazırlandı. Array ile doğrulama işlemi için oluşturulan ölçüm seti şekil 3.5.'de gösterilmektedir.



Şekil 3-5 2-D Array ile IMRT doğrulanması. 2D array RW3 katı su fantomunun arasına yerleştirilmiştir.

Yukarıda gösterilen ölçüm setindeki gibi array 5 cm derinlikte olacak şekilde plan ilişki yöntemine göre oluşturulan IMRT QA planları ışınlanarak array ile koronal kesitteki doz dağılımı her hasta için elde edildi. Daha sonra ölçümle elde edilen bu doz dağılımları Verisoft yazılım programıyla değerlendirildi.

3.2.7. Gafchromic EBT film ile alan ilişki yöntemine göre doz dağılımı doğrulanması:

Bu doğrulama işleminde yine 2D array ile doğrulama işleminde hazırlanan IMRT QA planları kullanıldı. Ölçüm setinde 2D array yerine Gafchromic EBT film yerleştirildi. Ölçüm seti şekil 3.6.'da gösterilmektedir.



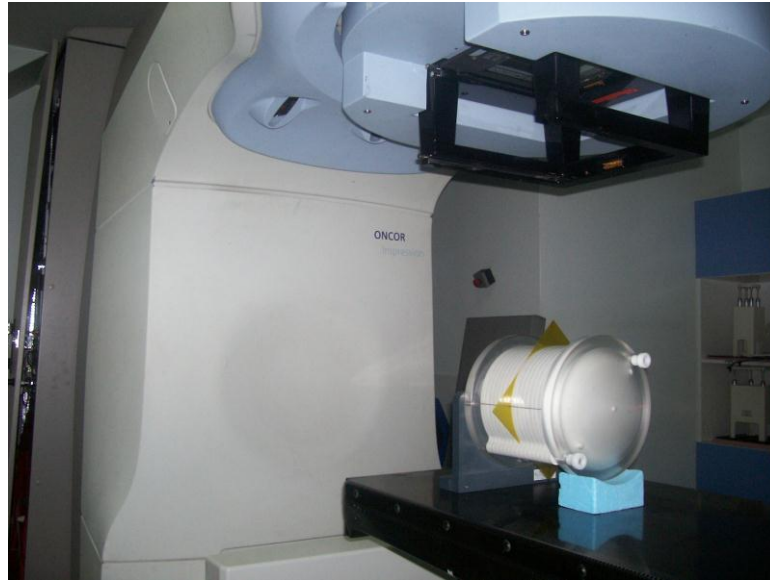
Şekil 3-6 Gafchromic EBT film ile IMRT doz dağılımı doğrulamasında ölçüm setinin görünümü

Tüm hastaların IMRT QA planları fantomda film 5 cm derinlikte olacak şekilde ışınlandı. Işınlanan filmler ışınlamadan 24 saat sonra EpsonXL 10000 tarayıcıda 72 dpi çözünürlükte taranıp kırmızı kanal seçilerek filmin kullanıldığı kutu için oluşturulan

film kalibrasyon eğrisine göre kalibre edildi. Kalibrasyon sonrası elde edilen doz dağılımları 2D-Array’da olduğu gibi Verisoft yazılım programında değerlendirildi.

3.2.8. Gafchromic® EBT film ile silindirik fantomda plan ilişki yöntemine göre doz dağılımı doğrulanması:

Bu doğrulama işlemi için öncelikle silindirik IMRT QA fantomunun bilgisayarlı tomografisi çekilip dış kontur tanımlanarak tedavi planlama bilgisayarına gönderildi. Tedavi planlama bilgisayarında oluşturulan hasta IMRT planları alan ilişki yöntemine göre her ışın kendi gantri açısında olacak şekilde silindirik IMRT QA fantomu BT’sine aktarıldı. IMRT QA planının izosantırı fantomun merkezinde olacak şekilde ayarlanıp doz dağılımları yeniden hesaplandı. Silindirik fantomda oluşturulan IMRT QA planları Lantis ağı yardımıyla linak bilgisayarına gönderildi. Bu doğrulama yöntemi için hazırlanan ölçüm seti şekil3.7.’de gösterilmektedir.



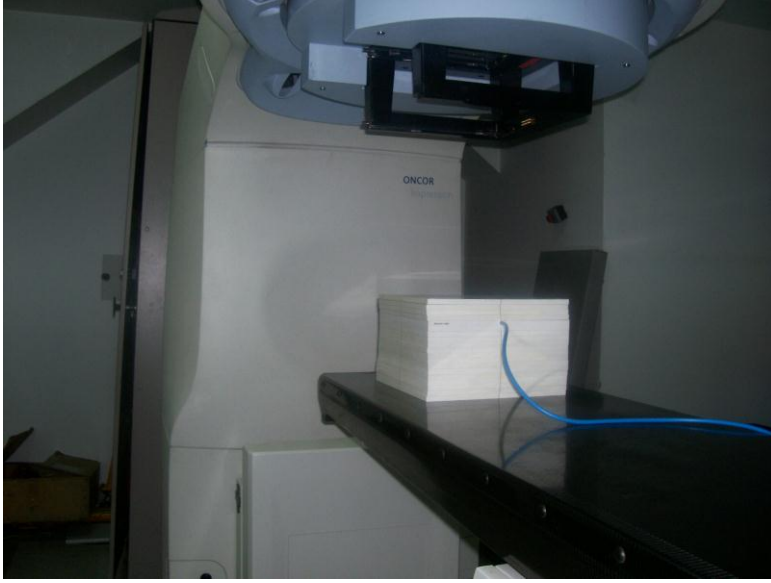
Şekil 3-7 Plan ilişki yöntemine göre IMRT doğrulanmasının EBT film ile yapıldığı silindirik fantom

3.2.9. Hesaplanan ve ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması:

CMS XİO tedavi planlama bilgisayarında hesaplanan ve fantomlarda alan ilişkisi ve plan yöntemine göre 2D-Array ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımları PTW Verisoft programına aktararak değerlendirildi. Verisoft programında Gamma indeks yöntemi kullanılarak ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları karşılaştırıldı. Gamma indeks yönteminde kullanılan %doz farkı (%DD) ve DTA (distance-to-aggrement) değerlerinin değişimine bağlı olarak hesaplanan ve ölçülen doz dağılımlarının uyumu ve değerlendirmeyi geçen, yani gamma değeri 1'den küçük ($\gamma < 1$) olan nokta sayısı araştırıldı.

3.2.10. İyon odası ile merkezi doz doğrulanması:

0.125 cc semiflex ve 0.6 cc iyon odası kullanılarak merkezi doz doğrulanmasında iyon odasının hacim etkisi de araştırıldı. Merkezi doz doğrulanmasında tüm ışınların 0° gantri açısında olduğu alan ilişkisi yöntemi kullanıldı. 2D-Array ve EBT filmle alan ilişkisi yöntemine göre doz dağılımı doğrulanması için hazırlanmış olan IMRT QA planları kullanıldı. Bu doğrulama işlemi için hazırlanan ölçüm seti şekil 3.8.'de gösterilmektedir.



Şekil 3-8 İyon odası ile merkezi doz ölçüm seti

İyon odası 100 cm SAD, 95 cm SSD mesafesinde, yüzeyden 5 cm derinlikte olacak şekilde ayarlanıp ölçüm alındı. Absolut doz IAEA'nin TRS 398 protokolüne göre hesaplandı [35]. Tedavi planlama bilgisayarında QA fantomunda hesaplanan merkezi dozlar ile aynı fantomda aynı koşullarda iyon odaları ile ölçülen merkezi dozlar karşılaştırılarak iyon odası volüm etkisi değerlendirildi.

3.2.11. TLD ile kare fantomda profil ölçülmesi:

Daha önceden alan ilişki yöntemine göre hazırlanan IMRT QA planları kullanılarak TLD'ler 5 cm derinlikte, SSD 95 cm olacak şekilde ışınlama yapıldı. TLD'ler özel olarak tasarlanmış matriks şeklinde boşluklara sahip fantoma yerleştirildi. Fantomdaki boşluklar arasında 2'şer cm mesafe bulunmaktadır. Fantomdaki boşluklara ancak 2 TLD rodu yerleştirilebildiğinden ikili olarak gruplanan rodler X ve Y eksenleri boyunca matrikse yerleştirilerek 9 prostat ve 8 beyin IMRT planı için ölçüm yapıldı. TLD grupları plan merkezine, X eksenini boyunca merkezden 2cm, 4 cm sağ ve sola, Y eksenini boyunca ise merkezden 2cm, 4cm üst ve alta yerleştirilerek bu noktadaki dozlar ölçüldü. Elde edilen ölçüm sonuçları tedavi planlama bilgisayarının hesapladığı değerlerle karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

4.1. IMRT planlarına ait segment sayıları, maksimum ve minimum MU değerleri:

CMS XiO planlama sisteminde 30 prostat ve 15 beyin hastası için ters planlama ile oluşturulan IMRT palnlarında her hasta için optimizasyon sonucu elde edilen segment sayısı ve bu segmentlerin en düşük, en yüksek monitor unit(MU) değerleri tablo 4.1 ve tabo 4.2.'de verilmektedir.

Tablo 4-1 Prostat IMRT planlarının segment sayıları, en yüksek ve en düşük MU değerleri

Hasta	Segment sayısı	Endüşük MU	En yüksek MU
Hasta 1	85	5	22
Hasta 2	105	5	26
Hasta 3	115	5	21
Hasta 4	79	5	41
Hasta 5	49	5	31
Hasta 6	74	5	45
Hasta 7	71	5	18
Hasta 8	66	8	20
Hasta 9	83	5	39
Hasta 10	81	5	29
Hasta 11	74	5	36
Hasta 12	77	6	23
Hasta 13	75	5	41
Hasta 14	71	5	24
Hasta 15	63	5	45
Hasta 16	84	5	18
Hasta 17	97	5	36
Hasta 18	86	5	21
Hasta 19	77	5	30
Hasta 20	96	8	36
Hasta 21	60	5	36
Hasta 22	76	6	30
Hasta 23	82	6	23
Hasta 24	80	5	9
Hasta 25	64	5	42
Hasta26	76	5	30
Hasta 27	23	5	43
Hasta 28	85	5	35
Hasta 29	98	5	33
Hasta 30	74	5	37
ortalama	77.5	5.3	30

Tablo 4-2 Beyin IMRT planlarının segment sayıları, en yüksek ve en düşük MU değerleri

Hasta	Segment sayısı	En düşük MU	En yüksek MU
Hasta 1	30	5	30
Hasta 2	66	5	16
Hasta 3	48	6	21
Hasta 4	62	5	29
Hasta 5	60	7	19
Hasta 6	49	7	25
Hasta 7	47	6	25
Hasta 8	39	5	27
Hasta 9	59	6	24
Hasta 10	45	5	28
Hasta 11	40	5	29
Hasta 12	52	7	20
Hasta 13	41	6	22
Hasta 14	52	7	21
Hasta 15	59	7	19
ortalama	49.9	6	23.6

4.2. Plan ilişki doğrulama yöntemine göre IMRT planlarının 2-D Array ölçüm sonuçları :

2-D Array ile 5 cm derinlikte ölçülen akı haritaları TPS’de hesaplanan akı haritaları ve Gafchromic EBT film ile ölçülen akı haritalarıyla PTW Verisoft yazılım programı kullanılarak karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminde δ (gamma) indeksin karşılaştırmada kullanılan DTA ve %doz farkı (%DD) parametreleri adım adım değiştirilerek, değerlendirmeyi geçen veya onaylanan nokta sayıları bulundu. Bu şekilde DTA ve %doz farkına bağlı değişimi göstermek amacıyla prostat planları için tablo 4.3., beyin hastaları için ise tablo 4.4. hazırlandı.

Tablo 4-3 Prostat IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve 2-D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta	2mm/%2	2mm/%3	3mm/%2	3mm/%3	4mm/%3	4mm/%4
Hasta 1	80,7	80,7	92,8	92,8	95,2	97,6
Hasta 2	73,5	75,5	89,2	90,3	97,1	97,1
Hasta 3	65,4	69,2	77,9	81,7	86,5	91,3
Hasta 4	69,6	79,1	86,9	91,3	92,4	94,6
Hasta 5	78,7	91,5	90,4	100	100	100
Hasta 6	84,6	86,8	98,9	100	100	100
Hasta 7	83,5	84,5	100	100	100	100
Hasta 8	76,2	82,4	87,0	94,0	94,0	97,0
Hasta 9	84,6	88,4	94,7	98,9	98,9	98,9
Hasta 10	92,3	95,6	96,7	98,9	98,9	100
Hasta 11	87,8	90,0	92,9	95,9	97,0	100
Hasta 12	89,2	89,2	98,8	98,8	98,8	100
Hasta 13	75,3	87,6	89,7	97,7	97,9	100
Hasta 14	81,1	85,5	95,9	97,3	100	100
Hasta 15	86,9	88,0	97,8	98,9	98,9	98,9
Hasta 16	76,0	79,0	95,0	97,0	100	100
Hasta 17	69,0	83,5	76,3	88,7	90,7	97,0
Hasta 18	81,0	82,2	98,9	100	100	100
Hasta 19	90,4	91,3	98,7	100	100	100
Hasta 20	63,3	68,8	77,7	82,2	87,8	92,2
Hasta 21	84,1	89,7	96,6	100	100	100
Hasta 22	84,0	87,2	95,7	98,9	98,9	100
Hasta 23	78,0	92,0	80,3	94,0	96,0	100
Hasta 24	89,0	89,2	96,0	96,7	98,9	98,9
Hasta 25	58,9	64,3	72,6	78,9	79,4	91,8
Hasta26	70,3	72,5	84,6	85,7	94,5	94,5

Hasta 27	77,6	85,1	88,2	95,5	95,5	100
Hasta 28	82,3	85,4	97,9	98,9	98,9	98,9
Hasta 29	54,0	56,8	69,0	73,0	80,0	84,0
Hasta 30	94,9	98,3	98,3	100	100	100
ortalama	78,74	83,31	90,51	94,2	95,87	97,75

Tablo 4.3.'den görüldüğü gibi %DD ve DTA arttıkça değerlendirmeyi geçen noktaların yüzdesi artmakta olup bu artışın DTA'ya bağlı artışının %DD'dan daha fazla olduğu görülmektedir. Yani DTA'daki artış değerlendirmeyi geçen nokta sayımızı daha fazla arttırmaktadır. Değerlendirmeyi geçen nokta sayısının en az olduğu yani ölçülen ve hesaplanan dağılım arasındaki uyumun en kötü olan hasta planlarının ise fazla segmente sahip IMRT planları olduğu görülmektedir.

Tablo 4-4 Beyin IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve 2-D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta	2mm %2	2mm %3	3mm %2	3mm %3	4mm %3	4mm %4
Hasta 1	90,0	90,0	100	100	100	100
Hasta 2	74,1	78,6	87,5	91,9	95,5	97,3
Hasta 3	87,2	91,5	97,8	100	100	100
Hasta 4	82,1	86,1	90,4	94,6	95,8	97,8
Hasta 5	83,3	89,5	89,5	93,8	94,7	99,1
Hasta 6	80,8	87,6	91,8	98,6	98,6	98,6
Hasta 7	82,3	89,6	91,7	97,9	97,9	100
Hasta 8	84,2	85,9	96,5	98,2	100	100
Hasta 9	88,5	93,8	94,7	99,1	99,1	99,1
Hasta 10	77,1	87,1	85,7	95,7	97,1	100
Hasta 11	75,4	82,5	94,7	98,2	98,2	98,2
Hasta 12	78,0	84,6	95,6	98,9	98,9	100
Hasta 13	85,7	85,7	97,6	97,6	100	100

Hasta 14	81,7	86,0	93,5	96,7	98,9	100
Hasta 15	77,2	85,8	83,7	91,3	92,4	98,9
ortalama	81,26	86,9	92,7	96,8	97,8	99,2

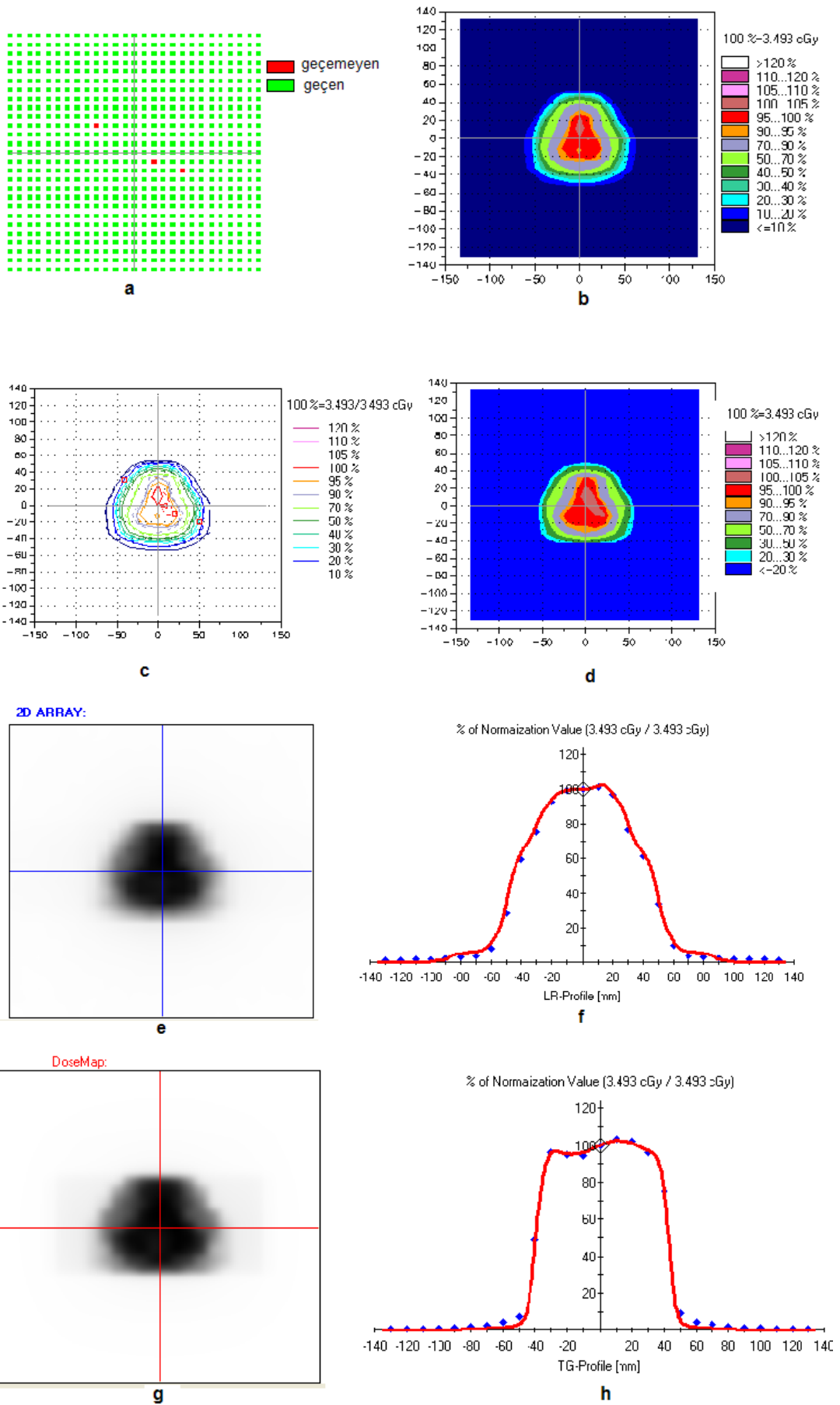
IMRT prostat planlarında olduğu gibi beyin IMRT planlarında da değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde değerlerinin DTA parametresine bağlılığının daha fazla olduğu görülmektedir. Aynı şekilde değerlendirmeyi geçen nokta sayısının en az olduğu yani ölçülen ve hesaplanan dağılım arasındaki uyumun en kötü olan hasta planlarının ise fazla segmente sahip IMRT planları olduğu görülmektedir.

