

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİNİN UYGULANDIĞI LİNEER
HIZLANDIRICILARIN KALİTE TEMİNİNDE KULLANILAN DOZİMETRİK
SİSTEMLER

Gümeç Mehveş KÜÇÜK

Danışman: Doç.Dr. Bahar DİRİCAN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

2011

ANKARA

Her hakkı saklıdır.

Doç. Dr. Bahar DİRİCAN danışmanlığında, Gümeç Mehveş KÜÇÜK tarafından hazırlanan **“Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi’nin Uygulandığı Lineer Hızlandırıcılarda Kullanılan Dozimetrik Sistemler”** adlı tez çalışması 23 Şubat 2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri :

Başkan : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Üye : Prof. Dr. Müge AKMANSU

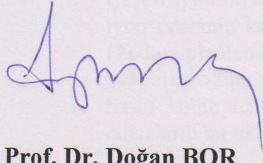
Üye : Yrd. Doç. Turan OLGAR

İmza:

İmza:

İmza:

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİNİN UYGULANDIĞI LİNEER HIZLANDIRICILARIN KALİTE TEMİNİNDE KULLANILAN DOZİMETRİK SİSTEMLER

Gümeç Mehveş KÜÇÜK

Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç.Dr. Bahar DİRİCAN

Bu çalışmada Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Elekta marka Synergy model ve Philips marka SL25 model lineer hızlandırıcı cihazlarında 6MV x-ışını kullanılarak, Step and Shoot tekniği ile yoğunluk ayarlı radyoterapi'de lineer hızlandırıcı kalite temininde kullanılan dozimetrik sistemlerden Blue fantom, RW3 katı su fantomu, iyon odaları ve Kodak X-OMAT XV2 film kullanılarak alan düzgünlük ve simetri, küçük alan dozimetri doğruluğu testleri yapıldı. ONKO Ankara Onkoloji Merkezi'nde bulunan Siemens marka Artiste model lineer hızlandırıcı cihazında 6MV x-ışını için RW3 IMRT vücut fantomu ve iyon odası ile 2D Seven29 sistemi kullanılarak, tedavi planlama sisteminde hasta tedavi planı oluşturuldu. Hasta tedavi planı doğruluğu iyon odası ve 2D Seven29 sistemi ile kontrol edildi.

Yapılan ölçümler sonucunda, alan düzgünlük değeri $< \pm\%3$, simetri değeri $< \pm\%2$ bulundu. Çeşitli iyon odaları ile yapılan ölçümler sonucunda küçük alan dozimetri doğruluğunda CC01 iyon odasının kullanılmasına karar verildi. Hasta tedavi planı dozimetri kontrollerinde, TPS (Tedavi planlama sistemi) ile hesaplanan doz ile fantomda iyon odası ile ölçülen doz arasında $\%3$ fark ve film yanıt ölçümlerinde $\%5$ fark bulundu. Uygulanan teknik ve donanım ile cihaz ve hasta kalite temini uluslararası protokollere uygun olarak gerçekleştirilmiş ve test edilen cihazların bu tedavi tekniğine uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi yapılan bir lineer hızlandırıcının kalite temininde kullanılan çok sayıda dozimetrik sistem vardır. Kullanılacak sistemlerin seçiminde; maliyet, uzaysal ve zamansal ayırma gücü, ölçüm alma süresi, kullanım amacına göre doğruluk, fonksiyonellik, enerji ve alan bağımlılığı gibi bir çok parametre göz önünde bulundurulmalıdır. Sonuç olarak, bu dozimetrik sistemlerden oluşturabileceğimiz en küçük kombinasyon olarak; maliyetin ucuz, kullanımın basit ve pratik olması sebebiyle hasta tedavi planı doğrulaması için küçük hacimli iyon odası, 2D sistemlerden herhangi biri ve RW3 IMRT vücut fantomu, cihaz kalite kontrolü için radyografik film, küçük hacimli iyon odası ve RW3 katı su fantomu önerilmiştir.

2011, 195 sayfa

Anahtar Kelimeler: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Dozimetrik Sistemler, Hasta Dozimetrisi

ABSTRACT

Master Thesis

DOSIMETRIC SYSTEMS USED IN QUALITY ASSURANCE OF THE LINEAR ACCELERATORS USED IN INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY

Gümeç Mehveş KÜÇÜK

Ankara University

Graduate School of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Supervisor : Assoc. Prof.Dr. Bahar DİRİCAN

Dosimetric systems used in quality assurance in this study are blue (water) phantom, RW3 solid water phantom, ion chambers and Kodak X-OMAT XV2 film. The study is carried at GÜLHANE MILITARY ACADEMY OF MEDICINE, Department of Oncology by using 6 MV x-rays at linear accelerators : Elekta brand Synergy model and Philips brand SL25 model Linear Accelerator. "Step and Shoot" technique is used and field flatness, symmetry, film response, small field dosimetric accuracy tests are carried. At Siemens brand Artiste model Linear Accelerator available at ONKO ANKARA ONCOLOGY CENTER, RW3 IMRT body phantom, ion chambers and 2D Array Seven29 were used with 6MV x-rays in planning treatment system, developing patient treatment plan. Verification of the patient treatment plan is carried by ion chamber and 2D Array Seven29. At the end of the measurements carried, field flatness value $\pm\%3$, symmetry value $\pm\%2$ are found.

At the end of measurements carried by using various ion chambers, it is decided to use CC01 ion chamber in determining dosimetric accuracy for small field. In dosimetric controls of the patient treatment plan, a difference of 3% has been found between doses calculated by TPS (treatment planning system) on phantom and the one measured by ion chamber on phantom, in case of film response measurements a difference of 5% is found. Quality assurance of the: equipment, and techniques used, and patient are in accordance with international protocols, and it is concluded that equipments used in the tests are suitable for this treatment technique.

There are variety of dosimetric systems used in quality assurance of a linear accelerator in intensity modulated radiation therapy. In selection of the systems to be used there are many parameters that must be considered such as: cost, spatial and time resolution, duration of measurement, appropriateness for the purpose of the application, functionality, energy and field dependency. In conclusion, out of these dosimetric systems the combination proposed with least number of dosimetric systems is small volume ion chamber , one of 2D Array and RW3 IMRT body phantom for patient treatment plan verification and small volume ion chamber, radiographic film and RW3 solid water phantom for linear accelerator quality assurance considering low cost, simplicity, and practicality of the application.

2011, page 195

Key Words : Intensity Modulated Radiation Therapy, Dosimetric Systems, Patient Dosimetry.

TEŞEKKÜR

Yoğunluk ayarlı radyoterapinin kullanıldığı linner hızlandırıcı cihazlarının kalite temininde kullanılan dozimetrik sistemleri tanıtmak amacı ile yapılan bu çalışmada, beni bu konuda bilgilendiren, çalışmamda destekleyen, bana araştırma olanağı sağlayan danışmanım Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN'a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı), değerli hocamız Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü), bize eğitim imkanı sağlayan Sayın Prof. Dr. Hv. Tbp. Kd. Alb. Murat BEYZADEOĞLU'na, GATA'da çalışmalarım süresince bana yardımcı olan Sayın Fiz. Yük. Müh. Esin GÜNDEM'e, Sayın Fiz. Yük. Müh. Yelda ELÇİM'e, Sayın Fiz. Yük. Müh. Elif ÖNAL'a, Sayın Fiz. Yük. Müh. Ayça ÇAĞLAN'a, Sayın Fizikçi Semiha AŞKIN'a, teknisyen Sayın Emine ONAYLI'ya ve Gülhane Askeri Tıp Akademisi Anabilim Dalı'nda görev yapan tüm arkadaşlara, hekimlere ve teknisyenlere,

Hacettepe Üniversitesi'nde beni her zaman destekleyen değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Turan Özbey ve Sayın Prof. Dr. Mustafa Korkmaz'a,

Ankara Üniversitesi'nde dönem arkadaşlarımdan Yaprak ENGİN'e,

Eğitim hayatım boyunca beni destekleyen annem Yurdagül GÜNGÖR'e, babam Servet Ziya GÜNGÖR'e, ağabeylerim İrfan Ufuk GÜNGÖR, Ümit Aydınır GÜNGÖR ve Mehmet Anıl GÜNGÖR'e, beni her zaman gönülden destekleyen teyzem Nermin KULAÇ ve kuzenim Berna ÇOLAKOĞLU'na, Sayın Ersin ASARKAYA'ya,

Bu zorlu süreçte her zaman yanımda olan sevgili eşim Gürcan KÜÇÜK'e,
Çok TEŞEKKÜR ederim.

Gümeç Mehveş KÜÇÜK

Ankara, Şubat 2011

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	4
2.1. Dozimetrik Sistemler	4
2.1.1. İyon Odaları.....	6
2.1.1.1. Farmer iyon odası: PTW-Freiburg; 30013.....	8
2.1.1.2. Semiflex iyon odası: PTW-Freiburg; 31010-31013.....	9
2.1.1.3. PinPoint iyon odası: PTW-Freiburg; 31006, 31014.....	9
2.1.1.4. Diamond dedektör: PTW-Freiburg; 60003.....	11
2.1.1.5. P-60016 ve E-60017 tip Si Diyot dedektörler.....	13
2.1.2. Filmler ve Bilgisayarlı Radyoloji (CR).....	18
2.1.2.1. Radyografik filmler.....	18
2.1.2.2. Radyokromik filmler.....	22
2.1.2.3. Bilgisayarlı radyoloji.....	26
2.1.3. Portal Dozimetri.....	28
2.1.3.1. Floroskopi tabanlı CCD kameralı sistemler.....	31
2.1.3.2. aSi Tabanlı EPID’ler.....	34
2.1.3.3. Sıvı dolu iyon odalı matris sistemler.....	39
2.1.4. Jel Dozimetri.....	43
2.1.5. Doğrusal Dedektör Dizileri.....	46
2.1.5.1. Doğrusal diyot dizileri, LDA-99 SC.....	47
2.1.5.2. Doğrusal iyon odası dizileri, LA-48.....	48
2.1.6. 2 Boyutlu Diziler (2D Arrays).....	49

2.1.6.1. MapCheck sistemler (Diyot dizileri).....	54
2.1.6.2. Dosimap, I'mRT QA(Sintilasyon dedektörler ve CCD kameralar).....	59
2.1.6.3. I'mRT MatriXX ve PXC.....	64
2.1.6.4. Seven29 sistemi (İyon odaları dizileri).....	67
2.1.7. 3. Boyutlu Sistemler (Octavius).....	70
2.1.7.1. Octavius I-Dedektör 729.....	71
2.1.7.2. Octavius II-fantom.....	72
2.1.7.3. Octavius III-DAVID dedektör.....	73
2.1.8. Delta ^{4®PT}	74
2.1.9. In Vivo Dozimetri.....	75
2.1.9.1. TL dozimetre, Copenhagen Üniversitesi Hastanesi.....	76
2.1.9.2. MOSFET dozimetre, Centre Antonie-Lacassagne, Nice, Fransa.....	77
2.1.9.3. aSi-EPID , Netherland Cancer Institute, Amsterdam, Hollanda.....	78
2.2. Dozimetri İçin Kullanılan Fantomlar.....	79
2.2.1. Antropomorfik IMRT pelvik fantom.....	80
2.2.2. Acrylonitrile Butadiene Styrene plastik fantom (ABS).....	86
2.2.3. Scanditronix-Wellhöfer RW3 IMRT fantom (Art Fantom).....	91
2.2.4. Universal IMRT Verifikasyon fantomu.....	95
2.2.5. IMRT vücut fantomu.....	96
2.2.6. İnhojenite fantomu.....	97
2.2.7. Heterojen CIRS IMRT Toraks Fantom.....	98
2.2.8. Homojen PMMA Fantom.....	101
2.2.9. IMRT baş verifikasyon fantomu.....	102
2.2.10. IMRT baş ve boyun verifikasyon fantomu.....	103
2.2.11. IMRT matris verifikasyon fantomu.....	104
2.2.12. Su (Blue) fantomu.....	104
2.3. IMRT QA'de Kullanılan Protokoller.....	105
2.3.1. AAPM Task Group 119.....	105
2.3.1.1. Fantomlar.....	106
2.3.1.2. İyon odası ölçümleri.....	108
2.3.1.3. Film ölçümleri.....	109
2.3.1.4. Alan başına ölçüm.....	109

2.3.2. Avrupalı Araştırma Grupları.....	114
2.3.2.1. Ghent Üniversitesi Hastanesi, Ghent, Belçika.....	115
2.3.2.2. Santa Maria Nuova Hastanesi, Reggio Emilia, İtalya.....	117
2.3.2.3. Tübingen Üniversite Hastanesi, Tübingen, Almanya.....	117
2.3.2.4. Seville Üniversitesi Virgen Macarena Hastanesi, Seville, İspanya.....	118
2.3.2.5. Üniversite Hastanesi U.C.L-St. Luc, Brussels, Belçika.....	118
2.3.2.6. Medical University, Vienna-AKH Wien, Vienna, Avusturya.....	119
2.3.2.7. Alman Kanser Araştırma Merkezi, Heidelberg, Almanya.....	120
2.3.2.8. San Raffaele Hastanesi, Milan, İtalya.....	121
2.3.2.9. Lund Üniversite Hastanesi, Lund, İsveç.....	121
2.3.2.10. University Medical Center Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Almanya..	122
2.4. Dozimetrik Sistemlerin Karşılaştırılması.....	124
2.5. Fantomların Karşılaştırılması.....	126
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	129
3.1. Materyaller.....	129
3.1.1. Lineer hızlandırıcı cihazı.....	129
3.1.2. RW3 katı su fantomu.....	131
3.1.3. IMRT vücut fantomu.....	132
3.1.4. Su (Blue) fantomu.....	132
3.1.5. Elektrometre.....	133
3.1.6. İyon odası.....	133
3.1.7. 2D Seven29 sistemi.....	135
3.1.8. Radyografik film.....	136
3.1.9. Dansitometre.....	137
3.2. Teknik ve Yöntemler.....	138
3.2.1. Alan düzgünlüğü ve simetrisi.....	138
3.2.2. Küçük alan dozimetri doğruluğu.....	139
3.2.3. Hasta tedavi planı doğrulama teknikleri.....	140
3.2.4. Hasta seçimi.....	140
3.2.5. İyon odası.....	140
3.2.6. 2D Seven29 sistemi.....	141
3.2.7. Film yanıtı ve iyon odaları ile karşılaştırılması.....	142