4.3. IMRT planlarının 2-D Array, TPS (tedavi planlama sistemi) akı haritaları ve doz profillerinin karşılaştırılması:

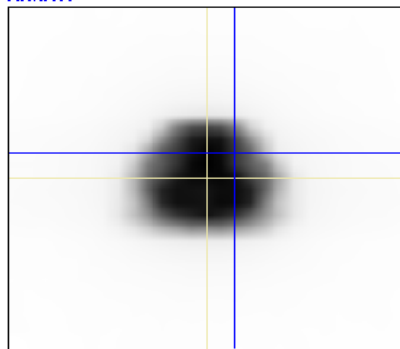
30 prostat ve 15 beyin hasta planı içinde 1 prostat ve 1 beyin IMRT planının dozimetrik doğrulamasında 2D array ile ölçülen ve TPS ile hesaplanan akı haritası ve doz profillerinin karşılaştırması aşağıdaki gibidir.

Hasta10(Prostat):

10 nolu prostat hasta planı için alan ilişki yöntemine göre array ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan dağılımlar verisoft programı ile karşılaştırılarak izodoz dağılımları ve doz profillerinin üst üste getirilmesiyle doz farkları bulundu ve gamma indeks değerlendirmesiyle gamma faktör haritaları elde edildi. 7 alanlı 10 numaralı prostat IMRT planının alan ilişki yöntemine göre gamma indeks haritaları şekil 4.1a., 5 cm derinlikte array ile ölçülen koronal izodozu şekil 4.1.b., izodozların mukayesesi şekil4.1.c., TPS’de hesaplanan koronal izodoz şekil4.1d., ölçülen akı haritaları şekil4.1.e,i,n., TPS ile hesaplanan akı haritası şekil4.1.g,k,r., merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.1.f., merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.1.h., merkezden 2 cm sağ ve sol X eksen profillerinin karşılaştırılması şekil4.1.j.p., merkezden 2 cm üst ve alt Y eksen profillerinin karşılaştırılması şekil4.1.m.s.,’de gösterilmektedir.

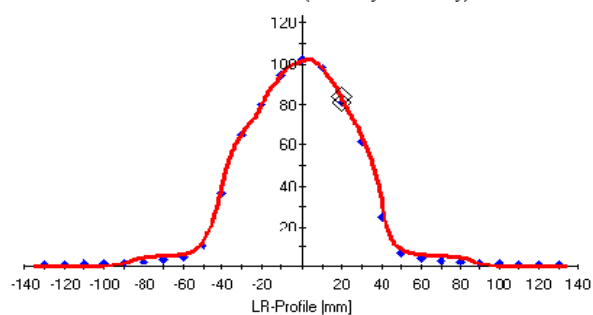


2D-ARRAY:



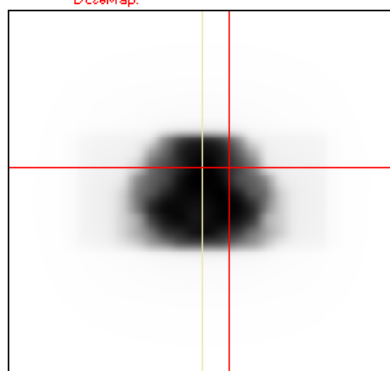
i

% of Normalization Value (3.493 cGy / 3.493 cGy)



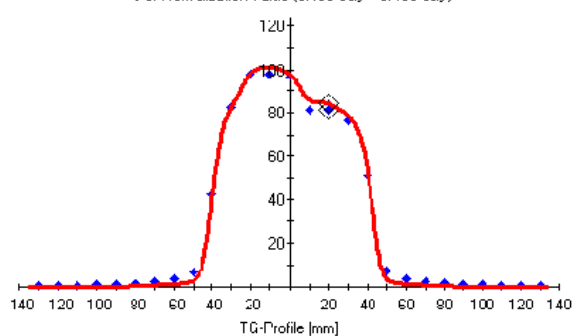
j

DoseMap:



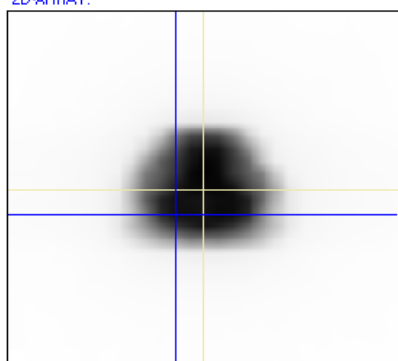
k

% of Normalization Value (3.493 cGy / 3.493 cGy)



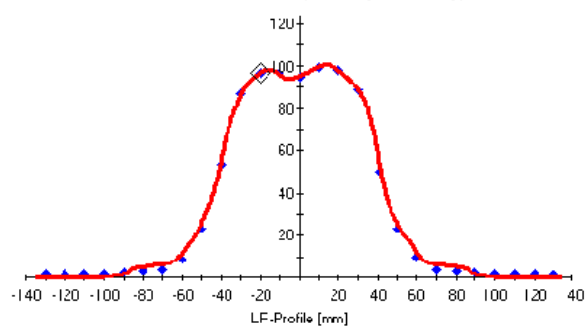
m

2D-ARRAY:

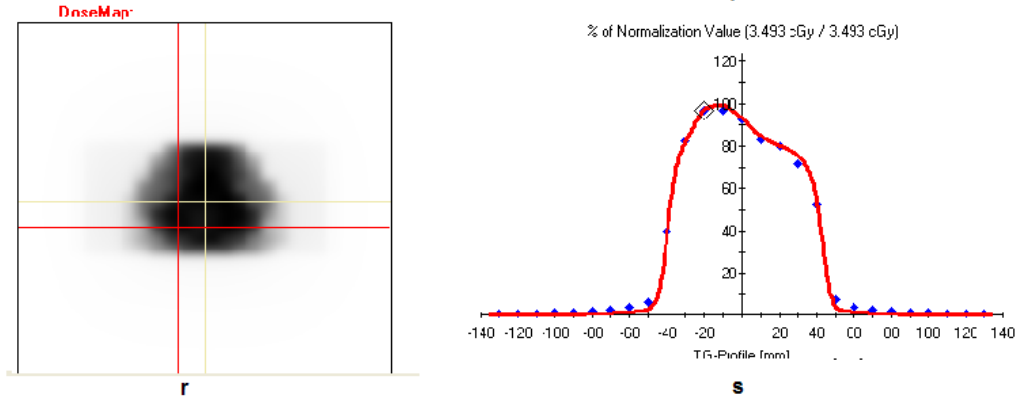


n

% of Normalization Value (3.493 cGy / 3.493 cGy)



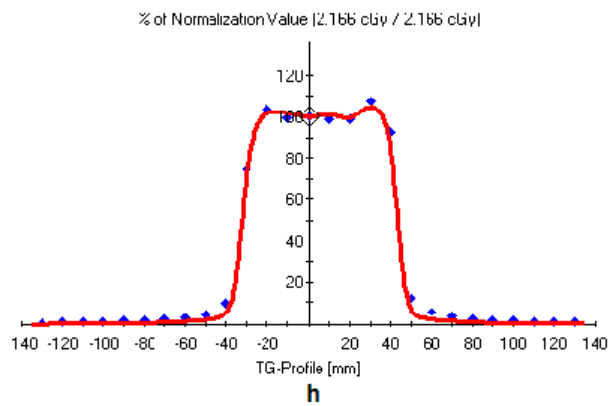
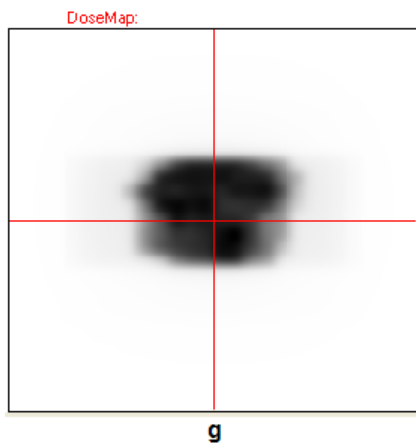
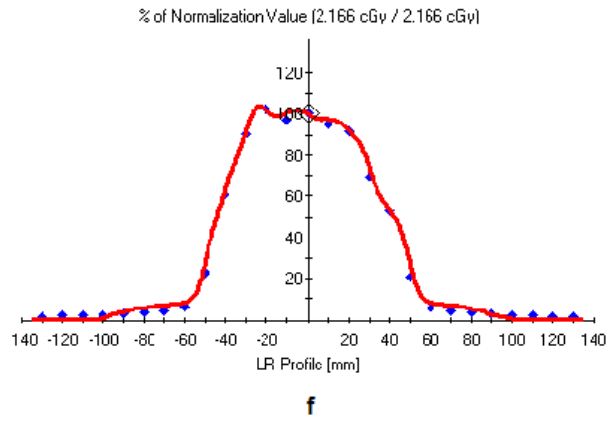
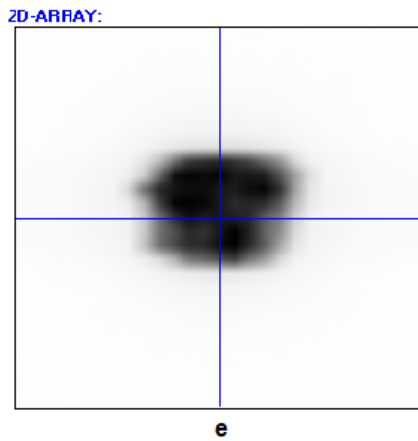
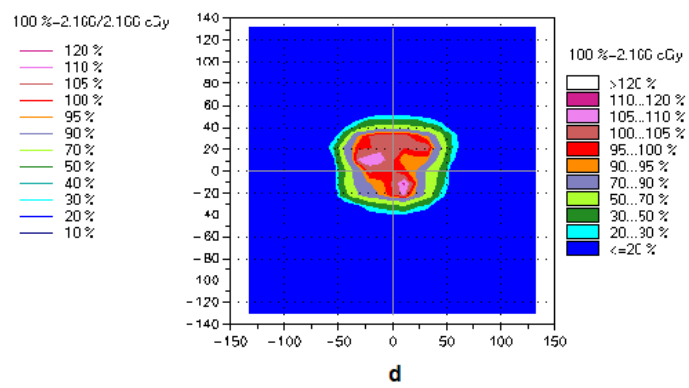
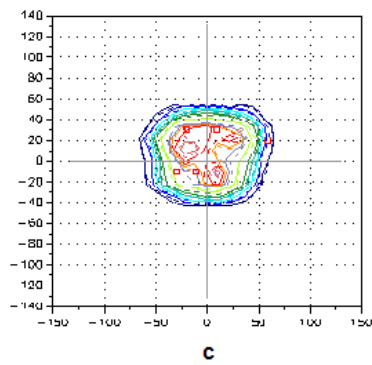
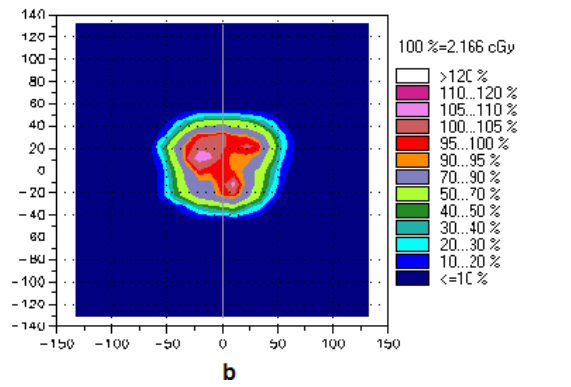
p



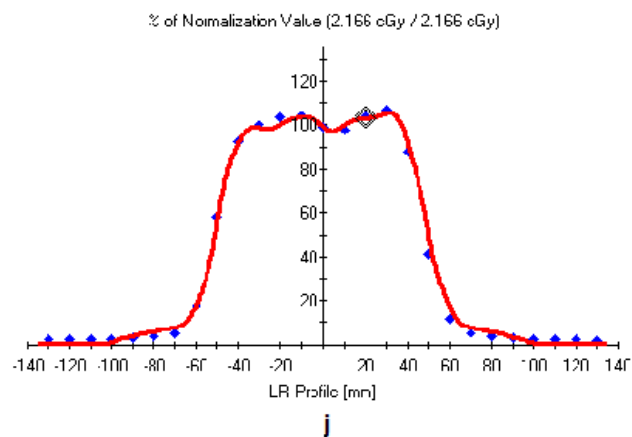
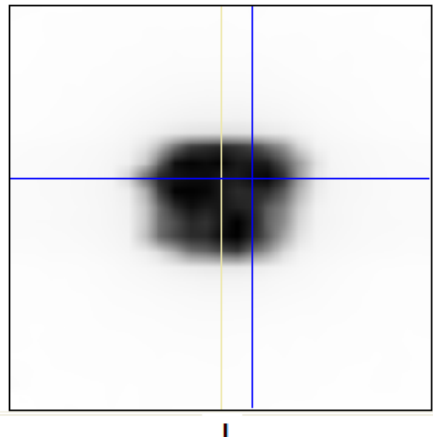
Şekil 4-1 7 alanlı prostat IMRT planının alan ilişki metoduna göre 2D array ile dozimetrik mukayesesi. a) gamma faktör haritası, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, e,i,n) 2D array ile ölçülen akı haritası, g,k,r) TPS ile hesaplanan akı haritası, f) merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, h) merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, j) merkezden 2 cm solda X eksenı doz profillerinin karşılaştırılması, m) merkezden 2 cm yukarıda Y eksenı doz profillerinin karşılaştırılması, p) merkezden 2 cm solda X eksenı doz profillerinin karşılaştırılması, s) merkezden 2cm aşağıda Y eksenı doz profillerinin karşılaştırılması. Kırmızı renklı profiler TPS, mavi renklı profiler ise 2D array sonuçlarını göstermektedir.

HASTA4(Beyin):

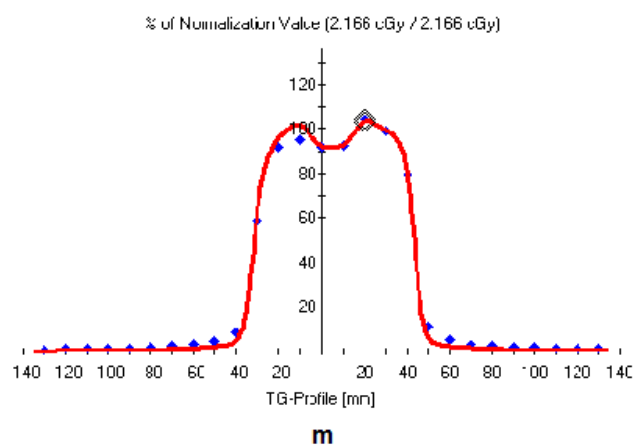
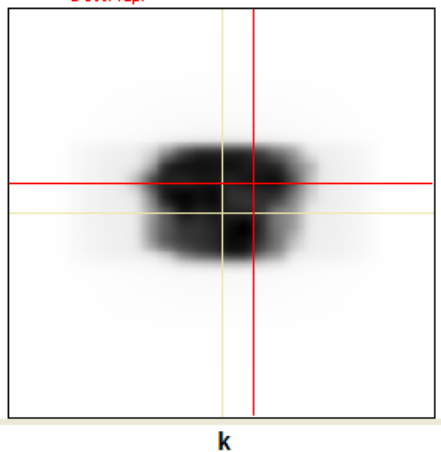
5 alanlı, 4 nolu beyin hasta planı için alan ilişki yöntemine göre gamma indeks haritaları şekil 4.2a., 5 cm derinlikte array ile ölçülen koronal izodozu şekil 4.2.b., izodozların mukayesesi şekil4.2.c., TPS’de hesaplanan koronal izodoz şekil4.2d., ölçülen akı haritaları şekil4.2.e,i,n., TPS ile hesaplanan akı haritası şekil4.2.g,k,r., merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.2.f., merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.2.h., merkezden 2 cm sağ ve sol X eksenı profillerinin karşılaştırılması şekil4.2.j.p., merkezden 2 cm üst ve alt Y eksenı profillerinin karşılaştırılması şekil4.2.m.s.,’de gösterilmektedir.



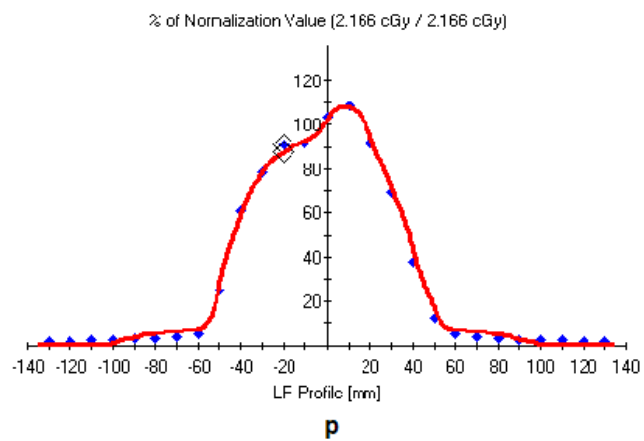
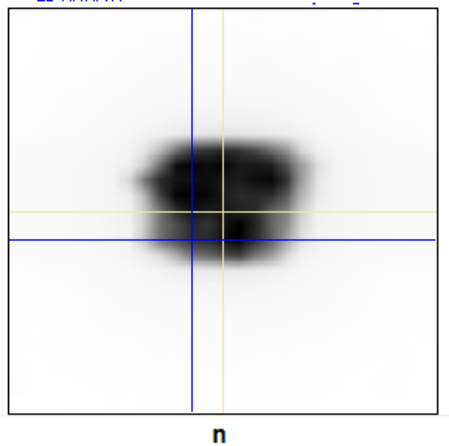
2D-ARRAY:

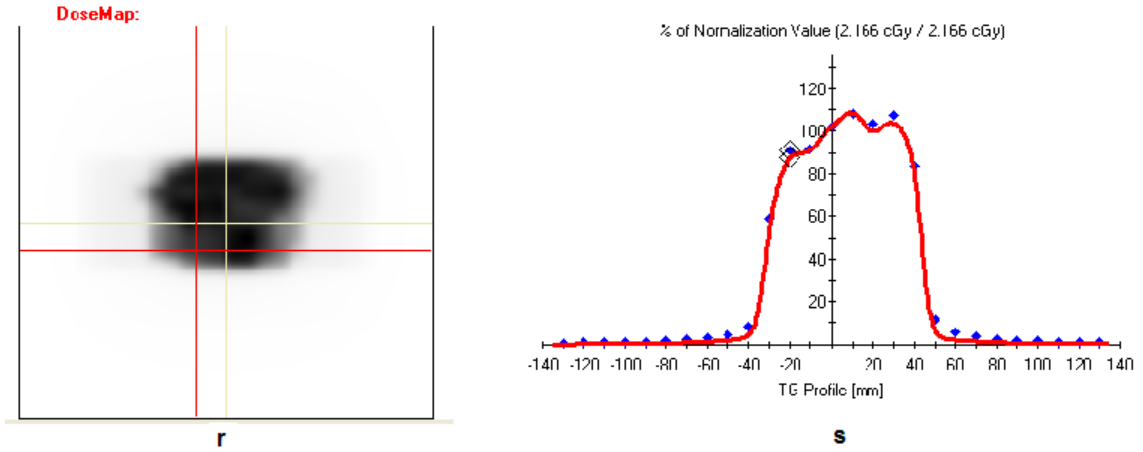


DoseMap:



2D-ARRAY:





Şekil 4-2 5 alanlı beyin IMRT planının alan ilişki metoduna göre 2D array ile dozimetrik mukayesesi. a) gamma faktör haritası, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, e,i,n) 2D array ile ölçülen akı haritası, g,k,r) TPS ile hesaplanan akı haritası, f) merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, h) merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, j) merkezden 2 cm solda X eksenı doz profillerinin karşılaştırılması, m) merkezden 2 cm yukarıda Y eksenı doz profillerinin karşılaştırılması, p) merkezden 2 cm solda X eksenı doz profillerinin karşılaştırılması, s) merkezden 2cm aşağıda Y eksenı doz profillerinin karşılaştırılması. Kırmızı renkli profiler TPS, mavi renkli profiler ise 2D array sonuçlarını göstermektedir.

4.4. Alan ilişki doğrulama yöntemine göre IMRT planlarının Gafchromic EBT film ölçüm sonuçları:

5 cm derinlikte Gafchromic EBT film ile ölçülen koronal klesitteki akı haritaları TPS’de hesaplanan akı haritalarıyla karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminde δ (gamma) indeks değerlendirmesinde kullanılan DTA ve %doz farkı (%DD) parametrelerine bağlı olarak değerlendirmeyi geçen nokta sayılarının yüzde değerleri prostat IMRT planları için tablo4.5. ve beyin IMRT planları için ise tablo 4.7.’de verilmektedir.

Tablo 4-5 Prostat IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta	2mm %2	2mm %3	3mm %2	3mm %3	4mm %3	4mm %4
Hasta 1	64,7	67,1	77,9	80,8	88,7	90,8
Hasta 2	58,2	63,6	74,6	78,3	85,8	89,6
Hasta 3	58,7	60,3	69,7	73,9	81,6	87,8
Hasta 4	61,3	65,4	73,6	77,6	86,5	89,7
Hasta 5	57,2	64,1	73,9	82,3	88,9	92,4
Hasta 6	68,8	74,2	81,1	86,7	92,7	95,6
Hasta 7	59,4	65,4	77,3	84,6	90,4	92,3
Hasta 8	57,8	62,5	73,9	79,8	86,7	90,4
Hasta 9	60,5	67,8	73,6	81,5	86,9	90,3
Hasta 10	57,5	62,1	73,4	79,7	85,6	90,9
Hasta 11	55,2	56,4	68,4	76,6	81,8	88,9
Hasta 12	69,0	75,3	80,7	87,8	92,8	96,5
Hasta 13	59,7	64,2	73,7	80,8	86,5	91,4
Hasta 14	69,2	79,5	78,3	87,6	92,0	96,4
Hasta 15	68,1	73,4	80,4	84,2	91,4	100
ortalama	61,68	66,75	75,36	81,48	87,88	92,2

Tablo 4-6 Prostat IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre 2D array ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta	2mm %2	2mm %3	3mm %2	3mm %3	4mm %3	4mm %4
Hasta 1	96,4	96,4	100	100	100	100
Hasta 2	97,1	99,0	99,1	100	100	100
Hasta 3	93,3	96,2	96,2	99,1	100	100
Hasta 4	94,6	97,8	98,9	100	100	100
Hasta 5	95,7	98,9	98,9	100	100	100
Hasta 6	98,9	98,9	100	100	100	100
Hasta 7	89,7	92,8	94,8	97,9	98,9	100

Hasta 8	91,0	91,0	100	100	100	100
Hasta 9	84,6	86,5	91,4	91,3	94,2	96,2
Hasta 10	96,7	97,8	97,8	98,9	100	100
Hasta 11	93,9	97,9	94,9	98,9	98,99	98,9
Hasta 12	98,8	98,8	100	100	100	100
Hasta 13	93,8	97,9	94,9	98,9	100	100
Hasta 14	100	100	100	100	100	100
Hasta 15	81,5	81,5	100	100	100	100
ortalama	93,73	95,4	97,8	99	99,47	99,67

Tablo 4-7 Beyin IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre TPS ile hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeksi değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta	2mm %2	2mm %3	3mm %2	3mm %3	4mm %3	4mm %4
Hasta 1	56,0	62,0	76,7	84,7	89,4	94,9
Hasta 2	57,0	65,0	68,2	77,4	81,8	88,7
Hasta 3	65,0	71,0	82,5	87,3	93,5	96,7
Hasta 4	66,0	71,7	77,9	82,5	87,4	90,2
Hasta 5	60,2	75,4	76,8	85,3	89,9	95,8
Hasta 6	72,7	77,5	86,0	89,0	93,6	96,2
Hasta 7	78,8	84,0	88,3	92,4	96,3	97,8
Hasta 8	75,6	81,8	87,5	91,5	97,0	98,3
Hasta 9	71,4	78,1	83,6	88,9	92,8	95,1
Hasta 10	57,0	67,3	70,2	80,7	86,1	94,5
Hasta 11	75,4	80,8	85,3	90,5	95,4	96,1
Hasta 12	63,0	68,6	78,1	83,2	89,5	92,0
Hasta 13	54,6	57,2	73,7	79,2	90,4	92,5
Hasta 14	65,6	71,5	79,3	85,2	90,6	94,3
Hasta 15	61,0	65,8	72,6	83,6	87,5	92,6
ortalama	65,28	71,84	79,11	85,42	90,74	94,38

Tablo 4-8 Beyin IMRT planları için alan ilişki yöntemine göre 2D array ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

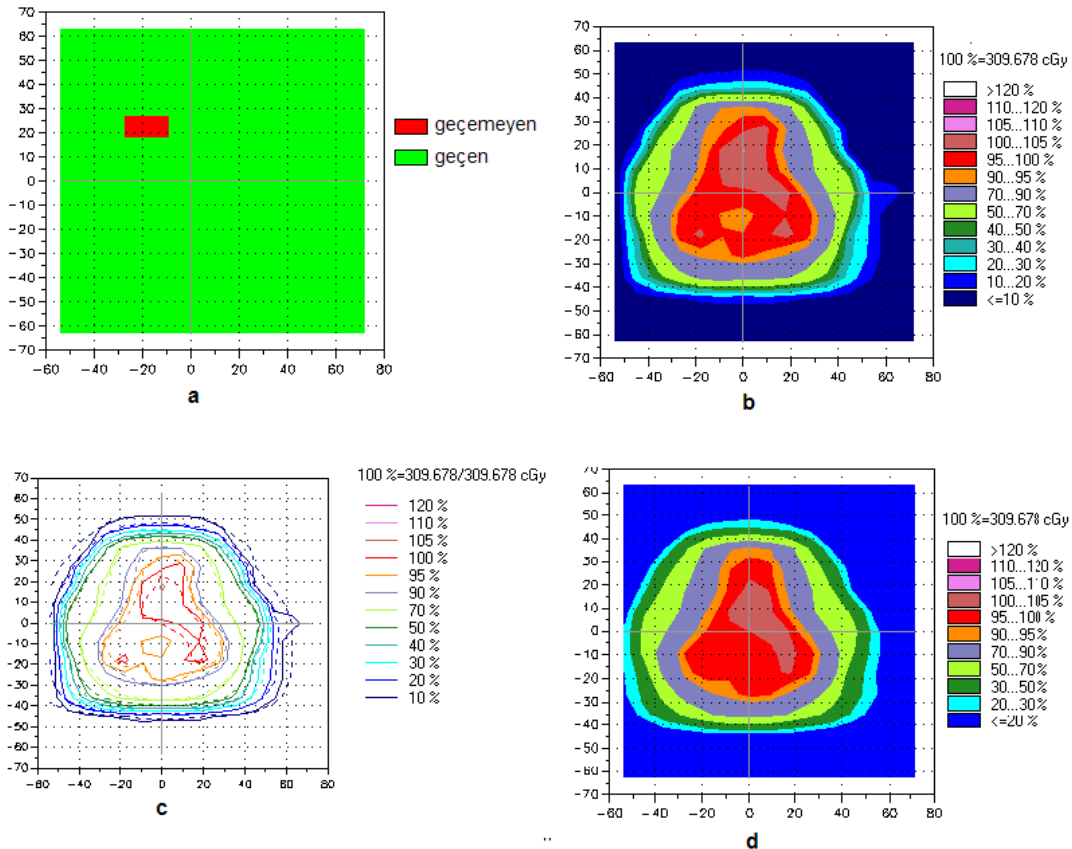
Hasta	2mm %2	2mm %3	3mm %2	3mm %3	4mm %3	4mm %4
Hasta 1	98,3	100	100	100	100	100
Hasta 2	91,9	94,6	95,5	98,2	99,1	99,1
Hasta 3	95,7	100	100	100	100	100
Hasta 4	86,2	87,2	100	100	100	100
Hasta 5	92,1	95,6	99,1	99,1	99,1	99,2
Hasta 6	100	100	100	100	100	100
Hasta 7	95,8	96,9	97,9	97,9	97,9	100
Hasta 8	100	100	100	100	100	100
Hasta 9	99,1	99,1	100	100	100	100
Hasta 10	98,6	100	98,6	100	100	100
Hasta 11	98,3	100	100	100	100	100
Hasta 12	74,7	74,7	94,5	95,6	98,9	100
Hasta 13	88,1	88,1	95,2	97,6	97,6	100
Hasta 14	79,6	79,6	98,9	100	100	100
Hasta 15	92,5	94,6	97,8	100	100	100
ortalama	92,73	94,03	98,51	99,23	99,52	99,88

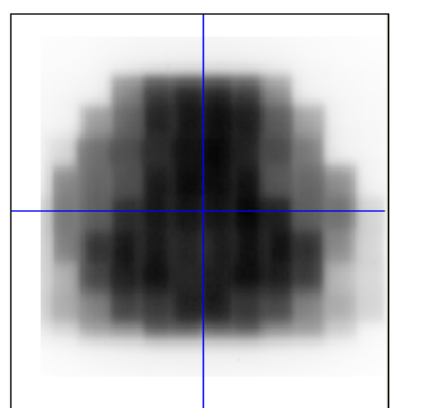
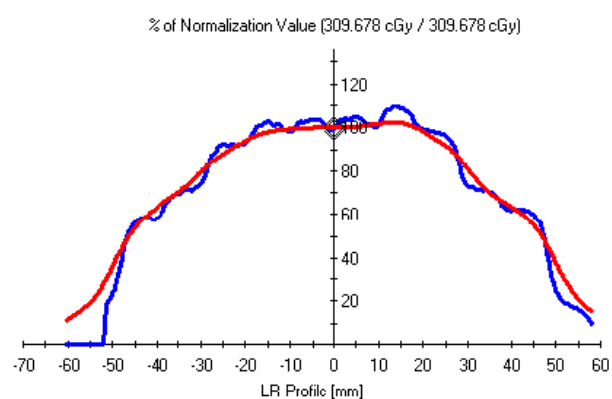
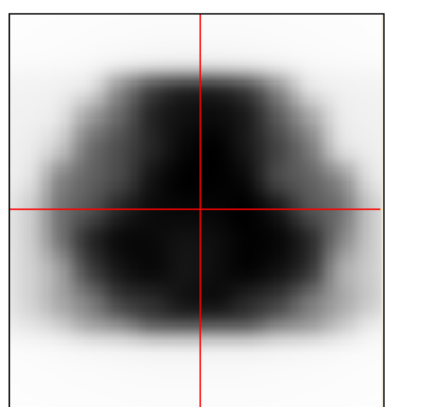
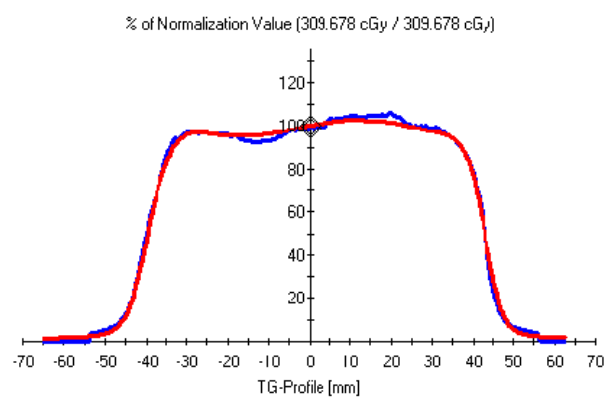
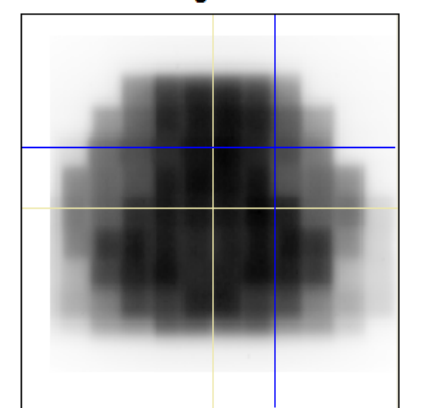
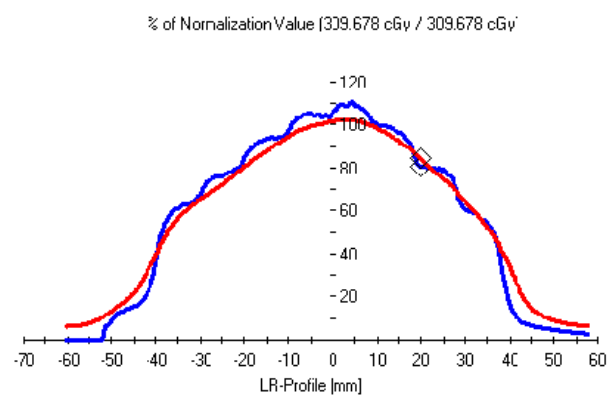
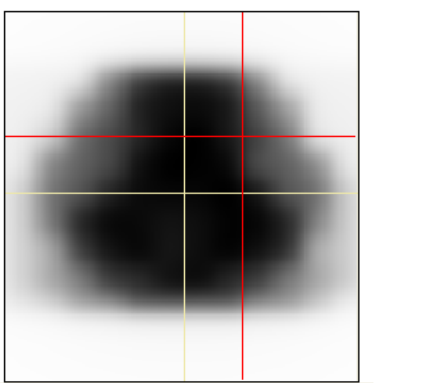
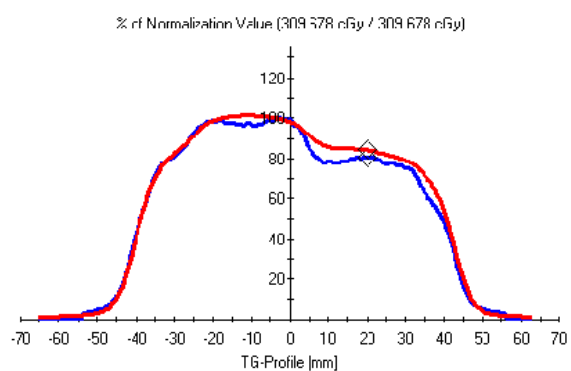
2D array sonuçlarında olduğu gibi Gafchromic EBT ile ölçülen akı haritalarının hesaplanan akı haritalarıyla karşılaştırılmasında gamma değerlendirmesini geçen noktaların yüzde değerlerinin DTA parametresine bağlı olarak değişimi %DD'dan daha fazladır. TPS'de hesaplanan ve Gafchromic EBT film ölçülen akı haritalarının karşılaştırılmasında değerlendirmeyi geçen nokta sayıları 2D array ölçüm sonuçlarından daha fazla bulunmuştur. Bu ise filmin rezolüsyonunun daha yüksek olmasından ve inhomojenitesinden kaynaklanmaktadır. Gafchromic EBT ve 2D array ölçüm sonuçlarının karşılaştırılmasında ise 3mm/%3 için her iki hasta grubunda akı haritalarındaki noktaların neredeyse tamamının δ değerlendirmesini geçtiği bulunmuştur.

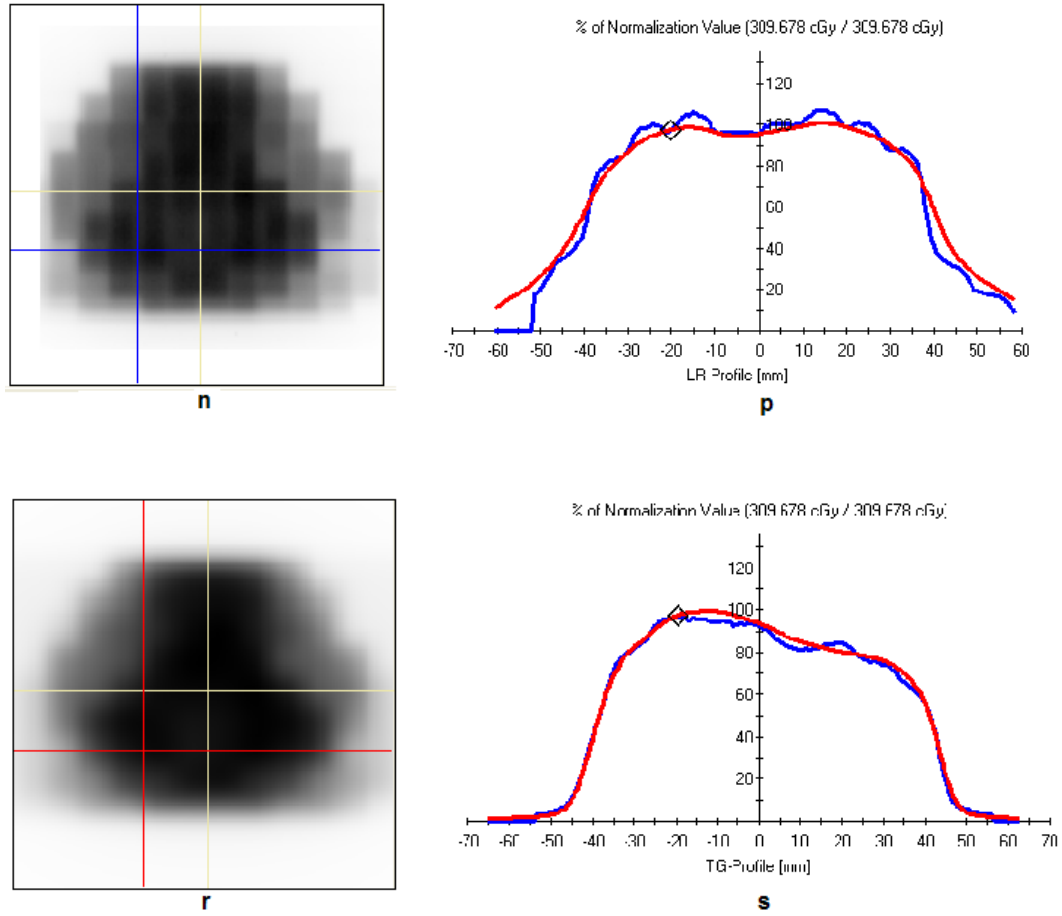
4.5. IMRT planlarının Gafchromic EBT film, TPS akı haritaları ve doz profillerinin karşılaştırılması:

Hasta10(Prostat):

10 nolu prostat hasta planı için alan ilişki yöntemine göre 5 cm derinlikte Gafchromic EBT film ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan dağılımlar verisoft programı ile karşılaştırılarak izodoz dağılımları ve doz profillerinin üst üste getirilmesiyle doz farkları bulundu ve gamma indeks değerlendirmesiyle gamma faktör haritaları elde edildi. 7 alanlı 10 numaralı prostat IMRT planının alan ilişki yöntemine göre gamma indeks haritaları şekil 4.3.a., 5 cm derinlikte EBT film ile ölçülen koronal izodozu şekil 4.3.b., izodozların mukayesesi şekil 4.3.c., TPS’de hesaplanan koronal izodoz şekil 4.3.d., EBT film ile ölçülen akı haritaları şekil 4.3.e,ı,n., TPS ile hesaplanan akı haritası şekil 4.3.g,k,r., merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.3.f., merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.3.h., merkezden 2 cm sağ ve sol X eksenini profillerinin karşılaştırılması şekil 4.3.j.p., merkezden 2 cm üst ve alt Y eksenini profillerinin karşılaştırılması şekil 4.3.m.s.,’de gösterilmektedir.