4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	145
4.1. Alan Düzgünlük ve Simetri Testi.....	145
4.2. Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu.....	148
4.3. Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri.....	153
4.4. Film Yanıtı ve İyon Odası Karşılaştırması.....	159
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	165
5.1. Alan Düzgünlük ve Simetri Testi.....	165
5.2. Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu.....	165
5.3. Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri.....	166
5.4. Film Yanıtı ve İyon Odaları Karşılaştırması.....	167
EKLER.....	168
1. Gama Analizi.....	168
2 .Cherenkov Radyasyonu.....	168
3. Step and Shoot Tekniği.....	168
4. Sliding Window Tekniği.....	169
5. Dik Doz Gradyent.....	171
KAYNAKLAR.....	172
ÖZGEÇMİŞ.....	178

SİMGELER DİZİNİ

AB	Inline, Gantri'ye paralel sağ-sol yönü
AP	"Anterior-Posterior", ön-arka
aSi-EPID	"Amorf Silicon Electronic Portal Imaging Dosimeter"
C_{tp}	Sıcaklık-basınç düzeltmesi
CCD	"Charge Coupled Device"
CCP	"Cross-calibration procedure", çapraz kalibrasyon işlemi
CMOS	Bütünüyle metal-oksit yarı iletken
CR	"Computurized Radiology", bilgisayarlı radyoloji
CT	"Computurized Tomography", bilgisayarlı tomografi
CTV	"Clinical Target Volume", klinik hedef hacim
DD	"Dose Difference", doz farkı
DMLC-IMRT	"Dynamic MLC IMRT", dinamik çok yapraklı kolimatörlü yoğunluk ayarlı radyoterapi
DTA	"Distance To Agreement", izodozlar arasındaki mesafe
DVH	"Doz-Volume Histogram", radyoterapi planlamalarında 3boyutlu doz dağılımının 2 boyutlu formatta verilmesi.
DYE	Diacetylene Monomer
EPID	"Electronic Portal Imaging Device", elektronik portal görüntüleme cihazı
GT	"Gun-Target", Gantri'ye dik yön, crossline
H-D	"Hurter Driffield" anısına ismi verilen, görelî ışınlama miktarının kullanıldığı film karakteristik eğrisi
IGRT	Görüntü rehberliğinde radyoterapi
IMAT	"Intensity Modulated Arc Therapy", yoğunluk ayarlı ark terapi
IMRT	"Intensity Modulated Radiotherapy", yoğunluk ayarlı radyoterapi
LA	"Linear Arrays", doğrusal iyon odaları dizileri
LDA	"Linear Dedector Arrays", doğrusal diyot dizileri
L-EPID	"Liquid- Electronic Portal Imaging Dosimeter", sıvı elektronik portal görüntüleme dozimetresi
MC	"Monte Carlo", monte carlo hesaplamaları
MLC	"Multi-Leaf Colimator", çok yapraklı kolimatör
MOSFET	"Metal-oxide semiconductor field effect transistors", alan etkili metal-oksit yarıiletken transistörler
MRI	"Magnetic Resonance Imaging", manyetik rezonans görüntüleme
MU	"Monitor Unit", monitör birim
OAR	"Organ At Risk", risk altındaki organ
PB	"Pencil Beam", kalem demet
PD	"Portal Dosimetry", portal dozimetri
PDD	"Percentage Depth Dose", yüzde derin doz
PTV	"Planning Target Volume", planlanan hedef hacim
PXC	"PiXel-segmented ionization Chamber", piksellere bölünmüş alanlarda tasarımılanan iyon odaları
QA	"Quality Assurance", kalite temini
QC	"Quality Control", kalite kontrol
RGB	Kırmızı-Yeşil-Mavi
RL	"Left-Righr", sol-sağ
SI	"Superior-Inferior", baş-ayak doğrultusu

SMLC-IMRT	“Static Multi-Leaf Colimator IMRT” , durgun çok yapraklı kolimatörlü yoğunluk ayarlı radyoterapi
SSD	“Source-Skin Distance”, kaynak-cilt mesafesi
SSDL	İkincil Standart Kalibrasyon Laboratuvarı
TLD	“Thermoluminescence Dosimeter”, termolüminesans dozimetre
TPS	“Treatment Planning System”, tedavi planlama sistemi
WxLxH	“weight x length x height”, en x boy x yükseklik
2D	“2 dimensional” , 2 boyutlu
3DCRT	“3 Dimensional Convansional Radiotherapy”,3 boyutlu konvansiyonel radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 a)Piramit kavramı.....	4
Şekil 2.2 IMRT QA sistemlerinden bazıları.....	5
Şekil 2.3 Farmer iyon odası.....	8
Şekil 2.4 Semiflex iyon odası.....	9
Şekil 2.5 PinPoint iyon odası.....	10
Şekil 2.6 Diamond dedektör.....	11
Şekil 2.7 Diyot dedektör.....	14
Şekil 2.8 Ölçülen doz değerleri ile değişik tipteki dedektörler arasındaki relatif doz farklılıkları ve 2 farklı TPS tarafından yapılan hesaplamalar.....	15
Şekil 2.9 Farmer tip iyon odası ve daha küçük iki çeşit iyon odası Semiflex ve PinPoint, iki ayrı teknikle ışınlamasının sonucu çıkan relative doz farklılıkları.....	16
Şekil 2.10 Çift emülsiyonlu x-ışın film kesit görüntüsü.....	19
Şekil 2.11 Filmin karakteristik H-D eğrisi.....	20
Şekil 2.12 a) Prostat kanserinin IMRT ile dozimetrik doğrulaması için tasarlanan polystyrene QUASIMODO (CarPet) fantomunun görünüşü.....	21
Şekil 2.13 Gafkromik EBT filmin yapısı.....	24
Şekil 2.14 CR’da filmin taranması.....	26
Şekil 2.15 Linak’a monte edilmiş port cihazı görüntüsü.....	29
Şekil 2.16 Floroskopi tabanlı CCD kameralı portal görüntüleme şeması.....	31
Şekil 2.17 a) Işınlama süresince yük toplama işlemi için; her pikseldeki sarı ile gösterilen merkezi elektrot yanındaki elektrotlara göre yüksek potansiyelde bırakılır. b)Işınlamanın sonunda elektrotların potansiyeli değiştirilir ve yükler bir elektrottan diğerine transfer edilir.....	33
Şekil 2.18 a)Elektrotların potansiyeli sekronize yolla değiştirilerek, elektronlar bir pikselden diğer piksele iletilirler. Sağdaki yükler çıkış kaydedicisi’ne yönlendirilir. b)Yüklerin yatay transferi biter ve çıkış kaydedicisi’ndeki her yük paketi dikey olarak çıkış yükseltecine iletilir ve sonra teker teker okunur. Bu döngü tüm yükler okunana kadar devam eder. Okuma zamanı geniş CCD’ler için yaklaşık 1 dakika civarındadır.....	34
Şekil 2.19 Gama değerlendirmesi ve kabul kriterleri.....	36
Şekil 2.20 aSi EPID’in yapısı.....	37
Şekil 2.21 aSi EPID’in şematik gösterimi.....	37
Şekil 2.22 EPID’in görelî doz doğrusallığı.....	38
Şekil 2.23 Sıvı dolu iyon odalı matris sisteminin şematik gösterimi.....	40
Şekil 2.24 a)Tüm abdomino-pelvik ışınlaması için IMAT tedavisinin 3D doz doğruluğunu kullanmak için Alderson-Rando fantom üzerine kurulan hibrit jel fantom.....	45
Şekil 2.25 Precision 2D CT için kullanılan 80 mikron doğrusal dedektör dizileri..	47
Şekil 2.26 IBA Dozimetri, LDA-99 SC.....	48
Şekil 2.27 Doğrusal iyon odaları dizileri , LA-48.....	49
Şekil 2.28 IMRT doğrulaması için farklı ticari 2 boyutlu dedektör dizileri ile yapılan örnek.....	52

Şekil 2.29 Ölçülen nokta doz ile TPS'in hesapladığı doz arasındaki farklılıkları ve gama değerlendirmesi.....	52
Şekil 2.30 Mapcheck'deki dedektör grid yapısının düzenlenişi.....	56
Şekil 2.31 Göreli doz okumaları.....	57
Şekil 2.32 Background ve kalibrasyon için Mapcheck'in konumu.....	57
Şekil 2.33 DOSIMAP'in şematik gösterimi.....	60
Şekil 2.34 V.Collomb-Patton ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada aynı koşullarda ışınlanan DOSIMAP için iki farklı geometri.....	61
Şekil 2.35 10x10cm ² 'lik düz alan ışınlaması için iki ayrı geometri.....	61
Şekil 2.36 Üst: TPS ile elde edilen IMRT demet profili, Alt: DOSIMAP ile ölçülen IMRT demet profili.....	62
Şekil 2.37 I'mRT QA bileşenleri.....	63
Şekil 2.38 I'mRT QA çalışma prensibi.....	64
Şekil 2.39 I'mRT MatriXX cihazı.....	65
Şekil 2.40 I'mRT MatriXX cihazının fantom ile beraber lineer hızlandırıcı cihazında pozisyonlandırılması.....	66
Şekil 2.41 2D Seven29 Sistemi.....	68
Şekil 2.42 Seven29 cihazının tedavi masasına yerleştirilmesi.....	69
Şekil 2.43 IMRT doğrulama sırasındaki tipik set-up pozisyonlaması.....	69
Şekil 2.44 Octavius sisteminin set-up aşaması.....	70
Şekil 2.45 Dedektör 729'un lineer hızlandırıcıdaki pozisyonu.....	71
Şekil 2.46 Octavius I- Dedektör 729 cihazı.....	71
Şekil 2.47 Octavius II-Fantom görüntüsü.....	72
Şekil 2.48 Octavius fantom ve dedektör 729'un lineer hızlandırıcıdaki pozisyonlandırılması.....	72
Şekil 2.49 DAVID cihazının gösterimi.....	73
Şekil 2.50 DAVID'in yerleştirileceği aparat.....	73
Şekil 2.51 DAVID'in linak'taki yerleştirmesinin gösterimi.....	73
Şekil 2.52 DELTA ^{4PT} 'nin görüntüsü.....	74
Şekil 2.53 MOSFET Autosense Sistem.....	75
Şekil 2.54 6MV ve 10MV'lik demet için kullanılan yassı build-up cap.....	76
Şekil 2.55 Sol: 10 TLD çubuk içeren kurşun marker içine yerleştirilmiş özafagal tüpün EPID görüntüsü. Sağ: Nazopharynx hastasında 1'er hafta ara ile yapılan ölçümlerin TLD okumaları.....	77
Şekil 2.56 Sol: İki kateterli ağız plakası, Sağ: Çekirdeklerin yerini gösteren CT taraması ve planlanan doz dağılımı.....	78
Şekil 2.57 Fantom malzemeleri ve yoğunlukları.....	80
Şekil 2.58 IMRT Pelvik fantom tasarımının enine kesiti.....	81
Şekil 2.59 Dozimetrelerin pozisyonlandırılması.....	81
Şekil 2.60 IMRT Pelvik fantom görüntüsü.....	82
Şekil 2.61 Görüntüleme insert'leri.....	83
Şekil 2.62 Relatif doz dağılımını ölçmek için kullanılan radyokromik filmler ve TLD'lerin yerleşimi.....	84
Şekil 2.63 Gerçek hasta anatomisine göre tasarlanan fantom yapısı.....	85
Şekil 2.64 ABS fantomunun şematik görüntüsü.....	87
Şekil 2.65 Düşük maliyetli IMRT fantomu, jel dozimetre kabının yerleştirileceği bölüm gösterilmektedir.....	88
Şekil 2.66 Radyokromik filmin yerleştirileceği bölmelerin şematik görüntüsü.....	88