**e****f****g****h****i****j****k****m**

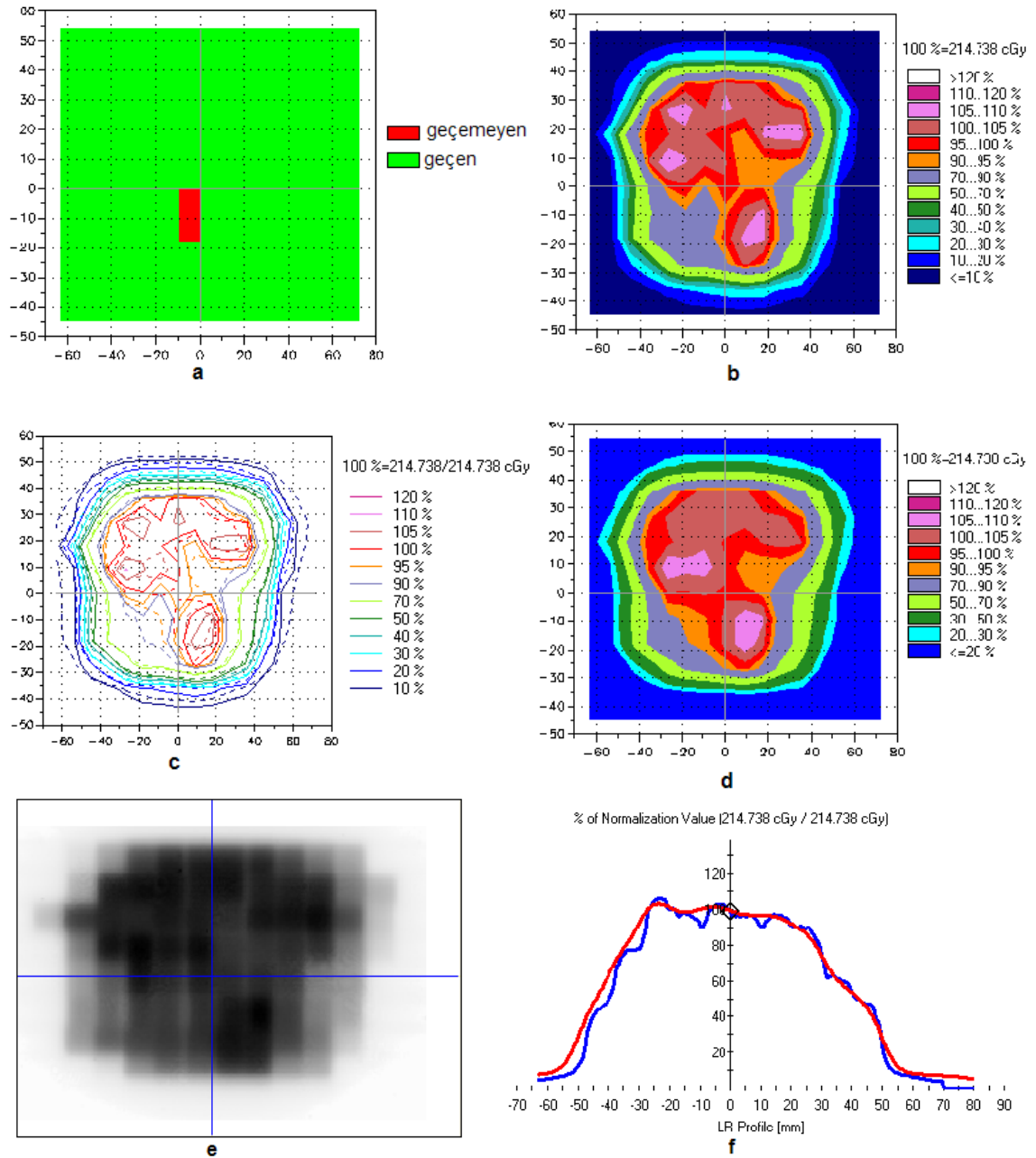


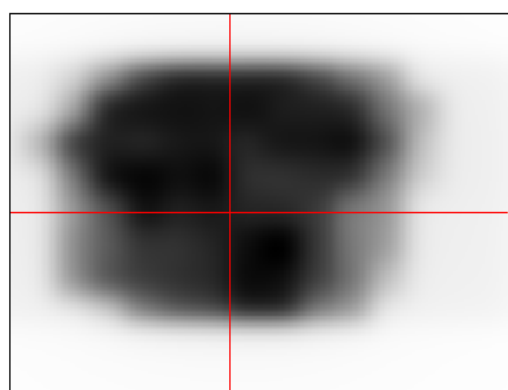
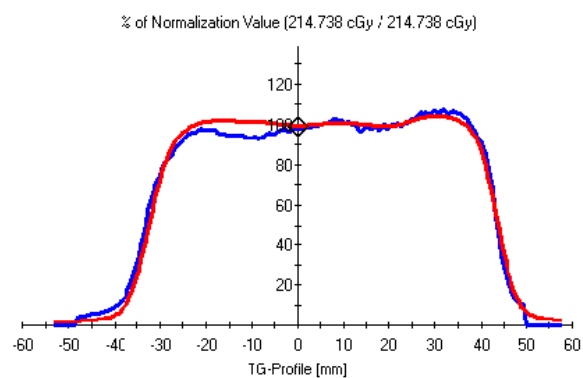
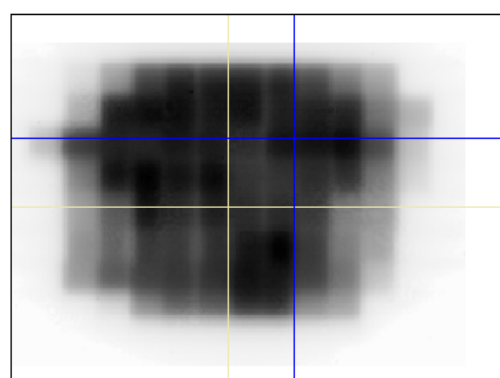
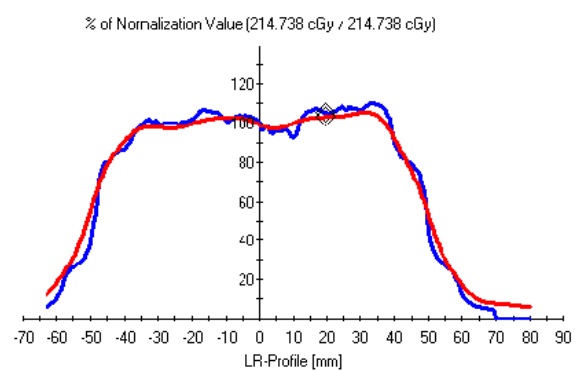
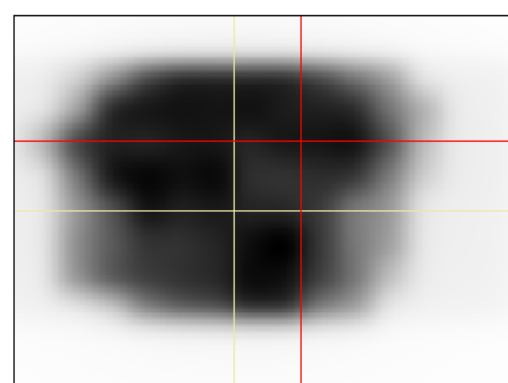
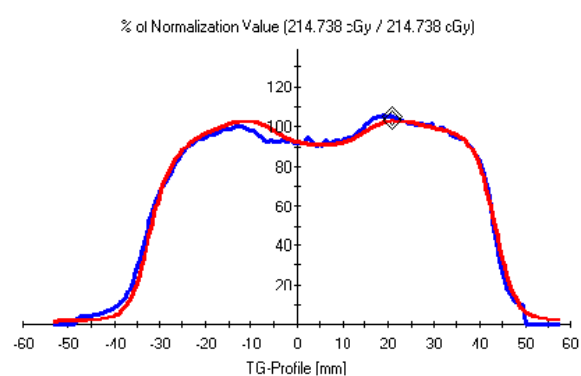
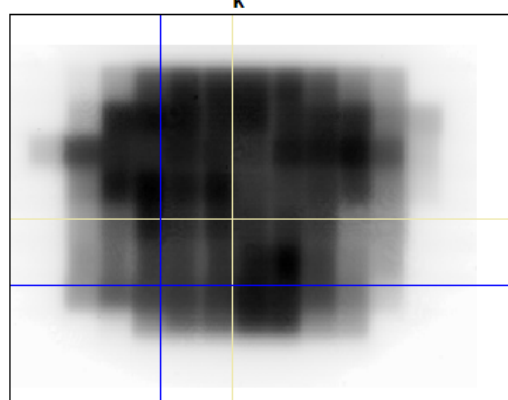
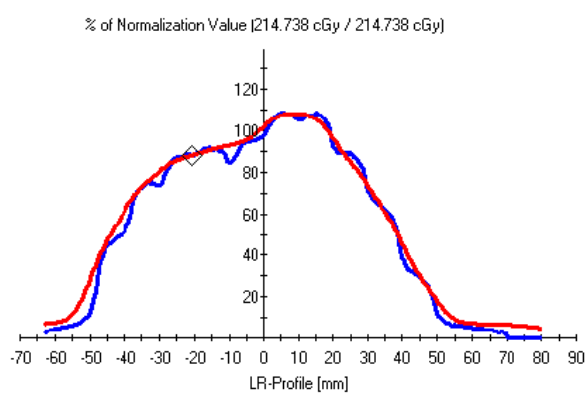
Şekil 4-37 alanlı prostat IMRT planının alan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile dozimetrik mukayesesi. a) gamma faktör haritası, b) Gafchromic EBT ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, e,i,n) Gafchromic EBT ile ölçülen akı haritası, g,k,r) TPS ile hesaplanan akı haritası, f) merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, h) merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, j) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, m) merkezden 2 cm yukarıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, p) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, s) merkezden 2cm aşağıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması. Kırmızı renkli profiller TPS, mavi renkli profiller ise Gafchromic EBT film sonuçlarını göstermektedir

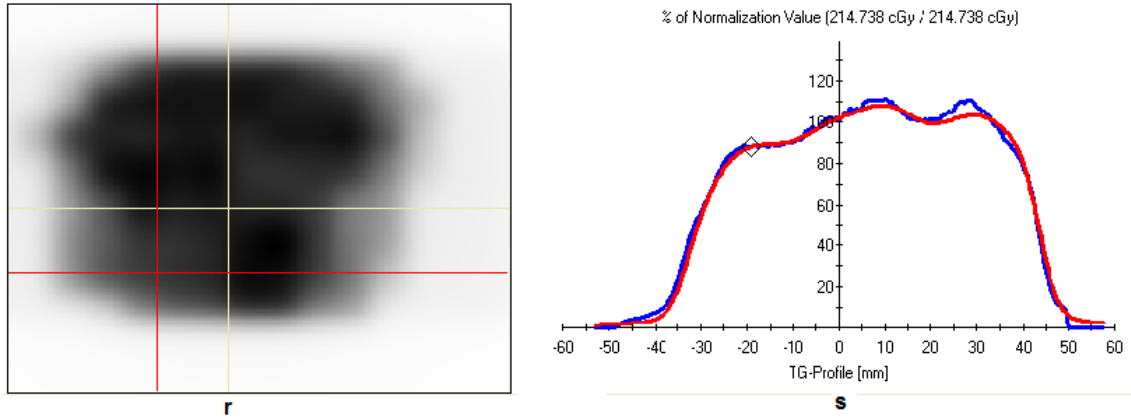
HASTA4(Beyin):

4 nolu beyin IMRT planının alan ilişki yöntemine göre gamma indeks haritaları şekil 4.4.a., 5 cm derinlikte EBT film ile ölçülen koronal izodozu şekil 4.4.b., izodozların mukayesesi şekil 4.4.c., TPS’de hesaplanan koronal izodoz şekil 4.4.d., EBT film ile ölçülen akı haritaları şekil 4.4.e,i,n., TPS ile hesaplanan akı haritası şekil

4.4.g,k,r., merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.4.f., merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.4.h., merkezden 2 cm sağ ve sol X eksenli profillerinin karşılaştırılması şekil 4.4.j.p., merkezden 2 cm üst ve alt Y eksenli profillerinin karşılaştırılması şekil 4.4.m.s.,'de gösterilmektedir.



**g****h****i****j****k****m****n****p**



Şekil 4-45 alanlı beyin IMRT planının alan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile dozimetrik mukayesesi. a) gamma faktör haritası, b) Gafchromic EBT ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, e,i,n) Gafchromic EBT ile ölçülen akı haritası, g,k,r) TPS ile hesaplanan akı haritası, f) merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, h) merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, j) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, m) merkezden 2 cm yukarıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, p) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, s) merkezden 2cm aşağıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması. Kırmızı renkli profiller TPS, mavi renkli profiller ise Gafchromic EBT film sonuçlarını göstermektedir.

4.6. Plan ilişki yöntemine göre IMRT planlarının Gafchromic EBT film ölçüm sonuçları

Silindirik IMRT fantomunda Gafchromic EBT film ile ölçülen merkezi transvers kesitteki akı haritaları TPS’de hesaplanan akı haritalarıyla karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminde $\delta(\text{gamma})$ indeks değerlendirmesinde kullanılan DTA ve %doz farkı(%DD) parametrelerine bağlı olarak değerlendirmeyi geçen nokta sayılarının yüzde değerleri prostat IMRT planları için tablo4.9. ve beyin IMRT planları için ise tablo4.10.’de verilmektedir.

Tablo 4-9 Prostat IMRT planları için plan ilişki yöntemine göre TPS’de hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta	3mm %3	3mm %4	3mm %5	4mm %3	4mm %4	4mm %5
Hasta 1	73,4	78,6	84,6	81,2	86,1	90,5
Hasta 2	63,2	69,1	74,4	69,4	74,5	81,8
Hasta 3	56,9	60,5	64,6	66,8	70,6	74,9
Hasta 4	70,3	78,1	83,3	77,9	84,6	88,6
Hasta 5	81,9	88,3	92,3	89,7	94,6	97,3
Hasta 6	66,3	72,6	78,5	71,5	77,4	83,1
Hasta 7	75,9	83,6	88,8	83,9	90,6	94,2
Hasta 8	86,2	90,6	93,8	89,5	93,3	95,5
Hasta 9	81,7	86,2	89,5	87,3	90,8	93,1
Hasta 10	60,7	68,5	75,6	68,7	75,2	81,4
Hasta 11	62,4	69,7	76,4	69,6	75,9	83,8
Hasta 12	77,6	83,5	88,8	84,7	89,5	94,2
Hasta 13	71,1	80,2	86,7	77,6	85,6	90,7
Hasta 14	77,1	83,7	87,9	82,6	88,3	91,7
Hasta 15	73,2	79,3	85,2	80,1	85,5	90,6
ortalama	71,8	78,2	83,4	78,7	84,2	88,8

Tablo 4-10 Beyin IMRT planları için plan ilişki yöntemine göre TPS’de hesaplanan ve Gafchromic EBT film ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

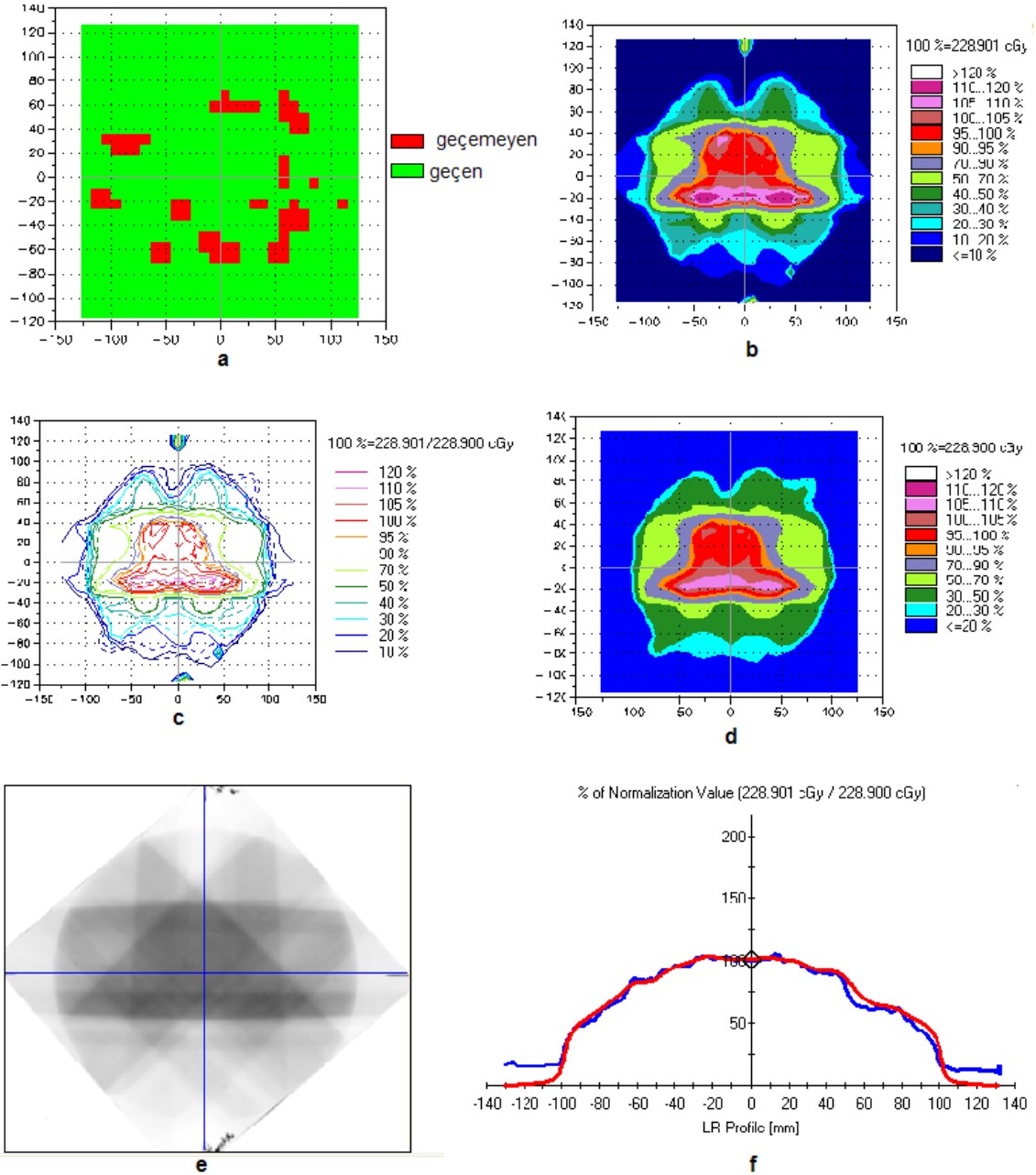
Hasta	3mm %3	3mm %4	3mm %5	4mm %3	4mm %4	4mm %5
Hasta 1	73,4	80,3	84,6	81,1	86,1	90,5
Hasta 2	63,2	69,1	73,4	69,4	74,3	79,2
Hasta 3	79,1	82,6	84,7	85,3	88,3	90,1
Hasta 4	69,2	77,2	82,8	75,7	82,2	86,6
Hasta 5	72,5	82,9	89,5	77,7	87,4	93,4
Hasta 6	70,7	79,6	85,3	80,1	83,9	90,7
Hasta 7	76,3	82,2	86,9	82,5	87,8	91,7
Hasta 8	79,1	84,6	87,3	84,5	88,9	91,7
Hasta 9	73,2	79,5	87,7	73,7	84,4	91,4
Hasta 10	75,9	82,8	87,5	82,7	87,2	90,9
Hasta 11	79,3	87,2	91,7	86,8	92,6	96,2
Hasta 12	71,4	77,5	82,0	79,4	84,5	88,1
Hasta 13	76,9	79,8	82,8	81,9	84,5	87,6
Hasta 14	65,6	71,9	77,3	71,4	77,8	84,6
Hasta 15	72,8	80,3	84,2	76,4	84,9	88,7
ortalama	73,2	79,8	84,5	79,2	84,9	89,4