Şekil 2.67 Radyokromik filmlerin konulacağı bölmeler.....	89
Şekil 2.68 ABS fantomunun genel görüntüsü.....	89
Şekil 2.69 Art Fantom ile tipik bir ölçüm.....	91
Şekil 2.70 IMRT fantomunun çoklu film ölçümleri için uygunluğu.....	91
Şekil 2.71 IMRT fantomunun baş ve boyun ile stereotaktik uygulamalar için modüler tasarımı.....	92
Şekil 2.72 IMRT fantomunun içinde vücudun genel yapısına ait kesitler.....	93
Şekil 2.73 Fantomun CT içinde kolayca ayarlanabilmesini sağlayan renkli Markerlar.....	94
Şekil 2.74 Mutlak doz doğrulama için fantomun kübik modüler kısmı içine farklı tipteki iyon odalarının yerleştirilmesi.....	94
Şekil 2.75 TLD plakasının tek ya da film ile birleştirilerek fantomun kübik modüler kısmına yerleştirilmesi.....	95
Şekil 2.76 Universal IMRT verifikasyon fantomu.....	96
Şekil 2.77 IMRT vücut fantomu.....	96
Şekil 2.78 İnhojenite fantom görüntüsü.....	97
Şekil 2.79 CIRS akciğer fantomunun kesit görüntüsü.....	99
Şekil 2.80 PMMA fantomun kesit görüntüsü.....	101
Şekil 2.81 IMRT doğrulamasında kullanılan baş fantomunun görüntüsü.....	102
Şekil 2.82 IMRT doğrulamasında kullanılan baş ve boyun fantomunun görüntüsü.....	103
Şekil 2.83 IMRT doğrulamasında kullanılan Matris fantomunun görüntüsü.....	104
Şekil 2.84 Blue fantom görüntüsü.....	105
Şekil 2.85 Çok hedefli yapılar.....	107
Şekil 2.86 Prostat taklidi yapı. Prostat, CTV, PTV, mesane ve rektum.....	107
Şekil 2.87 Baş ve boyun taklidi yapı: Baş/Boyun PTV'si, cord ve paratoid glandler.....	108
Şekil 2.88 C şeklinde Yapı: C şeklinde PTV ve çekirdek.....	108
Şekil 2.89 İzomerkezde bir iyon odası bulunduran prostat IMRT hastalarının QA'inde kullanılan referans fantom görüntüsü.....	115
Şekil 2.90 İzomerkezdeki hasta CT verilerinin hasta ağırlığına göre çizilmesiyle elde edilen grafikte planlanan ve ölçülen doz arasındaki doz farklılıklarının doğrusal regresyon analizi.....	116
Şekil 2.91 185 iyon odası ölçümü -%0.5'lik gerçek sapma(mean) ve %1.9'luk standart sapma sonucunu ortaya koyar.....	119
Şekil 2.92 Sol: Katı su matris iyon odası fantomu. Sağ: İyon odası ölçümleri ile doz hesaplamaları arasındaki %sapmanın frekans dağılımı.....	120
Şekil 2.93 Diyod dizilerinin yerleştirildiği kol tüm gantry dönüşü için tek tek alanların ölçümlerine izin verir.....	122
Şekil 2.94 Solda EasyCube fantomu ve sağda hibrit plan için kullanılan kalibrasyon filmi görülmektedir.....	123
Şekil 3.1 Electa marka Synergy model lineer hızlandırıcı.....	129
Şekil 3.2 Philips marka SL25 model lineer hızlandırıcı.....	130
Şekil 3.3 Siemens marka Artiste model lineer hızlandırıcı.....	131
Şekil 3.4 RW3 katı su fantomu.....	131
Şekil 3.5 IMRT vücut fantomu.....	132
Şekil 3.6 Su fantomunun Elekta marka Synergy model linak ile kullanılması.....	133
Şekil 3.7 Farmer tipi 2570/1B elektrometre.....	133

Şekil 3.8 PTW Unidos E tipi elektrometre.....	133
Şekil 3.9 CC01 iyon odası.....	134
Şekil 3.10 CCO4 iyon odası.....	134
Şekil 3.11 Farmer FC65-P iyon odası.....	134
Şekil 3.12 PinPoint 31014 iyon odası.....	134
Şekil 3.13 2D Seven29 Sistemi	136
Şekil 3.14 Kodak X-OMAT V film yanıtı.....	137
Şekil 3.15 Victoreen marka dansitometre.....	137
Şekil 3.16 Foton demeti için oluşturulan doz.....	138
Şekil 3.17 Alan kenarlarından 2cm içeride ölçülen düzgünlük.....	139
Şekil 3.18 İyon odası ile hasta dozimetri kontrolünde fantom görüntüsü.....	141
Şekil 3.19 2D sistemin tomografi görüntüsünün alınması için RW3 plakaları ile kullanımı.....	141
Şekil 3.20 Film ışınlama geometrisi.....	142
Şekil 3.21 9x8cm ² 'lik açık alan görüntüsü.....	143
Şekil 3.22 1 nolu düzensiz alan görüntüsü.....	143
Şekil 3.23 2 nolu düzensiz alan görüntüsü.....	143
Şekil 3.24 3 nolu düzensiz alan görüntüsü.....	144
Şekil 4.1 6MV'de 10cm derinlikte 30x30 cm ² alan boyutunda, AB yönündeki doz profili.....	145
Şekil 4.2 6MV'de 10cm derinlikte 30x30 cm ² alan boyutunda, GT yönündeki doz profili.....	146
Şekil 4.3 6MV'de 10x10 cm ² alan boyutundaki %DD.....	146
Şekil 4.4 18 MV'de 10cm derinlikte 30x30 cm ² alan boyutunda, AB yönündeki doz profili.....	147
Şekil 4.5 18 MV'de 10cm derinlikte 30x30 cm ² alan boyutunda, GT yönündeki doz profili.....	147
Şekil 4.6 18MV'de ,10x10 cm ² alan boyutundaki %DD112.....	148
Şekil 4.7 6MV x-ışını enerjisinde CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları ile farklı alanlarda doz verimlerinin karşılaştırılması.....	152
Şekil 4.8 A.K'nın nazofarenks tedavi planı.....	155
Şekil 4.9 A.K'nın tedavisinin TPS tarafından fantoma aktarıldığında gözlenen izodoz haritası.....	155
Şekil 4.10 A.K'nın IMRT QA doz hacim histogramındaki doz dağılımları.....	156
Şekil 4.11 Hastaya özel hazırlanan TPS'de oluşturulan plan.....	158
Şekil 4.12 2D Dizi ile yapılan ölçüm sonucu elde edilen doz haritası.....	158
Şekil 4.13 TPS'in hesapladığı doz haritası.....	158
Şekil 4.14 AB yönündeki doz profili	158
Şekil 4.15 GT yönündeki doz profili	158
Şekil 4.16 2D Seven29 sistemi ölçümünden elde edilen sıcak ve soğuk noktaların gösterimi.....	159
Şekil 4.17 9x8cm ² açık alan için kalibrasyon filmi.....	160
Şekil 4.18 Kodak X-OMAT V film doz yanıt eğrisi.....	160
Şekil 4.19 Farklı dozlar ile ışınlanan düzensiz alanın film üzerindeki görüntüsü ve ölçüm noktaları.....	161
Şekil 4.20 Kalibrasyon eğrisinin OY-Doz düzenlemesi ve fit fonksiyonu ile bu fonksiyonu oluşturan veri noktaları.....	161

Şekil Ek1 a) “Step and Shoot” MLC dağıtımı için doz indeksinin fonksiyonu olarak yaprakların konumu,(SMLC-IMRT) b) Yoğunluk haritası.....	169
Şekil Ek2 a) Dinamik MLC dağıtımı için doz indeksinin fonksiyonu olarak karşılıklı yaprakların konumu (DMLC-IMRT), Sıfır olmayan eğim Işınlama sırasındaki yaprak hareketini gösterir. b) Yoğunluk haritasıdır.....	170

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 IMRT tedavilerinde Palta ve arakadaşları tarafından 2003'te önerilen uygulama seviyeleri ve güven sınırları değerleri.....	106
Çizelge 3.1 Wellhöfer marka CCO1, CCO4 ve FC65-P ile PTW-Freiburg PinPoint 31014 model iyon odalarının teknik özellikleri.....	135
Çizelge 4.1 6MV ve 18MV x-ışını enerjileri için düzgünlük, simetri, penumbra ölçümleri.....	148
Çizelge 4.2 TRS 398'e göre CC01, CC04 ve FC65-P için kalibrasyon faktörleri	149
Çizelge 4.3 Origin 7.0 yazılımı kullanılarak elde edilen küçük alan boyutuna karşı %DD değerleri.....	150
Çizelge 4.4 6MV x-ışını enerjisinde CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS-398'e göre d_{maks} 'da hesaplanan doz değerleri.....	151
Çizelge 4.5 TPS'de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri.....	157
Çizelge 4.6 Gama değerlendirmesi sonuçları.....	159
Çizelge 4.7 Düzensiz alanda okunan optik yoğunluklara karşı hesaplanan doz değerleri.....	162
Çizelge 4.8 9x8cm ² 'lik açık alan için 3 farklı iyon odası ile d_{maks} 'ta alınan ölçümler ve hesaplanan soğurulan doz değerleri.....	162
Çizelge 4.9 1 nolu düzensiz alan içim alınan ölçüm sonuçları.....	163
Çizelge 4.10 2 nolu düzensiz alan içim alınan ölçüm sonuçları.....	163
Çizelge 4.11 3 nolu düzensiz alan içim alınan ölçüm sonuçları.....	164
Çizelge 4.12 Film ve iyon odası ölçümlerinin sonuçları.....	164

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİNİN UYGULANDIĞI LİNEER HIZLANDIRICILARIN KALİTE TEMİNİNDE KULLANILAN DOZİMETRİK SİSTEMLER

1.GİRİŞ

Yoğunluk ayarlı radyoterapinin amacı; hedef hacme tanımlanan dozu tam olarak verirken, çevre sağlam dokulardaki dozu en aza indirmektir. Gelişen teknoloji ile birlikte IMRT baş-boyun, prostat, meme tümörleri başta olmak üzere pek çok kanser türünde standart tedavi modeli olarak kullanılmaktadır. (Palta vd. 2003)

IMRT tekniğinde planlama ve tedavi kısmında, farklı yoğunluklu demetler kullanılarak tümörde istenen doz dağılımı elde edilirken, tümör çevresindeki kritik organların dozları tanımlanan tolerans değerlerinde tutulur. Çoğu planlama sisteminde ileri “Forward” yaklaşımla IMRT planlaması yapılabilmesine karşın, ters “Inverse” yaklaşım ile hedef hacim ve kritik organlar için istenen doz değerleri hesaplama fonksiyonu ile iteratif olarak hesaplanır (Galvin vd. 2004). Her bir gantri açısındaki demetler ile elde edilen izodoz dağılımı “Yoğunluk Haritaları” (Intensity Map, IM) adı verilen dağılım biçimindedir. Final hesaplama ile yoğunluk haritaları çok yapraklı kolimatörler (MLC) ile oluşturulmuş küçük alancıklara yani segmentlere dönüştürülür. Her bir gantri açısındaki alan, doz dağılımını belirleyen seçilmiş yoğunluk düzeyine göre farklı “monitor unit” (MU) içeren birden fazla segment’ten oluşur.

Planlama sisteminde elde edilen yoğunlukları ayarlanmış bu demetler lineer hızlandırıcılarda iki farklı teknikle uygulanır. “Sliding Window” MLC yapraklarının segmentleri arasında hareketi boyunca ışınlamanın devam ettiği teknik iken diğeri ise segmentleri oluşturmak için MLC’ler hareket ederken ışınlamanın durduğu “Step & Shoot” tekniğidir.

“Step & Shoot” tekniğinde yoğunluk haritasına göre oluşturulan segmentlerin her biri farklı biçimli ve doz ağırlıklıdır. Bu segmentler lineer hızlandırıcıda MLC yaprakları ile

biçimlendirilir ve sıralı olarak ışınlama yapılır. “Step & Shoot” IMRT uygulamasının hatasız bir şekilde yapılması lineer hızlandırıcının dozimetrik performansına, MLC yaprak pozisyon kalibrasyonuna ve planlama sisteminin doğruluğuna doğrudan bağlıdır.

Genellikle lineer hızlandırıcının dozimetrik performansları konformal tedaviler için kullanılan geniş alanlarda ($>4 \times 4 \text{ cm}^2$) ve 50MU’dan büyük MU değerleri için kontrol edilirken, IMRT uygulamalarında daha kapsamlı ve duyarlı kalite kontrol testlerinin yapılması gerekmektedir. Kabul edilen ulusal ya da uluslar arası IMRT kalite kabul testleri ve kalite temini için referans raporlar olmamakla birlikte, American Association of Physicist in Medicine (AAPM) ve European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) tarafından hazırlanan IMRT için gerekli kalite kontrol ve kalite temini ölçümleri referans alınmıştır.

“Step & Shoot” tekniğinde, biçimleri ve boyutları birbirinden farklı olan segmentler planlama sisteminde belirlenen doz ağırlıklarına göre 10MU’dan küçük ışınlama sürelerine sahip olabilirler. Cihazın ve MLC sisteminin genel dozimetrik karakterlerinin küçük alanlarda ve küçük MU değerlerinde sapma gösterebileceği pek çok araştırmada ortaya konulmuştur. Aspradakis ve arkadaşları cihazın MU başına doz değerinin küçük alan boyutlarında stabilitesini inceledikleri çalışmalarında demet düzgünlüğü ve simetrisi ile bu değer değişeceğini, 10MU’dan büyük alanlarda bu sapma %2 iken daha az MU’larda sapmanın %5’e ulaştığını raporlamışlardır. Dolayısıyla IMRT uygulamalarında doğru ve her fraksiyonda aynı dozu hastaya verebilmek lineer hızlandırıcının küçük MU değerlerinde ve küçük alan boyutlarındaki davranışına çok bağlıdır. (Ceyhan vd. 2009)

Klinikte yoğunluk ayarlı radyoterapinin kullanımı çok hızlı yayılmaktadır ve normal doku ile riskteki organları koruyarak hedefi çok daha iyi kapsaması IMRT’nin avantajı olup, bir çok merkezde araştırılmıştır. Farklı fraksiyonlarla farklı hedef hacimlerin tedavi imkanı yeni olanaklar yaratmış ve klinik denemeler başlamıştır. IMRT planları; daha çok yoğun bir fraksiyon şeması kullanırken, hafif yoğunluklu IMRT prostat alanlarından, yüksek yoğunluklu baş ve boyun alanlarına kadar çok fazla komplekstir.

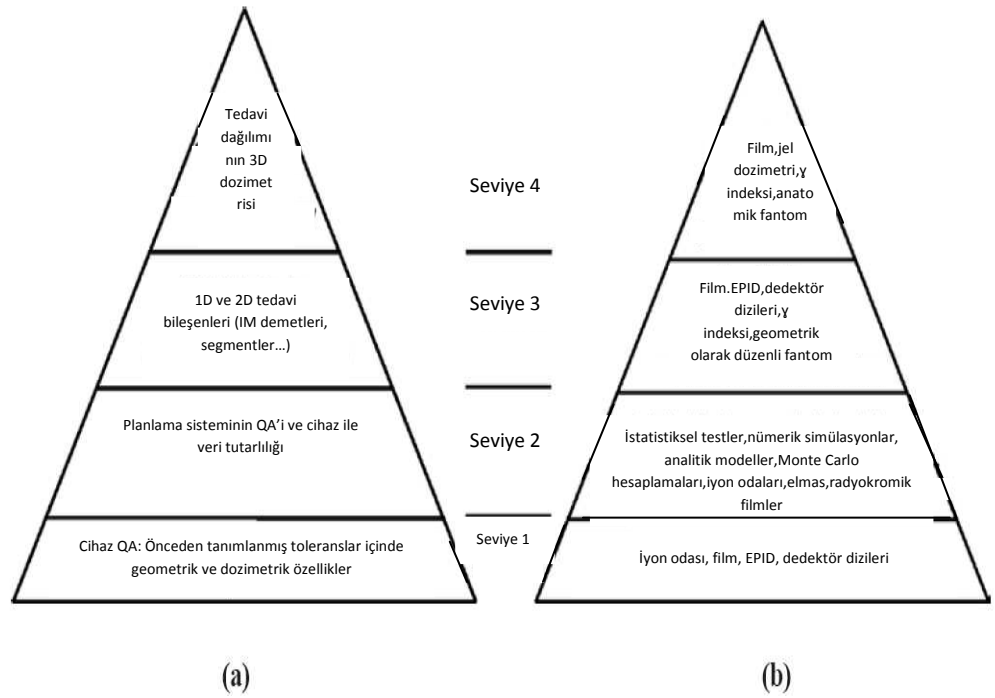
Bununla beraber klinik rutinde IMRT'nin pratik uygulamasındaki dezavantajı, gerçek tedavi öncesinde özel hasta QA'nın zaman alıcı olmasıdır (Esch vd. 2004). IMRT için tedavi öncesi QA'nın en yaygın kullanılış şekli genellikle; bir fantomda ya da filmde izodoz dağılım ölçümleri ya da jel dozimetri kombinasyonu ile mutlak doz ölçümleridir (iyon odası, diyet, TLD ve benzeri ile).

Bazı araştırmacılar; IMRT QA ile (Ezzell 2003, Low ve Klein 2005) kalite güvence işlemini 3 kısma ayıran daha sistematik ve daha etkili bir yaklaşım önermişlerdir. İlki; rutin olan lineer hızlandırıcı doğruluğunu ve işlemlerini, idealde ölçüm dizileri ve analizleri kullanarak kontrol etmektir. İkincisi; işlem tabanlı kapsamlı hesaplamalar içeren özel hasta tedavilerinin kalite güvencesidir (Doğan vd. 2006, Fan vd. 2006, Ma vd. 2002, Yan vd. 2008, Yang vd. 2003). Üçüncü bileşen ise eş zamanlı pozisyon ölçüm temelli Cone-beam bilgisayarlı tomografi ve diğer pozisyon doğrulama metotları ile geliştiriliyor olan hasta pozisyonunun kalite güvencesidir (Balter vd. 2005, Jaffray vd. 2002, Litzenberg vd. 2002). Bu yeni yaklaşım özel hasta QA'da karşılaşılan problemlerin etkin olarak çözülmesinde umut vericidir. Kompleks IMRT tedavisini kabul eden hastaların sayısındaki istikrarlı artış, tüm bu sistematik ve otomatik IMRT QA prosedüründe tedavi doz dağılımının doğruluğunun etkin olarak tanımlanabilmesi için geliştirilmesi önemli bir gereklilik olmuştur (Hunter vd. 2008).

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Dozimetrik Sistemler

IMRT doğruluğu için birçok dozimetrik sistem vardır. Özel bir sistemin seçimi; istenilen QA işleminin kapsamına ve doğruluğu sağlayacak tedavi parametrelerinin sayısına bağlıdır. Bu seçim, De Wagter (2004, 2006) tarafından önerilen, Şekil 2.1’de gösterilen “Piramit Kavramı” dikkate alınarak yapılabilir. Bu piramit, özelliklerine göre 4 farklı seviyeye sahiptir.



Şekil 2.1 a) Piramit Kavramı; IMRT QA çeşitli seviyelerdeki dozimetri sistemleri arasında bağlantı kurar. Gerçek bir piramitteki şu duruma benzer olarak; her basamak bir altındaki basamağın üzerine kurulmuştur. En alttaki iki basamak IMRT planlaması ve dağılımı için periyodik olarak QA işlemlerinde kullanılan ekipmanların bir kısmıdır. Yeni klinik IMRT çözümlerinin QA'si için; kimi piramidin en üstündeki tedavi planlamasının tümünün 3D dozimetrisi ile başlayabilir. Eğer 3D dozimetri beklenmedik bir hata verirse, piramidin bir alt seviyesine inilir **b)** Her seviye için metotlar ve ekipman gösterilmiştir



Şekil 2.2 IMRT QA sistemlerinden bazıları

- İyon Odaları
 - ❖ Farmer İyon Odaları,
 - ❖ Semiflex İyon Odaları,
 - ❖ PinPoint İyon Odaları
 - ❖ Diamond Dedektörler
 - ❖ P tipi Si Diyot Dedektörler
- Filmler ve Bilgisayarlı Radyoloji (CR)
 - ❖ Radyografik Filmler (EDR2-KODAK)
 - ❖ Radyokromik Filmler (Gafkromik HD-810, Gafkromik MD-55.2)
 - ❖ Bilgisayarlı Radyoloji (CR)
- Portal Dozimetri
 - ❖ Floroskopi Tabanlı CCD Kamera Kullanılan EPID'ler
 - ❖ aSi Tabanlı EPID'ler
 - ❖ Sıvı Dolu İyon Odalı Matris EPID'ler (L-EPID'ler)
- Jel Dozimetri
- Doğrusal Dedektör Dizileri
 - ❖ Doğrusal Diyot Dizileri, LDA-99 SC
 - ❖ Doğrusal İyon Odası Dizileri, LA-48
- 2 Boyutlu Diziler (2D Arrays)
 - ❖ MapCheck Sistemler (Diyot dizileri)
 - ❖ Dosimap, I'mRT QA (Sintilatör Dedektörleri)

- ❖ I'mRT MatriXX ve PXC (PiXel-segmented ionization Chamber)
- ❖ Seven 29 Sistemi (İyon odaları Dizileri)
- 3 Boyutlu Sistemler (Octavius)
 - ❖ Octavius I- Dedektör 729
 - ❖ Octavius II- Fantom
 - ❖ Octavius III- DAVID Dedektör
- Delta ^{4PT}
- In Vivo Dozimetri (TLD'ler, MOSFET Dedektörler)

2.1.1 İyon Odaları

IAEA gibi iyi bilinen dozimetri protokollerindeki iyon odaları kombinasyonlarında kullanılan soğurulan doz kesinliğinin radyasyon dozimetrisi için iyi bir altın standart olduğu söylenir. Bu kabul, sonuçların doğruluğu açısından bu tip dedektörlerin güvenilirliği, ölçümlerde yapılacak fiziksel işlemlerin bilgisini içermesi bakımından takdire değerdir.

İyon odası ölçümleri tipik IMRT alanlarında yapıldığı zaman, büyük alanlarda yapılan ölçümler ile kıyaslanınca referans koşullarından farklılıklar gözlenir. Ölçümlerin sonuçlandırılmasına, durdurma gücü ve pertürbasyon faktörü düzeltmesindeki sapma etki eder. Son yapılan çalışmalar'da (Sanchez – Doblado 2003) IMRT demetleri MLC ile şekillendirilmiş 6MV'luk foton demetleri için referans olarak verilen durdurma gücü oranı ile %0.3 içinde hesaplanan durdurma gücü oranındaki belirsizliklerin karşılaştırılabilir olduğu gözlenmiştir.

IMRT alanlarında iyonizasyon ölçümlerinden türetilen dozdaki tüm faktörlerin katkısı ile oluşan belirsizlik demet kalitesine, spesifik iyon odası tipine ve demet eksenine ile iyon odasının yönelimine bağlıdır. 6MV'luk foton demet kalitesi ve mikro-iyon odası için; iyon odası IMRT demetleri içine yerleştirildiğinde 0 ile %3 arasında farklılıklar gözlenir. Bununla birlikte, eğer mikro-iyon odası penumbra bölgesinde MLC'lerin

altına yerleştirilir veya segment boyutları iyon odasının boyutları ile karşılaştırılabilir ölçüde ise tanımlanan doza göre %9 farklılık oluşabilir.

Benzer gözlemler Laub ve Wong tarafından 2003'te, Leybovich ve arkadaşları tarafından 2003'te ve Bouchard ve Seuntjens tarafından 2004'te yapıldı. Son yazarlar C_Q^{IMRT} düzeltme faktörünü hesaplayabilmek için Monte Carlo metodunu kullandılar. Bu düzeltme faktörü referans alan için iyon odası kalibrasyon faktörünü ilgilenilen IMRT alanındaki kalibrasyon faktörüne çevirmek için Monte Carlo'yu kullandılar. Bu hesaplama metotlarının IMRT alanlarında, "sliding window" tekniğinde olduğu gibi tek bir "step and shoot"da radyokromik film ve Farmer iyon odası ile deneysel olarak geçerliliği sağlandı. Farmer iyon odası ile düzeltmenin, sliding window alanında, %10'larda sonuçlandığı görülmüştür. Dozimetrik hataların büyüklüğü pertürbasyon etkisi ile ilişkili olduğundan, bütün gruplar küçük hacimli iyon odası kullanılmasını tavsiye ederler. Bununla birlikte küçük hacimli iyon odası kullanıldığında, bazen sızıntı için fazla düzeltme faktörü gerekebileceğini 2003'te Leybovich ve arkadaşları göstermiştir.

Doz ölçümlerindeki göreceli büyük farklılıklar genellikle çok küçük alanlarda meydana gelir ve sıkça birbirini kompanse eder. Örneğin, bir mikro iyon odası kullanıldığında, OAR'da ya da PTV'de ölçülen dozdaki belirsizlik bir çok durumda tedavinin tümü için o noktada tanımlanan doza göre %3'ün altındadır. (Laub ve Wong 2003 ve Sanchez ve Doblado vd. 2005)

Nokta dozu yerine, sonlu boyutta bir iyon odasının hacim etkisini almak için, hacim dozu hesaplamalarının tedavi sistemi ile beraber yapılması gerektiği dikkate alınmalıdır.

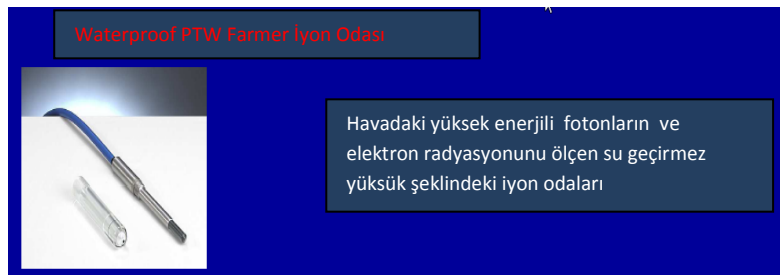
Doz dağılımındaki ilave belirsizlikler ile ilgili kantitatif bilgi elde etmek için, Sanchez ve Doblado tarafından 2007'de yapılan önceki araştırmalar, farklı klinik durumlar, dedektörler ve IMRT tekniklerini kapsamaları için genişletildi. Bu yazarlar "step and shoot" ve "sliding window" tekniklerini kullanarak, birkaç tane IMRT durumu için 5 farklı dedektör ile dozimetrik ölçümler alıp, Monte Carlo hesaplamaları yaptılar.

Ölçümler için aynı geometride kullanılabilecek basit, Monte Carlo simülasyonuna uygun özel bir IMRT fantomu hazırlandı. Doz silindirik fantomun doğrulama noktası olarak bilinen merkezinde ölçüldü. Bu amaç için her iyon odasının referans noktasında yerleştirilebilmesi, ölçümlerin tekrarlanmasında kolaylık sağlaması için bir takım insertler vardır. Bu amaç için aynı üreticiden üç iyon odası seçilir. PTW - Freiburg, Germany ve 30013 model 0.65cm^3 hacimli Farmer , 31010 model 0.125 cm^3 hacimli Semiflex ve 31014 model 0.015 cm^3 hacimli PinPoint iyon odalarıdır.

Bu iyon odaları esasen hacimsel olarak birbirinden farklıdır ama aynı duvar materyali (PMMA ve grafit) ve iç elektrot kompozisyonu (alüminyum) kullanılmıştır. Ayrıca bu iyon odalarının genişlikleri ve uzunlukları da birbirinden farklıdır ki IMRT alanlarında ölçümler için boyutlar çok önemlidir. Bu yüzden verilen iyon odalarının IMRT alanları için makul olan farklılıklar, sadece pertürbasyon etkisinden kaynaklanabilir.