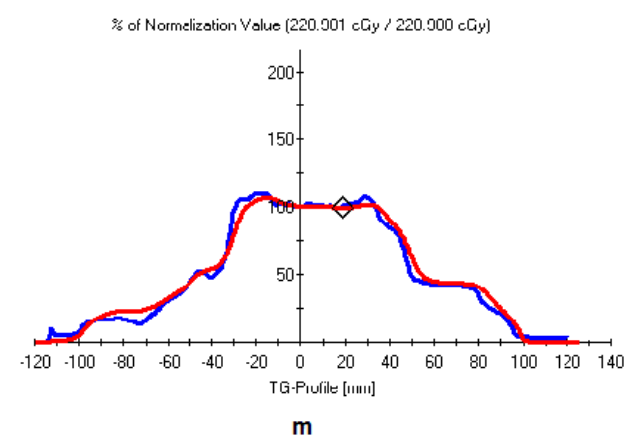
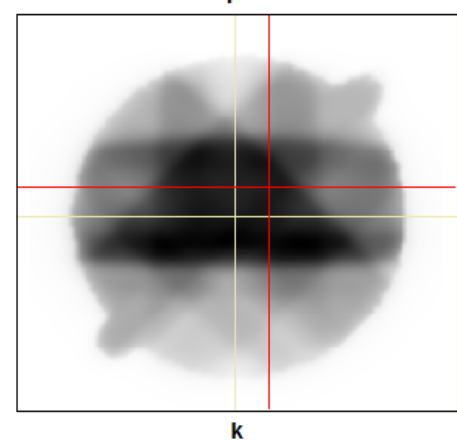
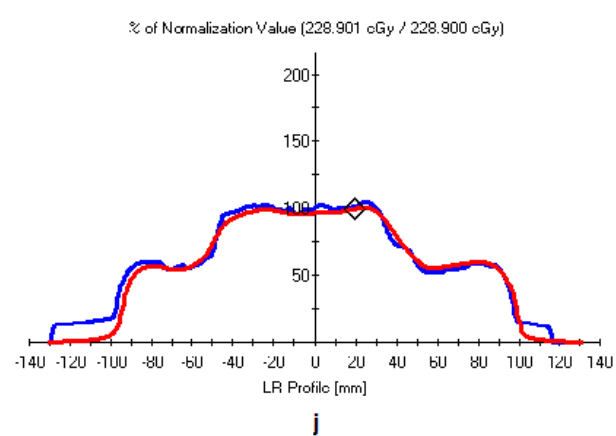
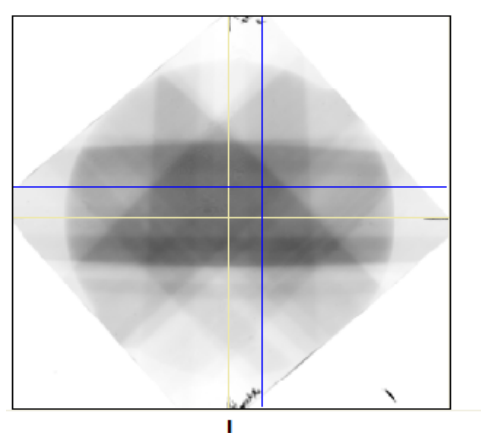
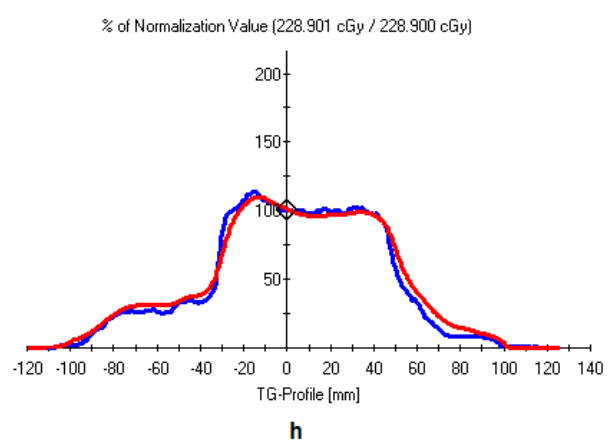
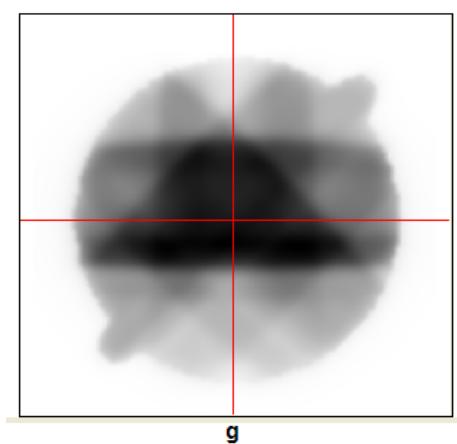
4.7. IMRT planlarının plan ilişki yöntemine göre Gafchromic EBT film ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan akı haritaları ve doz profillerinin karşılaştırılması:

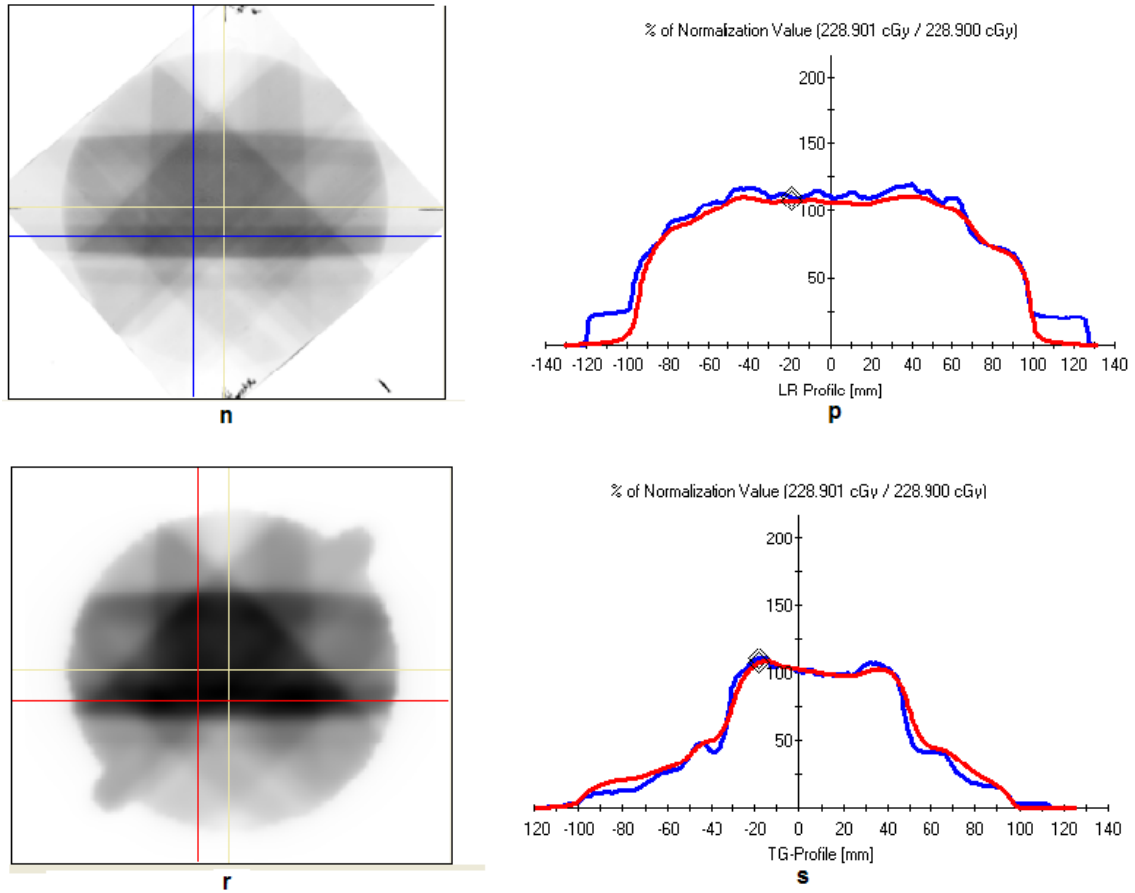
Hasta10(Prostat):

7 alanlı 10 numaralı prostat IMRT planının plan ilişki yöntemine göre, 3mm/ %3 için gamma indeks haritaları şekil4.5.a, Gafchromic EBT film ile ölçülen izodoz şekil 4.5.b., izodozların mukayesesi şekil4.5.c., TPS’de hesaplanan transvers izodoz şekil4.5.d., ölçülen akı haritaları şekil4.5.e,1,n., TPS ile hesaplanan akı haritası şekil4.5.g,k,r., merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.5.f., merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.5.h., merkezden 2 cm

solda X eksenî doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.5.j., merkezden 2 cm yukarıda Y eksenî doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.5.m., merkezden 2 cm solda X eksenî doz profillerinin karşılaştırılması şekil4.5.p, merkezden 2cm aşağıda Y eksenî doz profillerinin karşılaştırılması ise şekil4.5.s.'de gösterilmektedir.





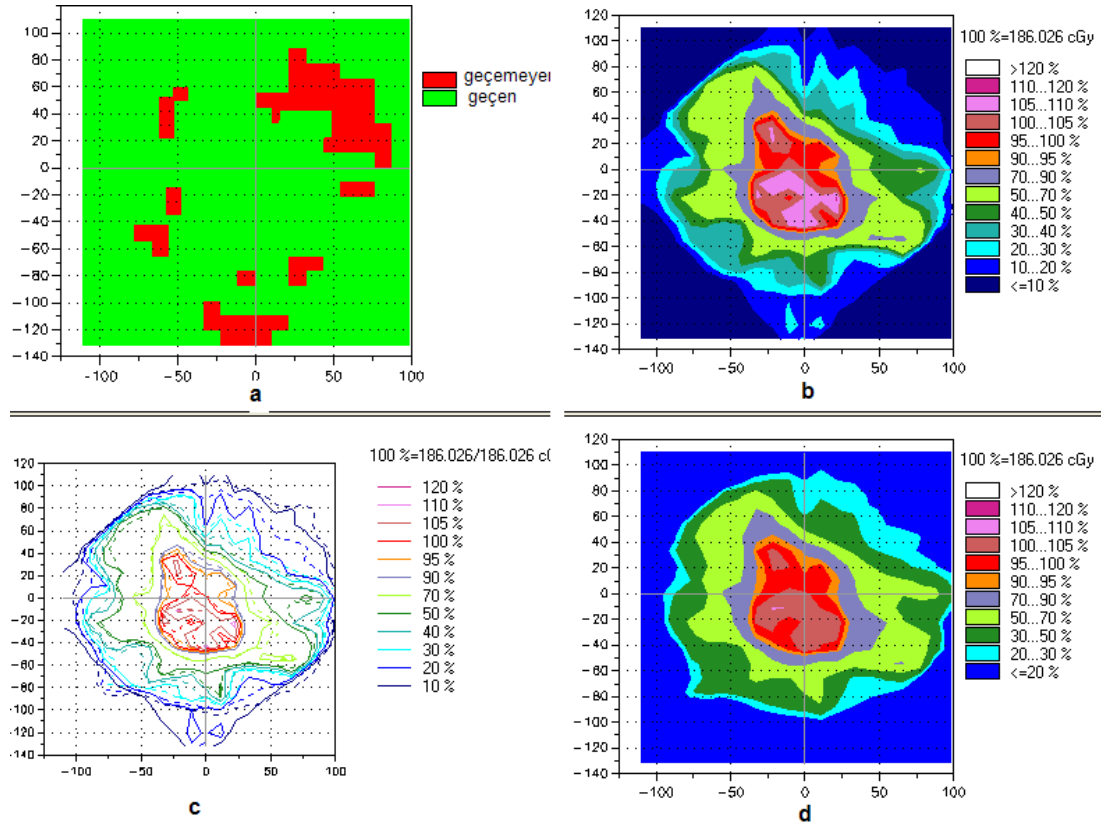


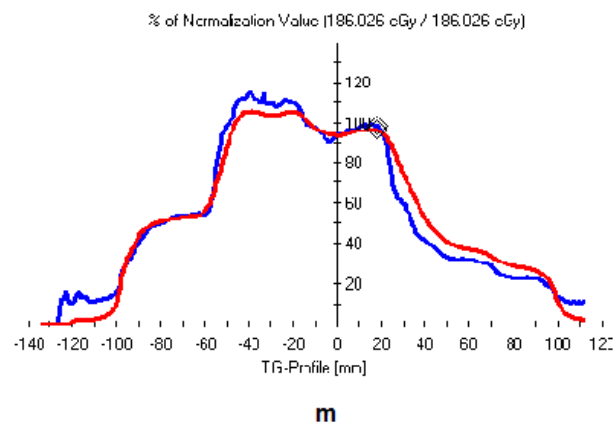
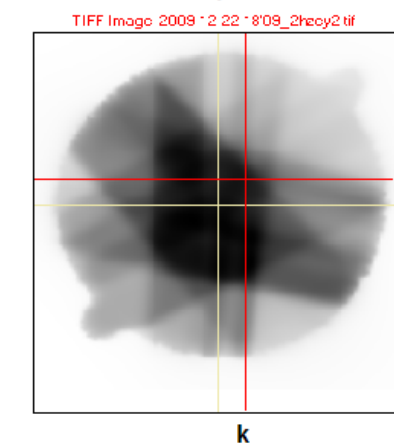
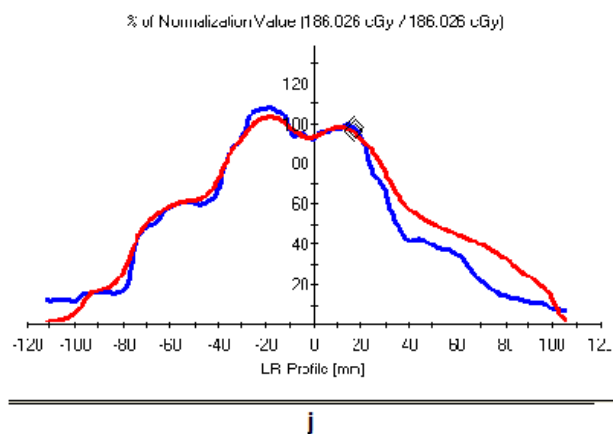
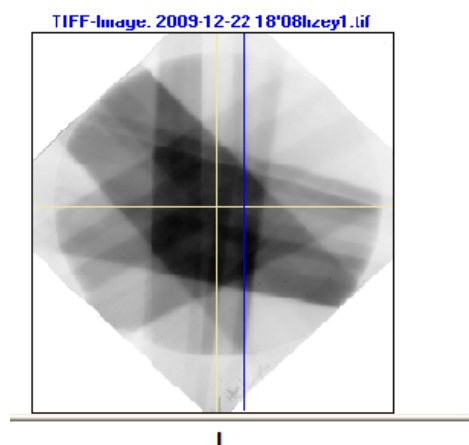
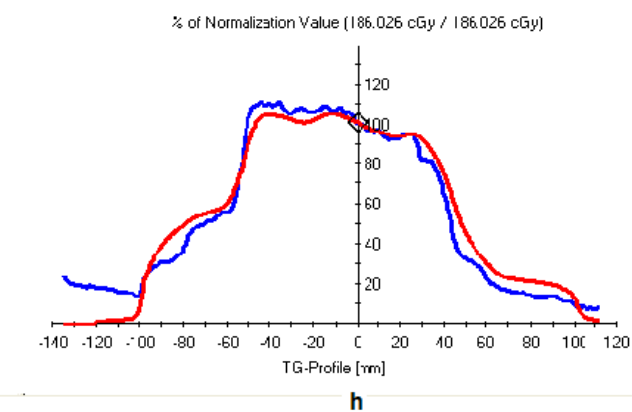
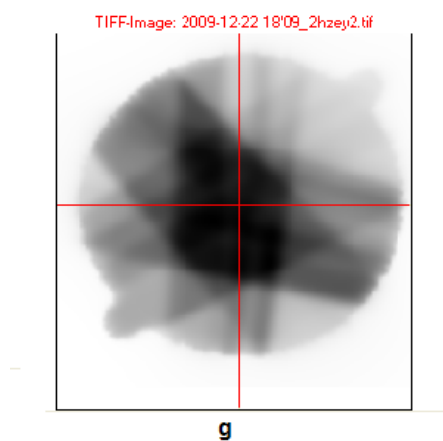
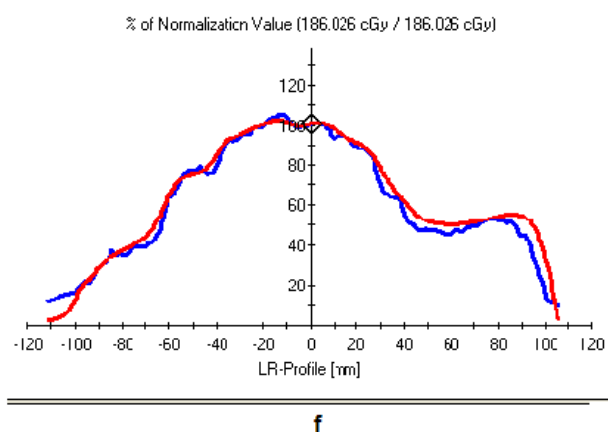
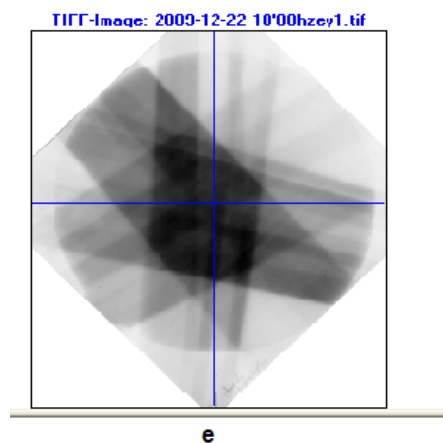
Şekil 4-5 7 alanlı prostat IMRT planının plan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile silindirik fantomda dozimetrik mukayesesi. a) gamma faktör haritası, b) Gafchromic EBT ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, e,i,n) EBT film ile ölçülen akı haritası, g,k,r) TPS ile hesaplanan akı haritası, f) merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, h) merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, j) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, m) merkezden 2 cm yukarıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, p) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, s) merkezden 2cm aşağıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması. Kırmızı renkli profiller TPS, mavi renkli profiller ise Gafchromic EBT film sonuçlarını göstermektedir.

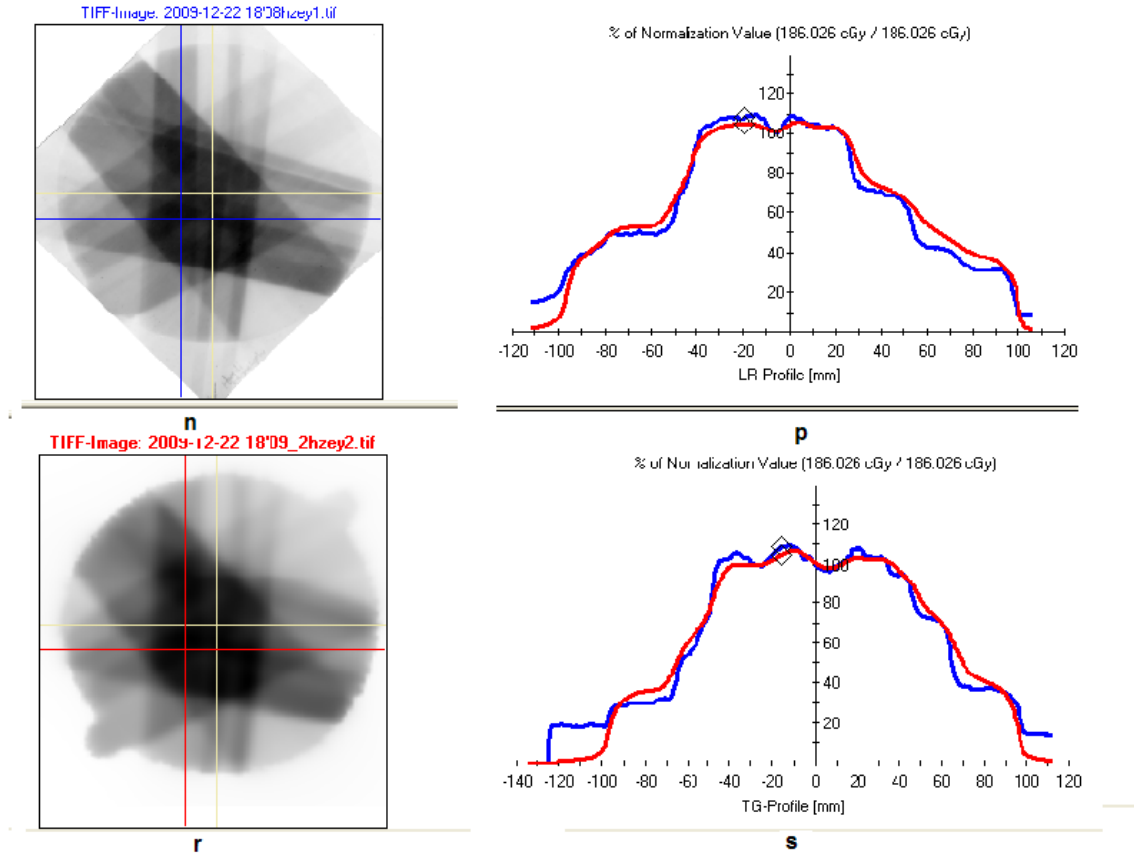
HASTA4(Beyin):

5 alanlı 4 numaralı beyin IMRT planının plan ilişki yöntemine göre, 3mm/ %3 için gamma indeks haritaları şekil 4.6.a, TPS’de hesaplanan transvers izodoz şekil 4.6.b., izodozların mukayesesi şekil 4.6.c., Gafchromic EBT film ile ölçülen izodoz şekil 4.6.d., ölçülen akı haritaları şekil 4.6.e,i,n., TPS ile hesaplanan akı haritası şekil

4.6.g,k,r., merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.6.f., merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.6.h., merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.6.j., merkezden 2 cm yukarıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.6.m., merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması şekil 4.6.p, merkezden 2cm aşağıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması ise şekil 4.6.s.'de gösterilmektedir.







Şekil 4-65 alanlı beyin IMRT planının plan ilişki metoduna göre Gafchromic EBT film ile silindirik fantomda dozimetrik mukayesesi. a) gamma faktör haritası, b) Gafchromic EBT ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, e,i,n) EBT film ile ölçülen akı haritası, g,k,r) TPS ile hesaplanan akı haritası, f) merkezi X eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, h) merkezi Y eksenindeki doz profillerinin karşılaştırılması, j) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, m) merkezden 2 cm yukarıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, p) merkezden 2 cm solda X eksenini doz profillerinin karşılaştırılması, s) merkezden 2cm aşağıda Y eksenini doz profillerinin karşılaştırılması. Kırmızı renkli profiller TPS, mavi renkli profiller ise Gafchromic EBT film sonuçlarını göstermektedir

4.8. Prostat IMRT planlarının 0.125 cc semifleks ve 0.6 cc iyon odası ile merkezi doz ölçüm sonuçları:

0.125 cc ve 0.6 cc iyon odasıyla ölçülen cGy cinsinden merkezi dozlar ve ölçülen bu noktalarda TPS ile hesaplanan dozlar arasındaki yüzde farklar prostat IMRT planları için tablo 4.11., beyin IMRT planları için ise tablo 4.12.'de verilmektedir.

Tablo 4-11 Prostat IMRT planlarının 0.125 cc semifleks ve 0.6 cc iyon odası ile merkezi doz ölçüm sonuçları

Hasta no	TPS	0.6cc i.o.	TPS - 0.6cc i.o. % fark	0.125cc i.o.	TPS - 0.125cc i.o. % fark
Hasta 1	328,58	326,61	0,60	327,59	0,30
Hasta 2	289,90	282,56	2,60	281,18	3,10
Hasta 3	283,60	277,45	2,20	282,17	0,35
Hasta 4	310,48	311,97	0,48	309,90	0,18
Hasta 5	337,61	345,01	2,20	342,23	1,37
Hasta 6	335,31	332,29	0,90	334,64	0,20
Hasta 7	382,42	383,95	0,40	385,41	0,78
Hasta 8	345,79	336,93	2,60	344,51	0,37
Hasta 9	333,19	333,09	0,03	333,25	0,02
Hasta 10	368,88	364,82	1,11	365,04	1,05
Hasta 11	330,02	321,72	2,57	322,50	2,30
Hasta 12	324,51	323,20	0,40	329,35	1,50
Hasta 13	312,20	313,20	0,30	311,98	0,07
Hasta 14	336,48	334,62	0,58	342,87	1,89
Hasta 15	349,28	347,90	0,38	345,14	1,19
Hasta 16	341,22	331,80	2,80	336,54	1,38
Hasta 17	294,42	288,08	2,20	292,36	0,70
Hasta 18	283,70	284,80	0,38	289,50	2,00
Hasta 19	373,51	378,74	1,40	375,38	0,49
Hasta 20	271,90	262,19	3,70	268,50	1,26
Hasta 21	311,41	310,43	0,32	305,83	1,82
Hasta 22	356,59	352,48	1,60	253,15	1,35

Hasta 23	347,70	335,09	3,76	345, 09	0,75
Hasta 24	318,91	320,50	0,49	320,82	0,59
Hasta 25	343,28	348,08	1,39	336,11	2,13
Hasta 26	379,72	378,58	0,30	375,50	1,12
Hasta 27	319,60	325,99	2,00	313,26	2,02
Hasta 28	335,62	330,42	1,57	336,96	0,40
Hasta 29	305,22	298,70	2,18	308,68	1,13
Hasta 30	316,31	318,21	0,60	318,12	0,57
Ortalama	1,4			1,08	
Std. sapma	1,07			0,76	

Tablo 4-12 Beyin IMRT planlarının 0.125 cc semifleks ve 0.6 cc iyon odası ile merkezi doz ölçüm sonuçları

Hasta no	TPS	0.6cc i.o.	TPS - 0.6cc i.o. % fark	0.125cc i.o.	TPS - 0.125cc i.o. % fark
Hasta 1	226,4	234,21	3,40	231,30	2,16
Hasta 2	215,2	217,39	1,01	217,45	1,04
Hasta 3	226,5	230,60	1,80	228,73	0,98
Hasta 4	231,9	233,92	0,80	232,40	0,21
Hasta 5	222,7	219,8	1,30	219,98	1,22
Hasta 6	212,9	210,05	1,35	213,30	0,18
Hasta 7	240,1	242,75	1,10	242,80	1,10
Hasta 8	240,0	238,98	0,40	237,36	1,10
Hasta 9	231,8	235,76	2,06	234,05	0,94
Hasta 10	228,5	222,56	2,60	228,93	0,19
Hasta 11	257,0	258,94	0,70	259,40	0,93
Hasta 12	217,4	216,74	0,30	219,57	0,99
Hasta 13	250,6	258,20	3,03	252,17	0,60
Hasta 14	234,0	237,20	1,36	237,80	1,60
Hasta 15	221,9	223,68	0,80	223,50	0,70
Ortalama	1.46			0,93	
Std. sapma	0.93			0,52	

4.9. TLD Ölçüm Sonuçları:

Prostat IMRT planları için TLD ile ölçülen cGy cinsinden dozlar ve ölçülen bu değerlerin TPS’de hesaplanan dozlar arasındaki yüzde farklar merkez için tablo4.13., X eksenini için tablo 4.14. ve Y eksenini için ise tablo 4.15.’de verilmektedir.

Tablo 4-13 Prostat IMRT planları için merkezi dozun TLD ölçüm değerleri(cGy)

Hasta	TPS	TLD	% fark
Hasta3	283,6	272,8	3,8
Hasta4	310,4	299,6	3,5
Hasta5	337,6	329,1	2,5
Hasta8	345,8	334,8	3,2
Hasta10	368,8	372,2	0,9
Hasta11	330,0	317,9	3,6
Hasta14	336,5	349,15	3,7
Hasta15	349,3	35,7	0,4
ortalama	332,75	328,28	2,7

Tablo 4-14 Prostat IMRT planları için X eksenı boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değeri(cGy)

Hasta	TPS + 2cm	TLD + 2cm	% fark	TPS + 4cm	TLD + 4cm	% fark	TPS - 2cm	TLD - 2cm	% fark	TPS - 4cm	TLD - 4cm	% fark
Hasta3	2878	279,6	2,8	203,3	198,0	2,6	290,5	279,7	3,7	227,0	216,4	4,7
Hasta4	288,3	276,8	3,9	150,6	144,7	3,9	303,9	294,1	3,2	163,6	156,0	4,6
Hasta5	325,8	315,6	3,1	197,2	188,0	4,7	327,9	321,2	2,04	184,1	173,5	5,7
Hasta8	336,2	320,1	4,8	217,1	213,0	1,9	325,0	315,7	2,8	225,7	212,7	5,7
Hasta10	362,0	349,8	3,4	235,1	222,3	5,4	345,8	356,8	3,2	233,0	221,9	4,7
Hasta11	354,2	346,7	2,1	251,5	261,9	4,1	364,0	358,8	1,4	262,7	271,3	3,3
Hasta14	300,9	303,15	0,7	125,1	121,0	3,3	307,8	296,7	3,6	136,9	128,7	5,9
Hasta15	344,5	335,8	2,5	155,0	143,0	7,7	360,7	350,0	2,9	204,2	189,1	7,4
Ort.	324,9	315,9	2,9	191,8	186,5	4,2	328,2	321,6	2,8	204,6	196,2	5,2

Tablo 4-15 Prostat IMRT planları için Y eksenı boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değeri(cGy)

Hasta	TPS + 2cm	TLD + 2cm	% fark	TPS + 4cm	TLD + 4cm	% fark	TPS - 2cm	TLD - 2cm	% fark	TPS - 4cm	TLD - 4cm	% fark
Hasta3	303,2	290,8	4,1	247,5	259,5	4,8	278,1	270,0	2,9	233,3	221,5	5,05
Hasta4	297,6	288,3	3,1	255,9	245,8	3,9	299,6	289,5	3,4	180,0	172,3	4,3
Hasta5	337,3	326,1	3,3	286,4	275,2	3,9	342,6	331,9	3,1	312,2	306,6	1,8
Hasta8	338,7	346,0	2,1	313,2	321,8	2,7	320,9	312,0	2,8	259,3	239,6	6,9
Hasta10	374,4	359,6	3,9	284,4	300,8	5,7	351,9	346,4	1,5	172,4	160,7	6,7
Hasta11	346,0	337,6	2,4	290,9	300,4	3,2	381,4	371,1	2,77	242,8	245,2	0,9
Hasta14	325,7	334,2	2,6	268,9	285,5	6,1	337,3	327,7	2,9	23,9	28,3	,8
Hasta15	344,9	343,2	0,5	294,9	290,5	1,6	351,2	335,7	4,4	313,8	329,5	5,0
Ort.	333,5	328,2	2,75	280,3	284,9	3,98	332,8	323,0	2,97	217,2	212,9	6,08

Beyin IMRT planları için TLD ile ölçülen cGy cinsinden dozlar ve TPS’de hesaplanan dozlar arasındaki yüzde farklar merkez için tablo4.16., X eksenini için tablo 4.17. ve Y eksenini için ise tablo 4.18.’de verilmektedir.

Tablo 4-16 Beyin IMRT planları için merkezi dozun TLD ölçüm değerleri(cGy)

Hasta	TPS	TLD	% fark
Hasta1	226,4	234,3	3,5
Hasta2	215,2	207,5	3,5
Hasta3	226,5	223,9	1,1
Hasta4	231,9	223,8	3,5
Hasta5	222,7	214,6	3,6
Hasta7	240,1	246,7	2,7
Hasta9	231,8	224,4	3,2
ortalama	227,8	225,02	3,01

Tablo 4-17 Beyin IMRT planları için X eksenini boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değerleri(cGy)

Hasta	TPS + 2cm	TLD + 2cm	% fark	TPS + 4cm	TLD + 4cm	% fark	TPS - 2cm	TLD - 2cm	% fark	TPS - 4cm	TLD - 4cm	% fark
Hasta1	218,2	223,9	2,6	54,8	63,0	14,9	225,3	217,8	3,3	55,2	46,3	16,0
Hasta2	212,3	207,1	2,4	191,5	185,0	3,4	222,6	219,5	1,4	218,1	209,5	3,9
Hasta3	209,5	203,7	2,7	40,8	35,0	14,2	215,7	214,9	0,4	47,8	41,2	14,0
Hasta4	214,2	202,9	5,3	125,1	120,7	3,5	235,8	225,3	4,5	147,0	140,4	4,5
Hasta5	217,8	211,7	2,8	203,6	197,0	3,2	219,9	226,5	3,0	212,1	215,5	1,6
Hasta7	237,0	231,2	2,4	216,4	207,0	4,3	248,4	241,16	3,0	223,6	214,5	4,06
Hasta9	234,3	225,6	3,7	210,5	217,3	3,2	238,6	232,1	2,7	213,6	202,9	5,0
Ort.	220,5	215,2	3,1	148,9	146,4	6,6	229,4	225,3	2,6	159,6	152,9	7,0

Tablo 4-18 Beyin IMRT planları için Y eksenı boyunca farklı mesafelerde alınan TLD ölçüm değeri(cGy)

Hasta	TPS + 2cm	TLD + 2cm	% fark	TPS + 4cm	TLD + 4cm	% fark	TPS - 2cm	TLD - 2cm	% fark	TPS - 4cm	TLD - 4cm	% fark
Hasta1	235,2	227,5	3,3	13,3	17,0	27,0	224.6	230.7	2,7	13,8	17,6	27,0
Hasta2	211,5	200,6	5,1	163,2	156,1	4,3	215.6	208.4	3,3	188,3	190,2	1,0
Hasta3	215,1	221,3	2,9	40,5	47,8	18,0	207	212.2	2,5	46,0	50,1	8,9
Hasta4	230,5	226,2	1,8	205,0	211,2	3,	235.7	228.6	3,0	11,9	14,0	17,0
Hasta5	215,7	221,6	2,7	216,7	215,4	0,6	227.2	235.3	3,5	190,4	182,4	4,2
Hasta7	241,1	232,27	3,6	175,9	168,8	4,0	237.3	227.7	4,0	169,4	160,2	5,4
Hasta9	230,9	238,28	3,2	227,6	236,4	3,8	244.8	238.1	2,7	229,3	219,4	4,3
Ort.	225,7	223,9	3,2	148,8	150,4	8,6	227.4	225.8	3,1	121,3	119,1	9,6

5. TARTIŞMA

Bu çalışma kliniğimizde bulunan Siemens Oncor Lineer hızlandırıcıda tedaviye alacağımız IMRT hastalarının TPS'de hesaplanan tedavi doz dağılımlarının doğrulanmasında farklı dozimetrik yöntemleri araştırmak ve kıyaslamak; doğruluk ve işlem kolaylığı açısından en efektif doğrulama yöntemini bulmak açısından yapılmıştır. Konvansiyonel ve konformal tedavinin aksine IMRT'de doz yoğunluğu liflerin hareketiyle değiştirilmekte olup yüksek integral doz oluşur. IMRT'de düzgün profilli demetler yerine lif hareketleriyle oluşturulan yoğunluğu değiştirilmiş demetler kullanılır. Ayrıca bu tedavi şeklinde konvansiyonel dozlardan daha yüksek dozlar verilebilmektedir. Bu yüzden IMRT'de tedavi öncesinde planın doğrulanması önemli olup rutin olarak yapılan lif kalite kontrolünün yanısıra her hasta planının da tedavi öncesinde doğrulanması gerekir. Tüm bu nedenlerden dolayı IMRT planlarının doğrulanmasında kullanılan teknikler ve dozimetri sistemleri birçok araştırmacı tarafından da kendi kliniklerinde bulunan farklı linak ve dozimetri ekipmanları ile araştırılmıştır.

Tipik olarak bir IMRT QA işlemi referans noktaya verilen absolute dozun ve düzlemsel izodoz dağılımının doğrulanması olmak üzere iki kısımdan oluşur. AAPM radyasyon tedavisi komitesi 2003 yılında yayınladığı raporda birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlara sahip olan iki doğrulama yöntemini IMRT planları için önermektedir. Bunlar alan ilişki ve plan ilişki yöntemleridir. Alan ilişki yönteminde planda kullanılan tüm ışınların gantri açıları sıfır derecede iken, plan ilişki yönteminde ise plandaki tüm ışınlar kendi gantri açılarındayken ışınlama yapılarak doğrulama işlemi gerçekleştirilir. Alan ilişkisi yöntemi tüm planı yansıtmamasına rağmen bazı avantajları vardır. Bu yöntemde eğer planda bir sorun varsa sorunun nereden kaynaklandığı hemen bulunabilir. Diğer doğrulama yöntemi olan plan ilişkisi yönteminde ise doğrulamada uyumsuzluk olma durumunda sorunun kaynağını bulmak zordur [1].

Bu çalışmada her iki doğrulama yöntemi farklı dozimetrik metotlar kullanılarak gerçekleştirildi. Hastaların TPS'de hesaplanan iki boyutlu doz dağılımlarının değerlendirilmesinde plan ilişki yöntemine göre 2D array ve EBT Gafchromic film, plan ilişki yöntemine göre ise EBT Gafchromic film kullanıldı. Nokta doz ölçümleri için, iki farklı hacime sahip olan 0.6 cc ve 0.125 cc iyon odası ve TLD kullanıldı. Tüm

ölçüm değerleri, TPS tarafından hesaplanan değerlerle mukayese edildi ve % farklar bulundu.