2.1.1.1 Farmer iyon odası:PTW-Freiburg, 30013

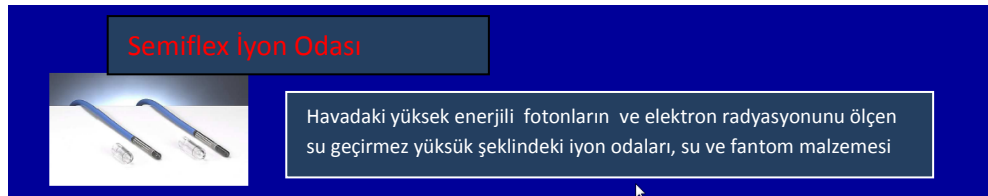
0.65cc 'lik hassas hacim mutlak foton ve elektron dozimetrisi için tasarlanmıştır. Katı fantomlarda kullanım için uygundur. Düzgün enerji cevabı vardır. Referans iyon odası olarak genellikle kabul edilir ve 10cm^2 'den büyük alanlar için alan bağımlılığı yoktur.



Şekil 2.3 Farmer İyon Odası

2.1.1.2 Semiflex iyon odası:PTW-Freiburg, 31010-31013

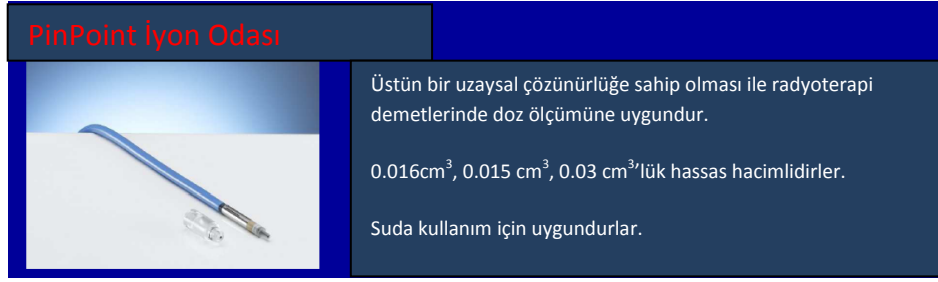
0.125cc ve 0.3cc'lik hassas hacimde üretilmiştir. Su fantomunda kullanım için uygun tasarlanmıştır. Geniş bir enerji aralığında düzgün enerji cevabı vardır. Enerji aralığı fotonlar için; 30kV-50MV, elektronlar için 6MeV-50MeV arasındır. Duvar malzemesi grafit olup build-up cap'i akrilik'tir. Her iki iyon odası silindirik olup, iç çapı 5.5mm'dir. Ölçülen hacim uzunluğu değişiklik gösterir. Ölçüm hacminin hemen hemen küresel olmasından dolayı $\pm 160^\circ$ 'nin üzerinde düzgün açısal yanıt verir. Su fantomunda 3 yönde ayırma gücü aynıdır.



Şekil 2.4 Semiflex iyon odası

2.1.1.3 PinPoint iyon odası: PTW-Freiburg, 31006, 31014

0.015cc, 0.016cc ve 0.03cc'lik hassas hacmi vardır. Suda kullanım için uygundur. Üstün ayırma gücü ile radyasyon demetlerinde doz taraması için uygundur. 31014 modelinde 2mm iç çap, 31015 ve 31019 modelinde iç çap 2.9mm olması ile, motorize su fantomunda demet profil ölçümleri için uygundur. Ölçüm hacmi hemen hemen küresel olduğu için düzgün bir açısal yanıtı vardır. Derin doz ve mutlak doz ölçümleri için kullanılabilirler. Duvar malzemesi grafitir.



Şekil 2.5 PinPoint İyon Odası

Hacim etkisi ve elektronik denge eksikliği küçük foton alanlarının doğru dozimetrisini zorlaştırır. Keskin demet penumbrası 5x5cm²'lik alanda, hızlandırıcı kafasının önünde cerrobend blok kullanılarak ölçülmüştür. Bu alan boyutu için, 5cm derinlikte 6MV için ölçüm yapılmıştır. Doz verimi ölçümlerinde PinPoint iyon odasının 2cm²'lik alan boyutuna kadar küçük alanlar için mükemmel bir iyon odası olduğu bulunmuştur.

6MV ve 15MV için ölçümler yapılmış olup polarizasyon etkisinden dolayı PinPoint tip 31014 iyon odasının alan boyutu bağımlılığının çok fazla olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar polarizasyon etkisi için bir düzeltme faktörü uyguladıklarında 31014 tip iyon odası için geniş alan boyutlarına karşı aşırı bir yanıt bulmadılar. Hiçbir düzeltmenin yapılmadığı düşünülürse, 6MV ve 15MV'lik demetlerde 12x12cm² ve 20x20cm²'lik alanlarda doğruluk sınırının %0.5'e kadar olduğu düşünülürse, iyon odasının doz verimi kablo ışınlaması ve hassas hacim 0.015cc nedeniyle polarizasyon etkisinden dolayı geniş alanlarda doğru olmaz.

31014 PinPoint iyon odasının uzaysal ayırma gücünün EDR2 film sonuçlarınıninkine yakın çıktığı görülmüştür. %20-%80 arası penumbra genişlemesinin $\leq 0.6\text{mm}$ olduğu bulunmuştur (Martens vd. 2000).

0.65cm³'lük Farmer iyon odası ile alınan IMRT mutlak doz ölçümleri, IMRT tedavi planlarında izomerkezde hesaplanan ile ölçülen doz değerleri arasında %6'dan fazla farklılık göstermektedir. Aynı deneyde 0.015cm³'lük PinPoint iyon odası ile yapılan ölçümlerde en fazla %2 farklılık bulunur.

Sonlu boyuttaki dedektörlerin uzaysal yanıtlarını düzeltmek için ve ölçümlerden çapraz profillerin gerçek yarı gölge genişliğini elde etmek için bir yöntem tanıtılmıştır. Bu yöntemde; doz verimi faktörü hesaplamaları farklı dedektörler ile yapılmış ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'lik alan için doz verimi faktörü dedektör boyutununun bir fonksiyonu olarak temsil edilmiştir (Laub 2003).

2.1.1.4 Diamond dedektör:PTW-Freiburg, 60003

4-20MeV elektron enerjisi, 4-25MV foton enerjileri için uygundur. 5Gy ile ön ışınlama sonrası iyon odasına göre daha kararlı davranış sergiler. 13 haftalık periyotta ölçümlerdeki standart sapma %0.67 içindedir. Su eşdeğeri olup su geçirmez özelliği vardır. $0.05 \mu\text{C}/\text{Gy}$ 'lik yüksek hassasiyeti vardır. Sızıntı akımı $<5 \times 10^{-12} \text{ A}$ ile düşüktür. Sıcaklığa karşı kararlılığı $\%1\text{K}^{-1}$ 'den daha iyidir. Zamansal çözünürlüğü $10^{-8} - 10^{-9} \text{ s}$ olup oldukça iyidir. 60003 tip diamond dedektör, radyasyona hassas bölgesi düşük safsızlık içeren doğal elmas diskten yapılmıştır. Kalınlığı 0.32mm ve hacmi 3 mm^3 'tür. +100V bias ile beslenir. Doz ölçümleri su fantomunda, yüksek enerjili elektron ya da foton demet merkezine paralel, su yüzeyine dik yerleştirilerek yapılır. 1.5 cm^2 'den küçük alanlar için elmas dedektör kullanımı tavsiye edilir.



Şekil 2.6 Diamond dedektör

Diamond dedektör katı-hal iyon odası olarak kullanılır. İyonlaştırıcı radyasyon soğurulduğunda, kristalde serbest hareket edebilecek enerjiye sahip elektronların ve pozitif deşiklerin üretimi ile elektriksel iletkenlikte geçici bir değişiklik olur.

Radyasyon elmas kristaline çarparak, birim hacimde birim saniyede f tane elektron-deşik çifti üretirse; elektriksel iletkenlik σ aşağıdaki gibi artar.

$$\sigma = f \tau e \mu = \frac{e \mu}{\sqrt{v s}} \sqrt{f}$$

$\tau = 1 / v s n$ olarak ifade edilir ve serbest elektronların ortalama ömrü olarak tanımlanır.

$n = f \tau$ serbest elektronların sayısıdır.

e elektronik yük, v ortalama elektron hızı ve s serbest bir elektron için deşikte yakalanma kesri olarak tanımlanır.

Saf bir elmas kristalinde yeniden birleşme hızı elektron-deşik üretim hızının karekökü ile ve bundan dolayı da boş holler ile yeniden birleşme olasılığının artmasından dolayı doz hızı ile doğru orantılıdır. Saf kristaller, yük toplama etkinliğinden dolayı dozimetri için uygun değildir.

Saf elmas kristalindeki safsızlıklardan en göze çarpanı nitrojendir. Termal uyarılma safsızlıkların büyük bir kesrinin iyonlaşmasını sağlayacak kadar yeterince yüksektir. İyonlaşan safsızlıklar; bir elektron yakalanırsa bu taşıyıcıların ölçülen pulsa katkı sağlamasını engelleyecek uzunlukta bir süre hareketsiz kalmasını sağlamak anlamında tuzak olarak davranırlar (Knoll 1989). Eğer elmas kristalinde çok sayıda tuzak varsa, tuzaklanan elektronların sayısı (m), serbest elektronların sayısından (n) çok fazladır. $m+n \approx m$ kadar elektron olduğu yaklaşımı yapılır. Buna göre;

$$\tau = \frac{1}{v s (m + n)} \approx \frac{1}{v s m} \text{ yazılabilir.}$$

Taşıyıcıların ömrü τ ; tuzaklanan elektronların serbest elektronlara oranı “m/n” tarafından azaltılır ve radyasyon hassasiyeti de aynı oran tarafından azaltılır. Yukarıda verilen iki eşitlik kullanılarak;

$$\tau = \frac{e\mu}{vsm} \text{ ifadesi türetilir.}$$

Yeniden birleşme hızı ve bundan dolayı yük toplama etkinliği elektron-deşik çifti üretim hızından bağımsızdır. Dedektör sinyalinin doz hızı ile neredeyse doğrusal artışı m'nin n ile çok yavaş değişmesini sağlar.

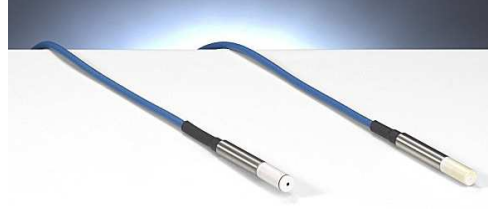
Elmas dedektörlerde hafif doz hızı bağımlılığı gözlenebilir ve bu da enerji ve demet modalitesinden bağımsızdır. Derin doz eğrileri elmas dedektörler ile ölçülür ve iyon odası ölçümleri ile karşılaştırılabilir.

Eğer safsızlıkların konsantrasyonu çok yüksek ise, yeniden birleşme zamanındaki azalmadan dolayı yetersiz bir sinyal üretilir. Ayrıca tuzaklardaki elektronlar, dışarıdan besleme gerilimi ile üretilen elektrik alana ters yönde bir elektrik alan oluştururlar. Bu etki polarizasyon etkisi olarak bilinir (Kozbu vd. 1977). Dolayısı ile radyasyon dozimetrisi için uygun olacak elmas kristalleri belli safsızlık konsantrasyonu içermelidir. Fakat safsızlığın çok fazlası da elmasın duyarsız olmasına ve polarizasyon etkisinden zarar görmesine sebep olur. Dozimetri için uygun olan kristaller; (Burgemeister 1981, Champion 1956) 10^{-19}cm^{-3} 'ten daha az düşük nitrojen konsantrasyonlu IIa tipi olup renksizdirler. Elmas dedektörün ışınlamadan önce ön-ışınlama yapılmasındaki gereklilik polarizasyon etkisinin ortadan kaldırılarak kararlılığın sağlanması içindir (Kavlich vd. 1999).

2.1.1.5 P-60016 ve E-60017 tip si diyot dedektör: PTW-Freiburg

P tipi silikon diyot dedektör yüksek foton enerjileri için IMRT ve stereotaktik uygulamalarda kullanılan küçük alan dozimetresidir. E tipi silikon diyot dedektör IMRT ve stereotaktik uygulamalarda, küçük elektron ve foton alanları için kullanımı ideal bir

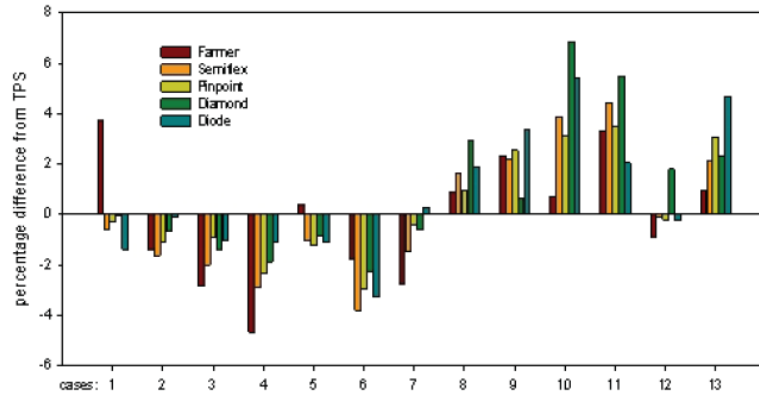
dozimetredir. Uzaysal çözünürlüğünün mükemmel olması penumbra bölgesindeki küçük alanlarda demet profillerinin çok hassas ölçülmesine olanak verir. Yüksek enerji yanıtı, 40x40cm²'lik alan boyutlarına kadar kullanıcının yüzde derin doz ölçümelerini doğru gerçekleştirmesine olanak verir. Su geçirmez dedektör havada, katı ve su fantomunda kullanım için uygundur.