5.1. TPS ile 2D Array ölçüm sonuçlarının kıyaslanması:

Çalışmamızda 2D array ile 30 prostat ve 15 beyin hastası için 5 cm derinlikte koronal kesitteki doz dağılımları elde edilip bu dozlar izomerkezdeki doza normalize edildi. Array ile elde edilen ölçüm sonuçları CMS XIO tedavi planlama bilgisayarı tarafından hesaplanan doz dağılımlarıyla Verisoft yazılım programı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmada Verisoft programında bulunan δ indeks yöntemi kullanılıp, % doz farkı(DD) ve uyum içindeki noktalar arasındaki mesafe(DTA)'nin değişimine bağlı olarak δ indeks değerlendirmesinde, değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde olarak değerleri bulundu.

2D array (seven 29) ile elde edilen doz dağılımlarının TPS ile hesaplanan dağılımla karşılaştırılmasında δ indeks yöntemi kullanıldığında 2mm DTA ve %2 DD(2mm/%2)'dan başlanarak 4mm DTA ve %4 DD'a(4mm/%4) kadar DTA ve DD değerleri artırılarak bu artışa bağlı değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde değerleri bulundu. 30 prostat hastası için bu noktaların ortalaması; 2mm/%2 için %78.74, 2mm/%3 için %83,3, 3mm/%2 için %90,5, 3mm/%3 için %94,2, 3mm/%4 için %95,8 ve 4mm/%4 için %97,7 olarak bulunmuştur. δ değerlendirmesini geçen noktaların %'sine bakıldığında 2D seven 29 ile yapılan ölçümler TPS ile uyumlu sonuçlar vermiştir.

Prostat hastaları için 2D array ile Gafchromic EBT film ile ölçülen doz doz dağılımları karşılaştırıldığında ise δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi; 2mm/%2 için % 93,73, 2mm/%3 için %95,44, 3mm/% 2 için %97,8, 3mm/%3 için %99,01, 3mm/%4 için %99,47 ve 4mm/%4 için %99,67 olarak bulunmuştur.

Beyin hastaları için için 2D array ile ölçülen ve TPS ile hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmasında ise δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi; 2mm/%2 için % 81,2, 2mm/%3 için %86,9, 3mm/%2 için %92,7, 3mm/%3 için %96,8, 3mm/%4 için %97,8 ve 4mm/%4 için %99,2 olarak bulunmuştur. δ değerlendirmesini geçen noktaların %'sine bakıldığında 2D seven 29 ile yapılan ölçümler TPS ile uyumlu sonuçlar vermiştir.

Beyin hastaları için 2D array ile Gafchromic EBT film doz dağılımları karşılaştırıldığında ise δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi; 2mm/%2 için % 92,73, 2mm/%3 için %94,03, 3mm/%2 için %98,51, 3mm/%3 için %99,23, 3mm/%4 için %99,52ve 4mm/%4 için %99,8 olarak bulunmuştur.

Standart dozimetrik sistemlere alternatif olan 2D dedektör sistemlerinden seven 29 dozimetri sisteminin bazı özellikleri (duyarlılığı, lineeritesi, tekrar kullanılabilirliği, vs) Spezi tarafından araştırılmıştır. Bu dedektör sistemi 0-500 MU arasında lineer olarak bulunmuş olup output faktörleri pinpoint iyon odası ile ölçülen değerlerle çok yakın olarak bulunmuştur. Çalışmalarında iyon odası olarak 0.015 cc pinpoint iyon odası kullanılmış olup, bu iyon odası ve 2D array output ölçümleri arasında maksimum fark %0.4 olarak bulunmuştur. Çalışmalarında ayrıca açık alan, wedgeli alan ve IMRT’de kullanılan yoğunluğu modüle edilmiş (IM) alanların doz profilleri de karşılaştırılmıştır. IMRT’de kullanılan alanların doz profilleri 2D array ve pin point iyon odası ile alınmış ve karşılaştırılmıştır. Array ve iyon odası profilleri birbirleriyle uyumlu bulunmuş olup aralarındaki en büyük fark dozun maksimum olduğu bölgelerde olduğu ve bu farkın %3 ile%5 arasında değiştiği gözlenmiştir[7].

Poppe ve ark., 2-D array seven 29 ile yaptıkları çalışmada step and shoot IMRT tekniği kullanarak oluşturulan IMRT planlarının doz dağılımlarını 2D array ile ölçüp TPS’nin hesapladığı dağılımlarla karşılaştırmışlardır. Karşılaştırmayı profiller bazında gerçekleştirip özellikle yüksek doz gradyentinin olduğu bölgelerde ölçülen doz profilinin hesaplanandan sapma gösterdiğini bulmuşlardır. Bu yüzden çalışmalarının sonucunda yüksek doz grandyentinden dolayı daha önceden Low ve ark. [29] tarafından önerilen δ indeks metodunun (DTA, %DD), IMRT planlarının karşılaştırılmasında kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır [36]. Biz de çalışmamızda 2D array ve TPS’de hesaplanan profilleri karşılaştırdığımızda dozun en yüksek olduğu noktalarda farkın en büyük olduğunu ve bu farkın %3 ile % 4 arasında değiştiğini gözlemledik.

Wiezorek ve ark. çalışmalarında Mapcheck diyot sistemi, IMRT QA sintilasyon dedektör ve 2D array seven 29 ile elde ettikleri sonucu Konrad TPS sisteminde hesaplanan değerlerle ve radyografik EDR, radyokromik MD55 filmle ölçülen değerlerle karşılaştırmışlardır. Step and shoot(statik IMRT) tekniği kullanılarak oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasını Siemens OCS linakta alan ilişki yöntemine göre yapmışlardır. Bu üç 2D dedektörle elde ettikleri dozların TPS de

hesaplanan dozlara göre sapması dozun çok hızlı değiştiği bölgelerde bile %5'i geçmemiştir. Doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks yöntemi yerine profil modunu kullanıp 3 adet 2D array ve EDR2 filmle ölçülen ve TPS'de hesaplanan doz profillerini karşılaştırmışlardır. EDR2 hariç 3 adet array ile ölçülen doz profillerinin birbirleriyle çok iyi uyum içinde olduğunu bulmuşlardır [1].

Yine IMRT'de iki boyutlu doz dağılımlarını ölçülmesinde kullanılan dozimetri matrikslerinden biri olan MapCheck diyot array, Letourna ve ark. [3] tarafından çalışılmıştır. MapCheck diyot array 22x22'lik bir alana yayılmış 445 tane n tipi diyottan oluşan matriks şeklindedir. Bu çalışmada 2D diyot array cevabının 295 cGy'e kadar lineer olup bu diyotla bulunan ölçüm sonuçlarının pinpoint iyon odası, film dozimetrisinin ölçüm sonuçlarıyla ve TPS'nin hesap sonuçlarıyla %3 uyum içinde bulunmuştur. Sadece doz değişiminin çok yüksek olduğu penumbra bölgesinde hesaplanan değerlerin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. MapCheck IMRT doğrulaması için ise baş boyun planları için değerlendirilmiştir. Doz haritalarının karşılaştırılmasında δ indeks yöntemi kullanılmış olup bu değerlendirmedeki doz farkı (DD) ve DTA parametreleri değiştirilerek, değerlendirmeyi geçen noktaların yüzdeleri hesaplanmıştır. Pinnacle tedavi planlama sisteminin hesapladığı ve MapCheck diyot matriksinin ölçtüğü doz dağılımları karşılaştırıldığında; DTA ve DD sırasıyla 2mm/%3, 1mm/%5 ve 1mm/%3 iken değerlendirmeyi geçen noktaların yüzdesi sırasıyla %96.4, %90 ve %83.4 olarak bulunmuştur.

Parminder ve ark. [37], farklı gruplardan oluşan 115 hastanın IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasını MapCheck diyot array ile yapmışlardır. Çalışmada step and shoot IMRT tekniği kullanılmış olup ışınlamalar Siemens Primus ve Elekta Synergy linaklarında yapılmıştır. MapCheck ile elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks yöntemi kullanılmıştır. 3mm DTA ve %3 DD için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde olarak değerini baş-boyun hastaları için %88, diğer hasta planları için ise %95 olarak bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda 3mm/%3 için δ (gamma) değerlendirmesini geçen noktaların yüzde değerleri prostat IMRT planları için %94,2, beyin hastaları için ise %96.34 olarak bulunmuş olup elde edilen sonuçlar Parminder ve ark.'nın[37] sonuçlarıyla uyumlu çıkmıştır. 2D array ile gamma değerlendirmesine göre bulduğumuz karşılaştırma sonuçları yukarıda bahsedilen Mapcheck ile yapılan diyot matriks

sonuçlarıyla uyumludur. 2D array (seven 29) ile gamma değerlendirmesine literatürde rastlanmadığından Mapcheck ile yapılan çalışmalarla karşılaştırıldı. Literatürde Mei ve ark. 2D array ile gamma değerlendirmesine 3mm/%3 için bakmışlar ve sadece alan kenarlarındaki bölgelerin değerlendirmeyi geçemediğini bildirmişlerdir [38]. Bizim çalışmamızda da δ (gamma) değerlendirmesini geçemeyen noktalar alan kenarında ve alan dışındaki bölgelerde bulunmaktadır.

Çalışmamızda beyin ve prostat hastaları için değerlendirmeyi geçen nokta sayılarına bakıldığında prostat hastaları için bu değer biraz daha düşük bulunmuştur. Çünkü prostat hastalarında daha fazla segment (alt alan) kullanılmıştır. En küçük segment boyutu tüm planlar için $2 \times 2 \text{ cm}^2$ seçilmiş olmakla birlikte segment sayısı arttıkça hesaplanan doz dağılımının ölçülenden sapma gösterdiği gözlenmiştir. Sawchuk ve ark.'ları da çalışmalarında hasta IMRT planlarını fazla ve az sayıda segmente sahip olacak şekilde planlayıp, bu iki grubu IMRT dozimetrik doğrulanması açısından karşılaştırmışlardır. Mapcheck diyot matriksi ve film kullanarak IMRT doz dağılımlarını doğruladıklarında daha az segment ve segment başına daha büyük monitor unit (MU) değerine sahip olan IMRT planlarının dozimetrik doğruluğunun, çok sayıda segment ve segment başına daha küçük MU değerine sahip olan IMRT planlarından daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Çünkü segment sayısı arttıkça küçük alanların ölçülen ve hesaplanan penumbralarındaki farklar üst üste gelip hesaplanan ve ölçülen IMRT akı haritaları arasındaki farkı arttırmaktadır [39].

5.2. TPS ile Gafchromic EBT Film sonuçlarının kıyaslanması:

Gafchromic EBT film ile alan ilişki ve plan ilişki IMRT doğrulama yöntemi olmak üzere iki şekilde hasta planlarının doz dağılımları elde edildi.

Alan ilişki IMRT doğrulama yöntemine göre 15 prostat hastası için EBT filmi ve TPS karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi ortalama olarak; 2mm/%2 için % 61,68, 2mm/%3 için %66,75, 3mm/%2 için %75,36, 3mm/%3 için %81,48, 4mm/%3 için %87,88 ve 4mm/%4 için %92,2 olarak bulundu.

15 beyin hastası için alan ilişki doğrulama yöntemine göre EBT ve TPS karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi ise ortalama

olarak; 2mm/%2 için % 65,28, 2mm/%3 için %71,84, 3mm/%2 için %79,11, 3mm/%3 için %85,42, 4mm/%3 için %90,74 ve 4mm/%4 için %94,38 olarak bulundu.

Plan ilişki IMRT doğrulama yöntemine göre ise 15 prostat hastası için transvers kesitte EBT ve TPS karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi ortalama olarak; 3mm/%3 için %71,8, 3mm/%4 için %78,2, 3mm/%5 için %83,4, 4mm/%3 için %78,7, 4mm/%4 için %84,2 ve 4mm/%5 için %88,8 olarak bulundu.

15 beyin hastası için plan ilişki doğrulama yöntemine göre transvers kesitte EBT ve TPS karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi ortalama olarak; 3mm/%3 için % 73,2, 3mm/%4 için %79,8, 3mm/%5 için %84,5, 4mm/%3 için %79,2, 4mm/%4 için %84,9 ve 4mm/%5 için %89,4 olarak bulundu.

Gafchromic EBT filmin IMRT doz dağılımlarının doğrulanmasında kullanımı bazı araştırmacılar tarafından da araştırılmıştır.

Zeidan ve ark. [11], çalışmalarında Gafchromic EBT filmin karakterizasyonu ve IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasında kullanımını araştırmışlardır. Çalışmada Tomoterapide tedaviye alınacak 10 hastanın IMRT doz doğrulanması EBT film ile yapıp ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmasında δ indeks yöntemi kullanılmıştır. Bu karşılaştırma yöntemindeki %DD ve DTA parametrelerinin farklı değerleri için değerlendirmeyi geçen nokta sayılarını bildirmişlerdir. Daha önceki 2mm/%2, 4mm/%3 ve 3mm/%5 DD ve DTA kriterlerine 3mm/%3'üde eklemişlerdir. 10 IMRT hastası için belirli bir bölgede(ROI) değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde değerleri 2mm/%2 için %67, 3mm/%3 için %87, 4mm/%3 için %90 ve 3mm/%5 için %96 olarak bulmuşlardır.

Sandilos ve ark. [40], 51 prostat hastasının IMRT planlarının doğrulanmasını EDR-2 radyografik film ile yapmışlardır. IMRT planları Corvus tedavi planlama sisteminde 7 ışın kullanılarak step and shoot tekniğine göre Simens Primus lineer hızlandırıcısı için hazırlanmıştır. Hastaların doz dağılımlarının doğrulanması EDR-2 filmi koronal ve transvers kesite yerleştirilerek yapılmıştır. Filmle elde edilen doz dağılımları tedavi planlama sisteminin hesapladığı dağılımla karşılaştırılıp δ indeks değerlendirme yöntemindeki 3mm DTA ve %3 DD için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzdesi bulunmuştur. Bu çalışmada hastaların %60'lık izodoz hattı içinde

kalan bölgede 3mm DTA ve %3 DD için değerlendirmeyi geçen noktaların oranını %90 olarak bulmuşlardır. %60 izodoz hattının dışında kalan bölgede ise karşılaştırılan noktaların %50'sinin değerlendirmeyi geçemediği bulunmuştur. Biz de çalışmamızda step and shoot tekniğini kullanmış olmamıza rağmen 3mm/%3 kriteri için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde değerlerini daha düşük bulduk. Bunun nedeni ölçümde kullandığımız Gafchromic EBT filmin uniformitesi ve değerlendirdiğimiz bölgenin, çalışmanın %60'lık izodoz içinde kalan bölgeden farklı olarak %40'lık izodozu kapsayan bölge olması olarak açıklanabilir. Dolayısıyla alan kenarlarına yakın noktalar değerlendirmeyi geçen noktaların sayısını azaltmaktadır.

Sankar ve ark., 15 IMRT hastasının doz dağılımlarının doğrulanmasını Radyografik EDR-2 ve Gafchromik EBT film kullanarak Siemens Primus lineer hızlandırıcısında plandaki her ışın kendi gantri açısında olacak şekilde plan ilişki yöntemine göre yapmışlardır. IMRT planlarının oluşturulmasında step and shoot IMRT tekniği kullanılmıştır. Hastaların doz dağılımlarını ölçmeden önce EBT filmin doz uniformluğuna bakmışlar ve filmin uniformitesinin küçük bölgelerde %4, daha geniş bölgelerde ise %8'e kadar çıktığını gözlemlemişlerdir. IMRT planlarının doz dağılımlarının filmle ölçülen dağılımlarla karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirme yöntemini kullanıp 3mm DTA ve %3 DD için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzdesini her iki film için hesaplamışlardır. 15 hastadan sadece ikisinin EBT değerlendirme sonuçlarının EDR2 filmiyle uyumlu çıktığı, diğer 13 hasta için ise 3mm DTA ve %3 DD için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzdesini ortalama olarak %76 olarak bulmuşlardır. Hesaplanan ve EBT ile ölçülen doz dağılımları arasındaki uyumu yüksek olan hastaların bu sonucunu ise $4.5 \times 4.5 \text{ cm}^2$ gibi küçük bir ışınlama alanına sahip olmalarına bağlamışlardır. Çünkü alan büyüdükçe EBT filmin uniformitesindeki fark da artmakta ve ölçülen doz, hesaplanan dozdan farklılık göstermektedir [41]. Bizim plan ilişki yöntemine göre EBT film ile yaptığımız ölçüm sonuçları, kullandığımız IMRT tekniği aynı olduğundan bu literatürle uyumlu çıkmıştır. Bu çalışmayla aynı şekilde biz de çalışmamızda alan küçüldükçe değerlendirmeyi geçen nokta sayısının arttığını gözlemledik. Prostat IMRT planlarımız beyin IMRT planlarındaki izodozlardan daha geniş bir alana sahip olduklarından EBT film sonuçlarımız aynı değerlendirme kriterleri referans alındığında hesaplanan akı haritalarıyla daha uyumlu çıkmıştır.

Anjum ve ark., kendi kliniklerinde tedaviye aldıkları 156 IMRT hastasının doz dağılımlarının doğrulanması için Gafchromik EBT film ile Varian CL21EX lineer hızlandırıcısında alan ilişki doğrulama yöntemine göre her ışın kendi gantri açısında olacak şekilde yapmışlardır. Hasta IMRT planları Dinamik MLC tekniğine göre oluşturulmuştur. Doğrulama fantomu olarak 30x30x30'luk su eşdeğeri katı fantom kullanıp filmleri 6 cm derinliğe yerleştirilerek koronal kesitteki doz dağılımların elde etmişlerdir. EBT ile ölçülen doz dağılımları ile TPS'de hesaplanan dağılımların karşılaştırılmasında δ indeks değerlendirme yöntemini kullanıp 3mm DTA ve %3 DD için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzdesini bulmuşlardır. 3mm DTA ve %3 DD için δ değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesini %90.2 olarak bulmuşlardır. Hastaların 95'inde ise değerlendirmeyi geçen nokta sayısının %80'den fazla olduğu bulunmuştur [42]. DTA ve %DD kriterlerini arttırdıkça değerlendirmeyi geçen nokta sayısının arttığı gözlenmiştir. EBT film ile doz doğrulaması yaparken değerlendirmeyi geçemeyen %20'lik bir nokta oranını ise EBT filmin uniform olmamasını düzelten bir faktörün değerlendirme programına yansıtılamamasına [43] ve flatbed tarayıcının EBT film ile kullanımındaki problemlere bağlamışlardır [44].

Biz de çalışmamızda EBT film sonuçlarını TPS'de hesaplanan değerlerle karşılaştırdığımızda özellikle düşük doz bölgeleri olan alan kenarlarında doz dağılımları arasında %15-20'lere varan büyük farklar bulduk. Beyin hastalarının ışınlama alanları prostat ışınlama alanlarından daha küçük olduğundan değerlendirme sonuçları daha iyi çıkmıştır. Çalışmamızda plan ilişki doğrulama yöntemine göre transvers kesitte elde edilen doz dağılımlarının hesaplanan dağılımla karşılaştırılmasında %30-%40'lık izodoz hatlarını kapsayan belli bir değerlendirme bölgesi seçtik. Bizim 3mm DTA ve %3 DD için değerlendirmeyi geçen noktalarımızın yüzde değerleri Sankar ve ark.'larının çalışmalarında buldukları değerle uyumlu çıkmıştır. Değerlerimizin Anjum ve ark.'larının bulduğundan biraz daha düşük olmasının nedeni kullanılan IMRT tekniği olarak açıklanabilir. Çünkü çalışmalarında liflerin farklı hızdaki hareketiyle oluşturulan dinamik IMRT tekniğini kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda kullandığımız statik IMRT tekniğinde ise şiddeti değiştirilmiş demet, küçük alt alanların üst üste gelmesiyle oluşur. Bu yüzden küçük alan dozimetrisindeki ve özellikle küçük alanların penumbra bölgesindeki tüm belirsizlikler IMRT planlarına da yansımaktadır. Bizim bulduğumuz sonuçlar Sankar ve ark.'larının [41] elde ettikleri sonuçlarla, kullandığımız IMRT tekniği ve ölçüm yaptığımız film aynı olduğundan uyumlu çıkmıştır.