Şekil 2.7 Diyot dedektör

İlave olarak; İtalya'da Arcispedale Santa Maria Nuova of Reggio Emilia'da "Sliding Window" tekniği ile katı hal dedektörü, doğal elmas ve diyot kullanılırken, Almanya Heidelberg'deki Alman Kanser Araştırma Merkezi'nde "Step and Shoot" tekniği kullanılarak ölçümler alınmıştır. Hem Almanya'da hem de İtalya'da yapılan birçok klinik uygulama IMRT temellidir. Yapılan ölçümler içerisinde tümör yerleşimleri ve tedavi teknikleri çeşitlilik gösteren 13 çalışma seçildi. Ölçüm merkezi izomerkez alındı. İyon odasının yerleştirilmesindeki hatalardan kaynaklanan dozdaki dalgalanmalar üzerinde çalışıldı.

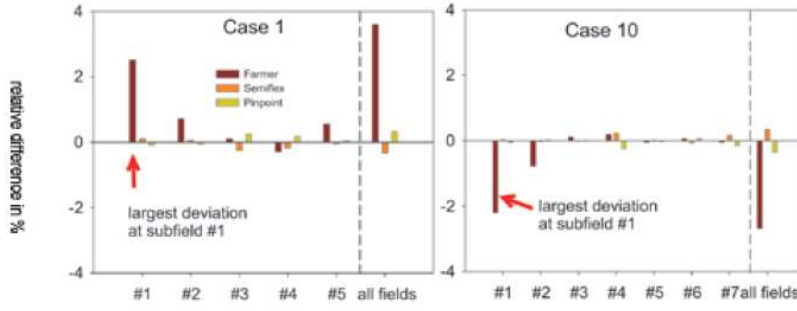
Ölçümlerin sonucu, tedavi planlama sisteminde (TPS) hesaplanan doz ile ölçülen doz arasındaki farklılıklar "Sliding Window" ve "Step and Shoot" teknikleri için yüzde olarak ayrı ayrı Şekil 2.8'de verilmiştir.



Şekil 2.8 Ölçülen doz değerleri ile değişik tipteki dedektörler arasındaki görelî doz farklılıkları ve 2 farklı TPS tarafından yapılan hesaplamalar. 1-7 arası “step and shoot” tekniği ile yapılmışken, 8-13 arası durumlarda ise “sliding window” tekniği uygulanmıştır.

Şekil 2.8’de gösterilen veriler, bazı durumlarda Farmer iyon odasının diğer iki tip iyon odası ile karşılaştırıldığında oldukça farklı sonuçlar verdiğini gösterir. Daha sonra yapılan araştırmalar bu farklılıkların dedektörün pozisyonundaki belirsizliklere bağlanamayacağını göstermiştir. Özel tedaviler için uygulanan değişik alanlar için bu sapmaların nasıl farklı olduğu sorusu doğmuştur.

Ölçümler her iki durum için üç tip iyon odası kullanılarak tekrarlanmış ve sonuçlar ayrı alanlar için Şekil 2.9’da verilmiştir. Tüm iyon odaları aynı plan kullanılarak ışınlanmıştır.



Şekil 2.9 Farmer tip iyon odası ve daha küçük iki çeşit iyon odası Semiflex ve PinPoint, iki ayrı teknikle ışınlanmasının sonucu çıkan görelî doz farklılıkları. Case1, step and shoot tekniği, Case2 ise sliding window tekniği kullanılarak yapılmıştır.

Farklılıklar; iki daha küçük hacimli iyon odasının verdiği asıl dozun toplam doza normalize edilmesine göre hesaplanmıştır. Bundan dolayı Case 1 durumundaki sonuçların tümü Şekil 2.8’de gösterilenden biraz farklıdır. Farmer iyon odasının özel davranışı, Farmer iyon odası ölçümleri için bu alanların kesinlikle uygunsuz koşullar içerdiğini belirten belirli alanlara bağlanabilir. Farmer iyon odasının bu ölçümler için uygun olmadığı görülmüştür.

Sanchez-Doblado ve arkadaşları, TPS tarafından gösterilen; yüklü parçacıkların dengeye ulaşmamasından dolayı penumbra bölgesinde iyonizasyonun ne düşük ne de yüksek olduğu örneğini vermişlerdir. İyon odası, alanın tamamıyla dışında konumlandırıldığında sistematik bir davranış gözlenmemiştir. Böyle durumlarda; segmentlerin konumlarının iyon odalarının yönelimlerine göre yapılacak bir kontrol, dedektör yanıtını anlamaya yardımcı olabilir.

TPS dozu özel bir yazılım (Virtuos) ya da ticari yazılım (Varian, Eclipse) ile hesaplanır. Virtuos ile yapılan hesaplamalarda ortalamanın %1.5 üzerinde ve Eclipse ile yapılanda ise ortalamanın %2 altında bir eğilim gözlenmiştir. Ancak, bu çalışmanın amacı ölçümlerdeki belirsizlikler ve TPS’in kalitesi olmadığından, bu bulgular daha sonra tekrar analiz edilmemiştir.

Sonuç olarak bu çalışmalardan IMRT’de kullanılacak dedektörlerin karakteristik özellikleri şöyle özetlenebilir:

1)Farmer iyon odaları, daha küçük iyon odalarına göre IMRT tedavilerindeki mutlak dozda büyük çapta sapmalara eğilimlidirler. Bu sapma tamamıyla geniş hacim ile doğrudan ilişkilidir. Aslında yanal duvarlarda elektron dengesinin kurulamamasına neden olur ve dedektör hacminde çok fazla doz toplanamaz. Bu etki “sliding window” IMRT tekniğine kıyasla “Step and Shoot” tekniğinde çok daha önemlidir. Genellikle penumbra bölgesinde daha iyi kompensasyon etkisi yapar. Sonuç olarak; küçük hacimli iyon odaları Farmer gibi büyük hacimli iyon odalarına nazaran IMRT doğrulaması için daha uygundur.

2) İncelenen durumların bazılarında gözlenen büyük farklılıklar, özellikle büyük hacimli iyon odaları ile doğrulama yapmak tek seçenek ise, her alanın içinde iyon odasının konumunu görsel olarak denetlemenin yararlı olduğu düşünülür. Bu yolla iyon odasının yüksek doz gradyenti olan bölgede konumlandırılmasından kaynaklanan olası belirsizlikleri önlemek mümkün olur.

3) “Sliding Window” IMRT tekniğinde ölçümler esnasında katı hal dedektörlerinin kullanımı ilave belirsizlikler ortaya çıkarır. Bu farklılık, doz hızının yanı sıra hassasiyetlerinin enerji bağımlılığından kaynaklanabilir. İlave olarak, elmas dedektörlerin ön ışınlama gereksinimleri vardır. Bu nedenle IMRT için kullanılmaları tavsiye edilmez.

4)Sadece aktif hacmi küçük olan iyon odaları göz önüne alındığında, doz tespitindeki standart belirsizlik hacim etkisinden dolayı %1 ile %1.5 civarındadır (Alber vd. 2008).

2.1.2 Filmler ve Bilgisayarlı Radyoloji (CR)

2.1.2.1 Radyografik film

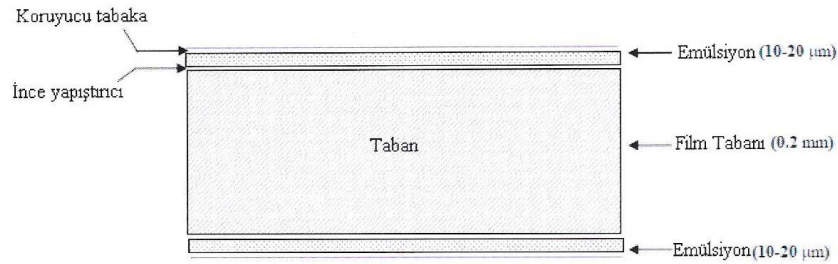
Film dozimetrisi ile ilgili protokoller AAPM TG-69 nolu raporda belirtilmiştir.

IMRT demetlerinin en önemli karakteristik özelliği şiddet dağılımının ortogonal düzlemde olmasıdır. Gelen demet yönüne dik olarak derinliğe göre dozdaki sapma çok belirgin değildir. Bundan dolayı radyografik film, fantom içinde 5cm'den 10cm derinliğe kadar, demet eksenine dik olacak şekilde yerleştirilmesi 2D dozimetre için idealdir. Optimal derinlik hedef hacmin merkezine doğru olan düzlemde ya da kritik organın bulunduğu düzlemde seçilir. Böyle bir yönelim için, film dozimetrisinin düşük ve yüksek doz alanları için çok doğru olacağı düşünülür (Danciu vd. 2001). Örneğin Martens ve arkadaşları 2002'de 15cmx15cm'e eşdeğer bir alan için XV2 filmi kullanarak iyon odası ile yapılan doz tespitlerinde 6MV ile 18MV için sapmanın %3 içinde kaldığını buldular. Bununla birlikte Yeo ve arkadaşları 2004'de XV2 ve EDR2 filmlerinin her ikisinin 6MV'lik demetler için enerji bağımlılığı sergilediğini buldular. Bu davranış penumbra bölgesinin içinde ve dışında, filme paralel ince kurşun yapraklar kullanılarak %9'dan %3'e düşürüldü.

Tüm tedavi doğruluğunda, EDR2 film XV2'den daha fazla tercih edilir. Çünkü EDR2 film 2Gy'lik doza kadar doygunluğa ulaşmaz. Asıl önemli nokta radyografik film özellikle emülsiyon tabakasındaki gümüş atomlarından dolayı su eşdeğeri değildir. Sonuç olarak; film hassasiyeti düşük foton/elektron enerjilerinde artar. Bu da dolaylı olarak film hassasiyetinin fantom boyutuna olduğu kadar derinliğe ve foton demetinin alan boyutuna da bağlı olduğunu gösterir. Kompansatör tabanlı IMRT'de kullanımda ilave belirsizlikler görülebilir. Böyle bir davranış 2005'te Wiezorek ve arkadaşları tarafından 15MV'de 33mm Cerrobend filtre için 10cm derinlikte %5'in altında gözlenmiştir. Bununla birlikte, son zamanlarda Srivastava ve De Wagter 2007'de 25MV'de 30mm kalınlıktaki blok için filmdeki belirsizliği %1.1'in altında

gözlemlemişlerdir. Bu sapmalar rutin olarak yapılan film dozimetrisindeki deneysel sapmalar içindedir ve EDR2 filminin kompensatör tabanlı IMRT doğrulaması için 2D dedektör olarak kullanılabileceğini göstermiştir. İkinci olarak Childress ve arkadaşları tarafından tartışılan; IMRT tedavisi boyunca değişen demet yönelimlerinin film boyunca foton spektrumunu değiştirmesiydi. Bu da filmde yöne bağlı bir hassasiyet oluşturduğunu gösterdi. Aslında XV2 (Oldham ve Webb 1997, Danciu vd. 2001) ve EDR2 (Gillis vd. 2005) filmlerinin her ikisi de gelen radyasyon demetine paralel değil de dik olarak pozisyonlandırıldıklarında %4'ler civarında hassasiyet gösterirler. Robar ve Clark 1999'da yaptıkları çalışmalarda da 6MV'de Kodak XV2 filmlerini çok küçük alanlar için kullanarak %1.5'tan daha büyük farklılıklar bulmadılar.

Film üstünde koruyucu tabaka bulunan radyasyona duyarlı emülsiyon ve geçirgen polyester tabandan oluşmaktadır. Emülsiyon kısmı yaklaşık 10-20 μ m kalınlığında olup, içinde gümüş kristalleri (yaklaşık %95 AgBr ve %5 AgI) ve jelatin bulunmaktadır. Jelatinin amacı gümüş kristallerinin kümelenmeden, homojen bir şekilde dağılmasını ve banyo işlemleri sırasında solüsyonların emilmesini sağlamaktır. Film tabanı, filme fiziksel dayanak sağlamaktadır. Yaklaşık 0.2mm kalınlığında, yeteri kadar sert ve ışığı geçirgen polyester tipi bir malzemeden üretilmiştir (Ouentcheu 2004).



Şekil 2.10 Çift emülsiyonlu x-ışın film kesit görüntüsü

Film üzerinde görüntü grinin tonları ile elde edilmektedir. Bu gri tonlarının derecesi optik yoğunluk (OY) olarak tanımlanır ve dansitometre ile ölçülür. Dansitometrenin

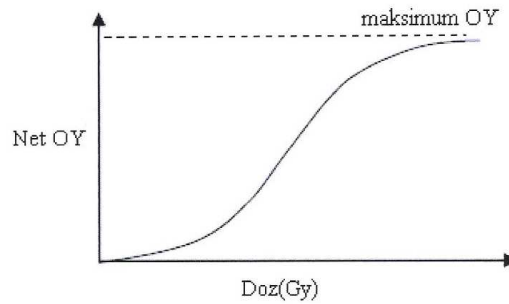
içinde bir ışık kaynağı ve küçük bir delikten gönderilen ışığın tam karşısında film den geçen ışık şiddetini ölçen bir fotosel bulunur.

$OY = \log(I_0 / I)$ ile hesaplanır.

I_0 : Film olmadan dedektörde toplanan ışık miktarı

I : Film varken filmi geçip dedektörde toplanan ışık miktarı

Dozimetrde ilgilenilen “net optik yoğunluk” değeridir. Net optik yoğunluk değeri, optik yoğunluk değerinden taban optik yoğunluk değerinin çıkarılması ile elde edilmektedir. Net OY değerine karşı doz değerleri için elde edilen grafiğe “karakteristik eğri” ya da “H-D eğrisi” adı verilmektedir. İdealde film dozimetrisinde, yanıt eğrisinin düz bir çizgi şeklinde olması gerekmektedir. Filmin mümkün olduğu kadar yüksek optik yoğunluk vermesi ve yavaşça doyuma ulaşması, istenilen bir özelliktir. Gerçekte filmde bir taban ve omuz bölgesi bulunmakta ve bu nedenle H-D eğrisi “S” şeklinde görünmektedir (Bor 2008).

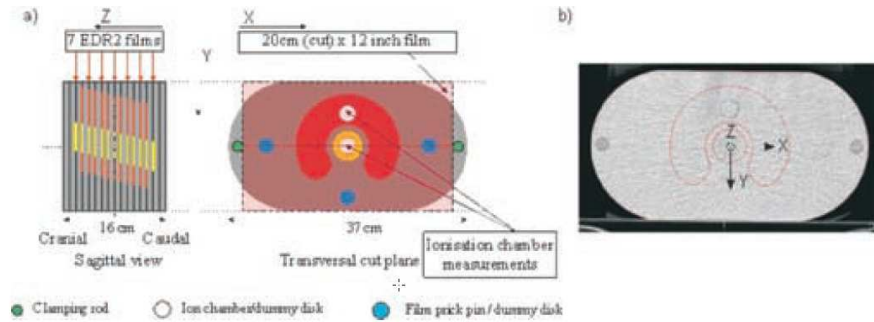


Şekil 2.11 Filmin karakteristik H-D eğrisi

Filmdeki diğer iki zorluk ise kimyasal banyo işleminin değişkenliği ile birleşmede emülsiyonun interbatch değişkenliğidir. Bu olay büyük rakamlardaki doz değerlerinin dağılımını oluşturan katı-katı bir kalibrasyon işlemi ya da sadece bir ya da iki doz

değerinde mutlak optik yoğunluklar tanımlanarak mutlak bir eğriye ölçeklendirilen görelî genel bir sensitometrik eğrinin benimsenmesi ile dengelenebilir. Kalibrasyon sırasında film düzleminin yönelimi doğrulama işlemi sırasındaki yönelim ile benzer olmalıdır. EDR2 filmi kararlı bir optik yoğunluğa (OD) ulaşana kadar işlem süresini geciktirmelidir.

Avrupalı QUASIMODO grubu demet eksenine paralel yerleştirilmiş 7 adet EDR2 filmi içeren pelvik fantomu kullanmışlar. Bu yolla risk altındaki organlarda da bir doz değerlendirmesi yapabileceklerini düşünmüşler. Buradaki asıl niyet, iyon odası ölçümlerini kullanarak bir normalizasyona gidilmeden mutlak bir şekilde kompozit film doz değerlerini yorumlamaktır. Ancak, daha önce de belirtilen sorunlar nedeniyle QUASIMODO verileri sudaki gerçek dozu bulmak amacıyla her film için doz dönüşümü gereksinimi duymuştur.



Şekil 2.12 a) Prostat kanserinin IMRT ile dozimetrik doğrulaması için tasarlanan polisitren QUASIMODO (CarPet) Fantomunun görünüşü, Sarı ile gösterilen riskteki organı çevreleyen kırmızı ile gösterilen planlanan hedef hacimdir. Z doğrultusunda, Z=60mm, Z=40mm, Z=20mm, Z=0mm, Z=-20mm, Z=-40mm, Z=-60mm, **b)** OAR ve PTV konturu ile merkezi CT dilimi ve koordinat sistemine uygulanışı (Gillis vd. 2005)

Yukarıdaki şekilde, film ölçümlerinin doğrulanmasını gösteren bir örnekte, tedavi planlama sisteminin verdiği dozun tahmin edilenin üzerinde sistematik olarak, %4 ile %5 kadar fazla çıktığı gösterildi. Bu da; şu hataların birikimine bağlı olarak bulundu. Birincisi, ölçüm yapılan gün linak kalibrasyonunda %1.5’luk fark ikincisi ise tedavi planlama sistemi içinde daha az optimal kernel oluşu’dur.

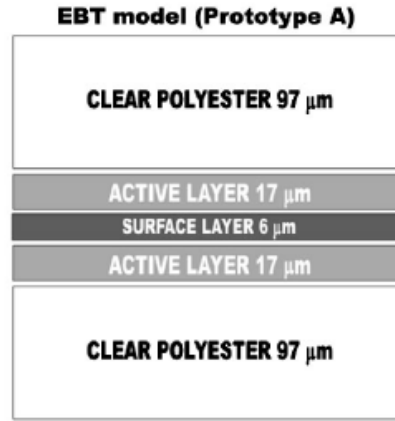
IMRT tedavisinin dozimetrik doğruluğu için; PTV dışındaki doğruluk ile PTV içindeki doğruluğun eşit olması önemlidir. Ancak şimdiye kadar film nadiren PTV dışındaki dozu doğrulamak için kullanıldı (Childress vd. 2005) ve film yanıtının yorumu genellikle yüksek doz alan sınırlı olduğu şeklinde yapılmıştır (Budgell vd. 2005).

Bu gözlemlerden, doğru bir kalibrasyon eğrisi kullanıldığında ve film işleme süreci doğru bir şekilde yapıldığında, IMRT doz dağılımlarını doğrulamak için radyografik film kullanmanın doğru bir yöntem olduğu söylenebilir. Film ölçümlerinden elde edilen görelî doz dağılımının gerçek doza normalizasyonunda ortaya çıkan hataları mümkün olduğu kadar ortadan kaldırmada küçük iyon odası ölçümü kullanmanın gerekli olduğu görülmüştür (Alber vd. 2008).

2.1.2.2 Radyokromik film

Gümüş halojenli film çok boyutlu dozimetri için kurulmuş iyi bir araç olmasına rağmen doz-yanıt davranışında foton enerji bağımlılığı, bu filmlerin doğasından kaynaklanan bir dezavantajdır. Dolayısıyla, film kalibrasyonu, yüksek enerjili foton demetlerinin nominal hızlanma potansiyeli yanında, radyasyon alanının alan boyutu ve derinliği gibi spektral bileşenlerine bağlıdır. Radyokromik film, diğer bir deyişle, hemen hemen doku eşdeğeri olarak bilinir ve bundan dolayı enerji ve yön bağımlılığı çok azdır. Son on yılda radyoterapi uygulamaları için incelenmeye çalışılan radyokromik film türlerinin dezavantajları da vardır. En belirgin olanları, insanı uğraştıran film işlemleri ve film genelinde hassasiyetteki değişikliklerdir. İyonlaştırıcı radyasyon dozlarına karşı düşük hassasiyet genellikle radyasyon onkolojisinde kullanılır (Niroomand-Rad vd. 1998). Bu da external beam tedaviyi engeller ve radyasyon onkolojisindeki yaygın kullanımları brakiterapi ile sınırlandırılmıştır (Bollaard vd. 2006).

Radyokromik filmlerin tümü radyasyona hassas dye (diacetylene monomer) tabanlı yapılmışlardır ve bir jelatin bağlayıcıya gömülü olarak mikro kristallerin içerisinde organize edilmişlerdir. Işınlamanın üzerine bir katı hal polimerizasyon gerçekleşir ve film giderek mavi renge döner. Son zamanlarda, external beam terapi QA’da radyokromik film kullanımındaki sınırlamaları aşmak için, üretici firma tarafından yeni bir radyokromik film modeli olan Gafkromik EBT dizayn edildi. Önceki türleri ile karşılaştırıldığında yüksek hassasiyet sunar ve kliniğe ilişkin dozları doğrulukla tespit edebilmeye olanak verir. Gerçek dozlar düşük spektral hassasiyet ile tespit edilebilir. Mükemmel bir görüntü rezolüsyonu sağlarlar. Kimyasal işlem gerektirmezler (diğer tip radyokromik filmlerde olduğu gibi). Gelişmiş ışınlama sonrası renklenme gösterirler (ışınlama ile okuma arasındaki zaman 2 saatten fazla olmalıdır). Oda ışığında film tutulabilir ve hazırlanabilir. Bu nedenlerden dolayı Gafkromik EBT filmler IMRT uygulamalarında yüksek kaliteli dozimetri için aday olacaktır (Todorovic 2006). EBT filmleri 8”x10” tabakaları halinde verilir ve üretici tarafından 2 ile 800cGy doz aralığına uygun üretilir. Toplam kalınlık 34µm’dir. Polyester taban ile kaplı 6µm’lik yüzey ile birbirinden ayrılan iki aktif tabakası vardır. Filmin atomik bileşeni %42.3 C, %39.7 H, %16.2 O, %1.1 N, %0.3 Li ve % 0.3 Cl’dur. Film malzemesinin atom yapısı ile ilk zamanlar orta atom numaralı element olan Cl (Z=17), efektif Z’si 6.98’e yükseltilerek düşük enerjili fotonların fotoelektron soğurumunda enerji bağımlılığını en aza indirmek için takviye olacağı düşünüldü. Aktif katmanın değişen kimyasal bileşimi, ışınlanmamış filme lila rengi verirken, ışınlamadan sonra hemen maviye dönüşür. Işınlamadan sonraki soğurma spektrumundaki maksimumlar 636nm ve 585nm’de lokalize olurlar ve yerleri kaymaz (Butson vd. 2005).



Şekil 2.13 Gafkromik EBT filmin yapısı

İyonlaştırıcı radyasyonun yanıtını ölçmek için, radyokromik filmlerin taranması gerekir. Bu amaç için ticari olarak flatbed renkli doküman tarayıcıları üretilmiştir. Bu tarayıcılar Helium-Neon laser tarayıcılarına göre biraz daha ucuzdur. Bu tarayıcılar soğurma spektrumundaki piklerin dalgaboyuna yakın bir dalga boyunda çalışırlar. Flatbed renkli tarayıcılar bir şeffaflık ünitesi ile 48 bit renk derinliğinde kırmızı-yeşil-mavi renk modunda ya da 8'den 16 bite kadar yüksek uzaysal çözünürlükte gri skala modunda, şeffaflık modunda filmlerin taranmasını sağlar. Şeffaflık ünitesindeki ışık kaynağı genellikle bir difüzerin arkasına yerleştirilmiş olan beyaz floresans Xenon lambadır. Çıkarılabilir ana renkler olan üç ölçülebilir dalgaboyu bantları içine düşen ışık spektrumunu bölen ışık dedektörü olarak kullanılır. Radyokromik filmin soğurma spektrumu, görünür spektrumda kırmızı renk bölgesinde bir maksimum sergilediğinden, radyokromik film dozimetrisi için renkli belge tarayıcısı kullanıldığında, RGB görüntüden kırmızı renk kanalı bilgi çıkarımı en sık kullanılan bir yöntemi temsil eder (Flat-bed doküman tarayıcısı kullanılarak kusursuz radyokromik film dozimetri yapılır). Kullanılan tarayıcı için warm up etkisi varsa araştırılması ve ilgili protokolün dikkate alınması gerekir.

Ghent Üniversitesi Hastanesinde radyokromik film dozimetrisi, klinikte uygulanan yeni IMRT çözümleri ya da her hastanın kendi özel kompleks tedavisi için, tedavi öncesi

hasta QA’da kullanılıyor. Bu yaklaşım, fantomda hesaplanan ile ölçülen doz dağılımını karşılaştırmak için bir ya da daha fazla Gafkromik EBT film yaprakları ile doldurulan antropomorfik fantoma aktarılan klinik tedavi planının uygulanışını gösterir. Bu işlemi göstermek için, tedavi öncesi dozimetrik doğruluk için, göğüs duvarına bitişik uzatılmış bir tümöre 5 ark IMAT tedavisi uygulanarak tanımlanır. Planlama mümkün olduğu kadar akciğer dokusunu koruma altına alacak şekilde yapılmalıdır.

Karışık foton demet kalitesi için 6MV (2 ark) ve 18MV (3 ark), radyokromik film için uygun olan MeV aralığında enerjiden bağımsız bir dozimetri gerekir. Öncelikle tedavi planı, Pinnacle tedavi planlama sistemine aktarılır ve QUASIMODO CarPet izomerkezde transvers düzlemde EBT filmler ile yüklenir ve tedavi planı fantoma aktarılır. Doz dağılımı fantom kenarlarına yakın olur. Bu nedenle bilgisayar kontrollü bir freze (milling) cihazı ile fantomun dışına doğru filmin bu kısımlarındaki doz azalımlarından kaçınmak için film kesilir. Daha sonra hesaplanan ve ölçülen doz dağılımları gama değerlendirme yöntemi kullanılarak karşılaştırılır. Veri analizi MATLAB yazılımı kullanılarak yapılır.

Özetlersek; film dozimetri sistemi her biri kendi doğruluğunu tanımlayan 3 bileşen içerir;

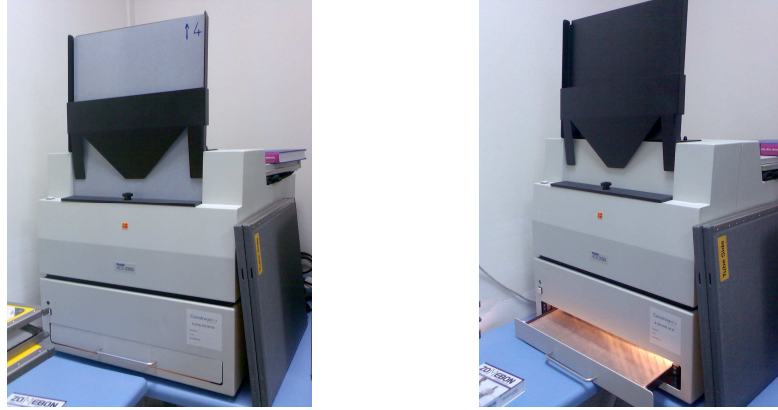
1. Filmin tipi,
2. Tarama cihazı,
3. Filmin taranması ve protokolün değerlendirilmesi.