Gafchromic EBT film ile alan ilişki ve plan ilişki doğrulama yöntemine göre elde edilen sonuçlara bakıldığında, tüm ışınların gantri açıları sıfır derece olan alan ilişki yöntemine göre elde değerlendirme sonuçları plandaki her ışın kendi gantri açısında olduğu plan ilişki doğrulama yönteminden daha yüksek çıkmıştır. Depuyt ve ark. da hesaplanan ve ölçülen doz dağılımının gamma değerlendirmesine göre mukayesesi yapıldığında oblik açılı alanların varlığında uyumun azaldığını bildirmişlerdir. Demet açılarının sıfır derecede olduğu doğrulama yönteminde ölçülen ve hesaplanan akı haritaları karşılaştırılmasında 3mm/%4.5 kriteri için target içindeki doz bölgesinin çok uyumlu olduğunu, alan kenarlarında uyumsuzluğun arttığını ileri sürmüşlerdir [45]. Biz de çalışmamızda bu literatürle uyumlu olarak tüm ışınlar sıfır derecede iken olan doğrulama yönteminde hesaplanan ve ölçülen dağılımlar arasındaki uyumu daha yüksek bulduk. Ayrıca plan ilişki yönteminde oblik açılarda masa da tedavi alanına girdiğinden ve tedavi planlama sistemi masa absorpsiyonunu dikkate almadığından, ölçülen ve hesaplanan dağılımlar arasındaki fark büyümekte ve uyum azalmaktadır.

Özellikle plan ilişki yöntemine göre yani plandaki tüm ışınlar kendi gantri açılarındayken olan doğrulama yönteminde izodoz dağılımlarının gamma değerlendirmesine göre karşılaştırılmasının yapılması yanı sıra doz profillerinin de karşılaştırılması gerekmektedir. Çünkü plan ilişki yöntemine göre doğrulama yönteminde karşılaştırma için gamma değerlendirilmesi kullanıldığında, değerlendirmeyi geçen nokta sayısı EBT filmin uniformitesinden ve düşük dozlardaki uyumsuzluktan dolayı düşük olabilmektedir. Bu yüzden bu değerlendirmenin yanı sıra merkezi eksen ve merkezi eksen dışında (off axis), EBT ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan profiller de kıyaslanmalıdır. Çalışmamız da görüldü ki alan ilişki yöntemine göre yapılan doğrulamada profiller oldukça uyumlu olup hedef bölge için merkezi profillerde maksimum fark %4-4.5, off axis profillerde ise %4-5.5’dir. Hasta IMRT planlarının doz dağılımları tümör şekline uygundur. Halbuki karşılaştırmada kullandığımız verisoft yazılım programında sadece kare ve dikdörtgen alanlar için ilgilenilen bölge seçilmektedir. Bu yüzden tam olarak istediğimiz izodozu seçemeyip düşük doz bölgeleri de değerlendirmeye dahil olmaktadır. Bu durum ise değerlendirmeyi geçen nokta sayımızın düşüklüğüne yol açmaktadır. Bu nedenle IMRT doğrulanmasında izodoz mukayesesinin yanında profiller de karşılaştırılıp değerlendirilmelidir.

5.3. TPS ve iyon odasıyla ölçülen merkezi doz sonuçlarının kıyaslanması:

Bu çalışmada IMRT planlarının merkezi doz ölçümleri için iki farklı hacime sahip iyon odası kullanıldı. 30 prostat IMRT planı için 0.6cc iyon odasıyla ölçülen ve TPS 'de hesaplanan doz arasındaki ortalama fark ortalama olarak %1.4, 0.125 cc için ise bu fark %1.08 olarak bulunmuştur. Beyin IMRT planları için ise 0.6 cc iyon odasıyla ölçülen ve TPS'de hesaplanan merkezi doz arasındaki farkın yüzde olarak değeri %1.46 olarak, 0.125 cc iyon odası için ise %0.93 olarak bulunmuştur.

Leonid ve ark. IMRT de absolute doz verifikasyonunda farklı hacme sahip 3 iyon odasıyla yaptıkları çalışmada küçük volümlü (0.009cc) iyon odasının absolut doz açısından hesaplanan değerden en uzak sonuç verdiğini bulmuşlardır. Çünkü volüm azaldıkça duyarlılık azalır, arttıkça artar. Küçük hacimli iyon odalarında sızıntı faktörünün özellikle Capintec elektrometreyle ölçüm alırken hesaba katılması gerektiğini, sızıntı düzeltmesi yapılırken hesaplanan doz değerlerine daha yakın sonuçlar elde edildiğini görmüşlerdir. 0.6 cc ve 0.125 cc iyon odasıyla yaptıkları IMRT merkezi doz doğrulamasında, bu iki iyon odasının sonuçlarını birbirine oldukça yakın bulmuşlardır [5].

Wolfram ve ark. pin point (0.015cc) ve 0.125 cc iyon odasıyla yaptıkları aabsolute doz ölçümlerinde ışınlanan bölge büyüdükçe iyon odalarının volüm etkisinin arttığını bildirmişlerdir. Dedektörün volümü arttıkça lateral elektron dengesizliğinin artıncından dolayı okunan değerin azaldığını bildirmişlerdir [2].

Kinhikar ve ark. 0.6 cc ve 0.13 cc iyon odasıyla yaptıkları ölçümde küçük hacimli olan 0.13 cc iyon odası ölçümlerinin hesaplanan değere daha yakın olduğunu, fakat çok küçük volümlü minyatür (0.009 ve 0.007 cc i.o.) iyon odaları için bu durumun geçerli olmadığını bildirmişlerdir [12].

Biz de çalışmamızda literatürle uygun olarak 0.125 cc i.o. sonuçlarının hesaplanan değere 0.6 cc iyon odası değrlerinden daha yakın olduğunu bulduk. İlk ölçümlerimizde pinpoint (0.015 cc) iyon odasıyla yapılan ölçümlerde hesaplanan değerle aradaki farkın çok büyük olduğu görüldü. Kullandığımız farklı volümlü bu iki iyon odasının hesaplanan değerlerle aralarındaki yüzde farklar çok yakın olmasına rağmen, 0.125 cc iyon odasının hesaplanan absolut doza daha yakın sonuçlar verdiği görüldü.

5.4. TPS ve TLD ölçüm sonuçlarının kıyaslanması:

TLD ile 8 prostat ve 7 beyin IMRT planı için merkez, merkezden 2'şer ve 4'er cm sağ, sol, üst ve alt noktalarda yapılan absolut doz ölçümlerinde, prostat hastaları için izomerkezde hesaplanan değerle yüzde fark, %2.7, beyin IMRT planları için ise %3.01 olarak bulundu. Merkezden 2 cm alt, üst, sağ ve solda yüzde farkların %2.6 ile %2.9 arasında değiştiği, merkezden 4 cm alt, üst, sağ ve sol noktalar için ise yüzde farkların %3.98 ile %9.6 arasında olduğu bulundu. Görüldüğü gibi merkez ve merkeze daha yakın noktalarda TLD okumaları %3 içinde cevaba sahipken, merkezde uzaklaştıkça, özellikle alan kenarlarında hesaplanan değerden büyük farklılık göstermektedir.

Kinhikar ve ark. da 9 hastayla yaptıkları çalışmada IMRT planlarının merkez dozlarının hesaplanan değerden % 1.8 farklılık gösterdiğini, merkezden 1 cm ve 2cm sağ ve sol noktalarda alınan ölçümlerde ise TLD okumaları ile hesaplanan değerler arasındaki farkın %5 içinde olduğunu bildirmişlerdir [12]. Bizim çalışmamızda da elde ettiğimiz TPS ve TLD arasındaki yüzde fark değerleri bu çalışmayla uyumlu çıkmıştır.

Sonuç olarak IMRT planlarında yüksek doz gradyenti olduğundan ve yoğunluğu değiştirilmiş demetler MLC'lerin oluşturduğu küçük alt alanların üst üste gelmesiyle olduğundan, bu tedavi şeklinde planların doğrulanması oldukça önemlidir. Çalışmamızda plan ilişki ve alan ilişki yöntemine göre IMRT planlarının doğrulanması 2D array (seven 29), Gafchromic EBT film, farklı volümlü iki iyon odası ve TLD ile yapıldı.

Plandaki tüm ışınların gantri açılarının sıfır derecede olduğu alan ilişki yöntemine göre 2D array sonuçları TPS sonuçlarıyla uyumlu çıkmıştır. Bu yöntemle göre Gafchromic EBT filmle akı haritalarının TPS ile uyumu da iyi olup, 2D array sonuçlarıyla karşılaştırıldığında daha düşüktür. Bunun nedeni ise filmin rezolüsyonunun yüksek olması ve filmin uniformitesidir. Tüm ışınların kendi gantri açısında olduğu plan ilişki yöntemine göre Gafchromic EBT film ile transvers akı haritalarının doğrulanmasında ise ölçülen ve TPS'de hesaplanan akı haritaları tedavi alanında birbirleriyle uyumlu iken, alan kenarlarında bu uyum daha düşük bulunmuştur. Alan merkezi ve merkez dışı (off axis) profiller birbirleriyle uyumlu çıkmıştır. İki yöntem kıyaslanığında alan ilişki yöntemi daha az zaman alıcıdır. Alan ilişkisi yöntemiyle

doğrulamada gerek değerlendirme kolaylığı ve gerekse kısa zamanda sonuç alınması açısından 2D array'in kullanılması daha uygundur. İki boyutlu doz dağılımlarının doğrulanmasında δ (gamma) indeks yönteminin kullanılmasının yanısıra merkezde ve merkez dışındaki (off axis) profillerin de karşılaştırılıp değerlendirilmesinde büyük kolaylık sağlamaktadır.

İyon odasıyla merkezi doz doğrulanmasında, 0.125 cc iyon odası sonuçları hesaplanan değer 0.6 cc sonuçlarından daha yakın çıkmıştır. Bu yüzden merkezi nokta doz doğrulanmasında 0.125 cc iyon odası kullanılması daha uygundur. TLD merkezi doz ölçüm sonuçları da hesaplanan değerle % 3 uyum içinde bulunmuştur. Ancak çok zaman alıcı bir işlem gerektirdiğinden, günlük rutinde kullanılması zordur.

KAYNAKLAR

- 1) Wiezorek T., Banz N., Schwedas M., Scheithauer M., Salz H., Georg D., Wendt T.G. Dosimetric quality assurance for intensity Modulated Radiotherapy. *Strahlenther Onkol* 2005; **181**: 468-474.
- 2) Laub W.U., Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys*. 2003; **30**(3): 341-347.
- 3) Létourneau D., Gulam M., Yan D., Oldham M., Wong J.W. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiother Oncol*. 2004; **70**: 199-206.
- 4) Wiezorek T., Schwedas M., Scheithauer M., Salz H., Bellemann M., Wendt T.G. VERIDOS: A new tool for quality assurance for intensity modulated radiotherapy. *Strahlenther. Onkol*. 2002; **178**: 732-736.
- 5) Leybovich L.B., Sethi A., Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Med Phys*. 2003; **30**(2): 119-123.
- 6) Bogner L., Scherer J., Hartmann M., Gum F., Amediek A. Verification of IMRT: Techniques and problem. *Strahlenther Onkol*. 2004; **180**: 340-50.
- 7) Spezi E., Angelini A. L., Romani F., Feri A. Charecterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol*. 2005; **50**: 3361-3373.
- 8) Buonamici F.B., Compagnucci A., Marrazzo L., Russo S., Bucciolini. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Med Phys*. 2007; **34**(4):1372- 1379.
- 9) Bucciolini M., Buonamici F.B., Casati M. Verification of IMRT fields by film dosimetry. *Med Phys*. 2004; **31**(1):161-170.
- 10) Childress N.L., Salehpour M., Dong L., Bloch C., White R.A., Rosen I.I. Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med Phys*. 2005; **32**(2): 539-548.
- 11) Zeidan O.A., Stephenson S.A.L., Meeks S.L., Wagner T.H., Willoughby T.R.Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys*. 2006; **33**(11): 4064-4072.

- 12) Kinhikar R.A., Upreti R., Sharma S., Tambe C.M., Deshpande D. Intensity modulated radiotherapy dosimetry with ion chambers, TLD, MOSFET and EDR2 film. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2007; **30**: 25-32.
- 13) Farmer F.T. Supervoltage therapy: a review of present day facilities and techniques. *Phys Med Biol.* 1962; **6**: 505-31.
- 14) Karzmark C.J. Advances in linear accelerator design for radiotherapy. *Med Phys.* 1984; **11**: 105-28.
- 15) Thwaites D.I. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. *Phys Med Biol.* 2006; **51**: 343-62.
- 16) Khan F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
- 17) Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, Losasso T, Low D, Mah K, Yu C. Basic applications of multileaf collimators. Report of TG 50, *American Association of Physicists in Medicine*, 2001.
- 18) Schegel W, Bortfeld T, Grosu A.L. *New Technologies in Radiation Oncology*. Verlag Berlin: Springer; 2006, 257-266.
- 19) Butson M.J., Yu P.K., Cheung T. Rounded end multileaf penumbral measurement with radiochromic film. *Phys Med Biol* 2003; **48**: 247-57.
- 20) Webb S. *Intensity Modulated Radiation Therapy*. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001.
- 21) Bortfeld T., Boyer A.L., Schegel W., Kahler D.L., Waldron T.J. Realization and verification of three dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1994; **30**: 899-905.
- 22) International Commission on Radiation Units and Measurements Report No.50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, 1993.
- 23) Podgorsak E.B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Austria: International Atomic Energy Agency; 2005.
- 24) Niroomand R.A., Robert C., Coursey B.M., Gall K.P., Galvin J.M., McLaughlin W.L., Meigooni A.S., Rodgers J.E., Soares C.G.. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee TG 55. *Med Phys.* 1998; **25**: 2093-2115.

- 25) Bacci C., Angelo L.D., Furetta C., Giancola S. Comprehensive study on LiF:Cu,Mg,P (GR-200A). *Radiat Protect Dos.* 1993; **47**, 215-218.
- 26) Ezzell G.A., Galvin J.M., Low D., Palta J.R., Rosen I., Sharpe M.B., Xia P., Xiao Y., Xing L., Yu C.X. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys.* 2003; **30**: 2089- 2115.
- 27) Kung J.H., Chen G.T. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys.* 2000; **27**: 1617-1622.
- 28) Sharpe M.B., Miller M.B., Yan D., Wong J.W. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step and shoot approach. *Med Phys.* 2000; **27**: 2719-2725.
- 29) Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998; **25**: 656-661.
- 30) Low D., Dempsey J.F. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003; **30**: 2455-2464.
- 31) International Commission on Radiation Units and Measurements. Report No.62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
- 32) Ravikumar M., Asmary M.A., Sultan R.A., Ghamdi H.A. Dose delivery accuracy of therapeutic photon and electron beams at low monitor unit settings. *Strahlenther Onkol.* 2005; **181**: 796-799.
- 33) Mohr P., Brieger S., Stahl J., Witucki G. Linearity of the dose monitor system at low monitor units. *Strahlenther Onkol.* 2007; **183**: 327-331.
- 34) Acun H., Kemikler G. Dose delivery accuracy at low monitor unit settings for megavoltage beams. *Radiother Oncol.* 2008; **88**:397.
- 35) Technical Report Series 398.(2000) *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, Austria, International Atomic Energy Agency.
- 36) Poppe B., Blehschmidt A., Djouguela A., Kollhoff R., Rubach A., Willborn K.C., Harder D. Two dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys.* 2006; **33**(4): 1005-1015.

- 37) Basran P.S., Woo M.K. An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures, *Med Phys.* 2008; **35**(6): 2300-2307.
- 38) Sawcchuk S., Karnas S., McCune K., Mulligan M., Dar R., Chen J. Comparison of clinical IMRT plan quality and delivery accuracy: Few large segments vs many small segments. *Med Phys.* 2008; **35**(7): 3401.
- 39) Mei X., Bracken G., Kerr A. Evaluation of a commercial 2D ion chamber array for intensity modulated radiation therapy dose measurements. *Med Phys.* 2008; **35**(7): 3403.
- 40) Sandilos P., Angelopoulos A., Baras P., Dardoufas K., Karaiskosi P., Kipouros P., Kozicki M., Rosiak J.M., Sakelliou L., Seimenis I., Vlahos L. Dose verification in clinical IMRT prostaet incidents. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004; **59**(5): 1540-1547.
- 41) Sankar A., Ayyangar K.M., Nehru M., Gopalakrishna K., Muralli V., Enke C.A., Velmurugan J. Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution verification. *Med Dosim.* 2006; **31**(4): 273-282.
- 42) Anjum M.N., Parker W., Ruo R., Afzal M. Evaluation criteria for film based intensity modulated radiation therapy quality assurance. *Phys Med.* 2010; **26**(1): 38-43.
- 43) Battum L.J., Hoffmans D., Piersma H., Heukelom S. Accurate dosimetry with Gafchromic EBT film of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable. *Med Phys.* 2008; **35**(2): 704-716.
- 44) Devic S, Wang Y-Z., Tomic N., Podgorsak E.B. Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry. *Med Phys.* 2006; **33**(11): 3993-3996.
- 45) Depuyt T., Esch A.V., Huyskens D.P. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assesment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol.* 2002; **62**: 309-319.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Hediye	Soyadı	ACUN
Doğ.Yeri	Viranşehir	Doğ.Tar.	31.10.1978
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	19430773026
Email	acunhediye@yahoo.com	Tel	0530 211 0787

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü	
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü	2005
Lisans	Harran Üniversitesi	1999
Lise	Siverek Lisesi	1995

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araş. Gör.	Harran Üniversitesi	2000-2003
2.	Araş. Gör.	İstanbul Üniversitesi	2003-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi	72.5	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	62	62	62
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	çok iyi

Yayınları:

- 1) Sol-Gel metodunu kullanarak YBCO süperiletkeninin üretimi, GAP IV. Mühendislik Kongresi, Şanlıurfa, 2002.
- 2) Baş boyun radyoterapisinde tiroid dozunun araştırılması, X. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Kayseri, 2005.
- 3) Siemens Oncor lineer hızlandırıcısında Etkin Kaynak Cilt Mesafesinin(ESSD) enerji, alan ve SSD ile değişimi, Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Kayseri, 2005.
- 4) Medullablastom kranyo spinal aks ışınlamasında tiroid dozunun araştırılması, XI. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya, 2007.
- 5) Ibrahim Halil Mutlu, Hediye Acun, Erdal Celik and Hasan Turkmen, "Preparation of $\text{YBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_{7-x}$ superconducting solutions and films from alkoxide-based precursors using sol-gel method and investigation of their chemical reaction mechanisms" Physica C: Superconductivity, Volume 451, Issue 2, 15 January 2007, Pages 98-106
- 6) Acun H., Kemikler G., Karadeniz A., Dosimetric analysis of thyroid doses from total cranial irradiation. Radiat Prot. Dosimetry. 2007;123(4):498-504.
- 7) Acun H., Kemikler G., "Dose Delivery Accuracy at Low Monitor Unit Settings for Megavoltage Beams" ESTRO 27 Congress, 14-18 September 2008.