EBT tabanlı filmler ve EPSON Expression 1680 Pro tipi ticari flatbed tarayıcı, Medical University, Vienna Radyoterapi Bölümü ve Ghent Üniversitesi Radyoterapi ve Nükleer Tıp Bölümü işbirliği ile yayınlanan protokol, radyokromik film dozimetri protokolü için bir örnek olarak verilebilir (Alber vd. 2008).

Yine Radyokromik film dozimetrisi için AAPM Task Group 55’in 63 nolu raporu incelenebilir.

2.1.2.3 Bilgisayarlı radyoloji (CR)

CR analog görüntüden dijital görüntüye geçiş sistemidir. Klasik röntgen çekiminde kullanılan ve içinde röntgen filmi olan kasetler yerine bu sistemde içinde fosfor plakalar olan kasetler kullanılmaktadır. Film çekimi, klasik röntgen cihazı ile fosfor plaka içeren kasetler üzerinde yapılır. Kasetlerin içindeki fosfor plakalarda oluşturulan radyolojik görüntü, özel dijital tarayıcılar (CR READER) aracılığı ile bilgisayar ortamına aktarılır. Dijital ortama aktarılan görüntüler bilgisayar ortamında ekrana yansıtılarak incelenir. Bu inceleme sırasında, elde edilen dijital görüntülerin gerekli tüm ayarları bilgisayar ortamında yeniden yapılandırılarak, değişik organ ve dokuların incelenmesi gerçekleştirilir. Dijital ortama çevrilmiş görüntüler bilgisayar ekranında görülebileceği gibi başka çalışma cihazlarına da aktarılabilir. Değişik arşivleme sistemlerine gönderilebilir ya da CD'lere kaydedilebilir.



Şekil 2.14 CR’da filmin taranması

Karanlık oda ve banyo solüsyonlarının kullanımı söz konusu değildir. Dozdan kaynaklanan hatalarda çekim tekrarları ortadan kalkar. Kalite ve verimlilik artar.

Hastanelerde radyografik filmlerin yerini dijital almaya başlayınca, 2D dozimetri için CR tabakaları düşünülmüştür. Bir CR'ın aktif katmanı yaklaşık 300 mikron kalınlığındadır (BaSrFBr:Eu^{2+}). Fosfor depolama folyeleri 24cmx30cm geleneksel boyutunda, 0.9mm kalınlığında ve ışık geçirmez bir zarf içine yerleştirilmiştir. Çünkü oda ışığına maruz kalırsa sinyalde bozulmalar olabilir.

X-ışınları fosfora gelir ve burada bir görüntü oluşur.(Normal kasette kaset içine konan filmdeki gümüş iyodürlerin radyasyona maruz kalması ile görüntü oluşuyordu.) Oluşan görüntü fosforda kalır. Fosfor okuyucu'da okunur. Bilgi bilgisayara aktarılır. Kuvvetli bir ışık altında fosfordaki görüntü silinip, kaset tekrar kullanılabilir duruma getirilir.

Fosfor ekranlarındaki parçacık boyutu 100-250 μm kadardır. Kullanılan kristal BaFX'dir. X'in yapısı Cl, Br ve I'dur. Brom ve İyot katkıları kristalde F merkezlerini oluştururlar. X-ışınları kristale geldiğinde, fotonlar vurunca, elektronlar serbest kalır ve F merkezlerde tutulurlar. Fosforun sönüm zamanı uyarıldıktan sonra yaklaşık 0.7 μs 'dir. BaSrFBr:Eu^{2+} 'nin X-ışını soğurumu karşılaştırıldığında gözle görülür bir artış yoktur. Ancak diyot lazerlerin dalga boyu ile optik olarak çok iyi uymaktadır. Lazer kaseti tarar ve nokta nokta elektronlara enerji verir. Buradaki Eu atomları uyarılır. Elektronlar F merkezlerden iletim bandına çıkarlar. Tekrar taban seviyeye inerken bir foton yayımlanır. Görüntü tuzaklanmış elektronlarla oluşur.

Dedeksiyon etkinliği yüksek olmalıdır. Bu fosfora bağlıdır. Fosforun k kenarına, Z atom numarasına ve de yoğunluğuna bağlıdır. Ayrıca lazerin kristal içindeki penetrasyonuna bağlıdır.

Olc, 2005'te 328cGy'e kadar doz okuyabilen Kodak 2000RT CR tarama sistemleri kombinasyonu ile Agfa CR tabakalar (model MD 10) üzerinde çalıştı. Doz yanıt eğrisi 150cGy'e kadar yarı logaritmiktir ve bu dozun ötesinde platoya erişir. Ayrıca yanıtın; uzaysal değişmezliği, tekrarlanabilirlik, alan boyutu bağımlılığı ve sinyalin zaman

içindeki azalımı gibi karakteristik özellikler Olc tarafından araştırıldı. CR'ın yüksek Z bileşenli aktif katmanı nedeniyle mevcut fosfor depolama ortamı, daha düşük enerjilerde saçılan doz, doz-yanıt özelliği, büyük alan boyutları ve daha büyük derinlikler için radyografik filme benzer. Olc yaptığı çalışmalarla şu sonuca varmıştır. Eğer metodolojiye dikkat edilirse; sistem doğruluğu 15cmx15cm'den daha küçük alan boyutlarında hem tek demet hem de IMRT için görel ve gerçek dozimetri, IMRT QA testleri için yapılabilir (Geyer 2007). IMRT QA görel dozimetri testleri radyografik filme göre doğruluğu biraz azalarak yapılmıştır. Fosfor depolayıcı görüntüleme tabakaları kullanan portal görüntüleme zaten kliniklerde var olduğundan CR dozimetri sadece bir opsiyondur (Alber vd. 2008).

2.1.3 Portal dozimetri

Online elektronik portal görüntüleme cihazları hasta tedavisi sırasında megavoltaj görüntülerinin doğruluğu için geliştirilmiştir. Megavoltaj görüntüler, böyle bir cihazla dijital formatta elde edilir. Daha sonra daha ileriki analizler sıklıkla da set-up hatalarını tanımlayabilmek için kullanılır. Yani kullanıcıya dijital feedback imkanı sağlar. Ayrıca görüntü bilgisi, bir ya da birkaç nokta yerine bir düzlemdeki doz bilgisini veren, EPID'e dağıtılan doz ile yakından ilgilidir. EPID'ler IMRT doğrulama işlemi sırasında birkaç amaç için de kullanılabilir. Bunlar;

1. Statik (step and shoot) ya da hareketli MLC (sliding window) teknikleri esnasında yaprak pozisyonlarının doğruluğu için,
2. Yaprak sıralama dosyasının tedavi cihazına aktarıldığını kontrol etmek,
3. Tedavi ünitesinin mekanik ve dozimetrik performansının bütününe ölçmek.

Portal dozimetri çalışmaları 3 ticari sistem için yapıldı. Floroskopik, CCD-kamera tabanlı Philips SRI-100 sistemleri, Plumbicon tüp kamera tabanlı TheraView (Cablon) Görüntüleyici ve Varian sıvı dolu matris iyonizasyon oda sistemli Portal Vision.



Şekil 2.15 Lineer hızlandırıcı cihazına monte edilmiş port cihazı

Son zamanlarda çeşitli gruplar fantom ya da hastanın CT verilerini kullanarak 3D doz dağılımlarını yeniden hesaplayabilmek için, EPID görüntülerini daha sonra TPS için girdi olarak kullanılacak 2D etki haritalarına dönüştürmek için metotlar geliştirdiler (Renner 2003, Steciw 2005, Van Elmpt 2006 ve Zijtveld 2007). Genellikle bu yaklaşımlar fantomdaki 3D doz dağılımını yüksek doğrulukla yeni baştan kurabilir. Örneğin, Van Elmpt ve çalışma arkadaşları IMRT için yeniden yapılandırılan dozu film ve iyon odası ölçümlerinden elde edilen doz dağılımları ile karşılaştırdılar. %3 ve 3mm kriteri ile gama değerlendirme metodu kullanıldığında, ışınlanan alan içerisindeki piksellerin %99'unun gama değerinin 1'den küçük olduğu görüldü. İzomerkezdeki mutlak doz iyon odası ile ölçülenle aynı ve %1 içindedir. 105cm SSD'deki EPID kalibrasyonu ve performans ölçümleri, TPS'den elde edilenler ile fantomda 3.8cm ve 1.5cm derinlikteki 2D doz ölçümlerinin doğrudan karşılaştırılması başarılmıştır (Nicolini 2006).

EPID özellikleri şöyle sıralanabilir:

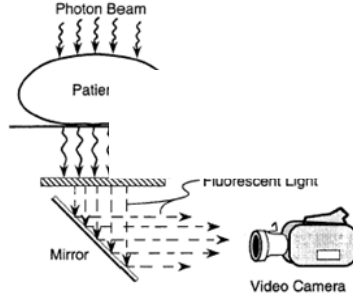
Görüntü almak ve depolamak için filme gereksinim yoktur. Film tarama yazılımına ihtiyaç yoktur. Doğrusal doz yanıtı vardır. R&V ile programlanabilir. Uzun vadeli QA için kullanılabilir. Demet düzgünlüğü ve simetri ölçümleri yapılabilir. MLC pozisyon testleri uygulanabilir.

Hollanda Kanser Enstitüsünde EPID yanıtı geri projeksiyon algoritması kullanılarak hasta da ya da fantomdaki doza çevrilmiştir (Wendling 2006). Daha sonraki araştırmacılar, izomerkezde 1mm ayırma gücüne sahip, farklı tip dozimetreler kullanarak fantomdaki ölçümler ile dozların yeniden yapılandırılmasını karşılaştırmışlardır. Genel fikir hepsinin birbirine çok iyi uyduğudur ki bu da fantomda bir düzlemdeki dozun doğrulukla tahmin edilebileceğini göstermiştir. Böylelikle 2D tedavi öncesi IMRT doğrulamada EPID'in filmin yerini alabileceği ortaya konmuştur.

Tedavi öncesi IMRT dağılımında EPID'in kullanımı için birkaç yaklaşım tanımlanmıştır.

- Pasma ve arkadaşları dinamik IMRT ile üretilen tüm demetler için floroskopi tabanlı CCD kamera kullanarak EPID görüntülerini elde ettiler. Bu görüntüler iki boyutta doz dağılımına çevrildi ve EPID'in pozisyonundaki tedavi planlama sisteminin hesapladığı doz ile karşılaştırıldı.
- Van Esch ve arkadaşları 2001'de sıvı dolu iyonizasyon odalı matris sistemler ile EPID için tedavi öncesi doğrulama çalışması yapmışlardır.
- McCurdy , Grein, Chang ve Ling, Greer ve Popescu , Van Esch ve araştırma grupları tarafından aSi EPID için doğrulama çalışması yapılmıştır. Bu metodun doğruluğu filme ve iyon odası ölçümlerine göre %2 içinde kalmıştır, fakat yüksek yaprak hızlarında dik doz gradyentli alanlar başta olmak üzere bu doğruluk azalır.

2.1.3.1 Floroskopi tabanlı ccd kameralı epid'ler



Şekil 2.16 Floroskopi tabanlı CCD kameralı portal görüntüleme şeması

CCD'ler standart fotolitograf işlemi kullanılarak monokristal silikon wafer'dan yapılan katı hal görüntüleme dedektörleridir. Tüm floroskopi sistemlerindeki görüntü güçlendiricilerde kullanılırlar. Direkt radyografi için kullanılmazlar. Çünkü silikonun düşük atom numarasından dolayı soğurulan X-ışını yeterli olmaz. Silikon wafer üreticilerinin boyutlardaki üretim limitlerinden dolayı CCD'ler çok büyük ebatlarda üretilemiyorlar. Ancak 20cm çapındaki alanlar için küçük alan dedektörleri olarak kullanılabilirler. X-ışınları ile görüntülemedeki uygulamaları genellikle optik olarak küçültmedir. Silikon wafer'ın maksimum boyutu 5cm x 8cm ile sınırlıdır. 4 ile 16cm²'lik boyutlarından dolayı büyük alan dedektörü olarak kullanılamazlar. Pixel boyutları sadece 8, 10, 15 ve 20 mikron kadar olduğundan, fabrikasyon olarak üretilemediği için geniş boyutta dedektör yapılamıyor. 2.5 x 2.5cm²'lik CCD çipleri 1024 x 1024 ya da 2048 x 2048 pixel içerir.

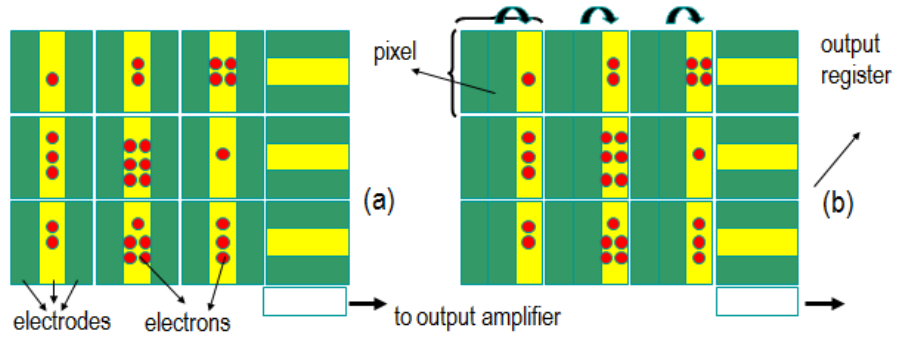
Geniş FOV'lar sintilatör ekrandan CCD'ye olan optik bağlantının minimum olmasını sağlar. Küçültme arttıkça CCD'ye ulaşan ışık kuantası kesri azalır. 40cm x 40cm'lik giriş için ve 3x3cm²'lik CCD boyutu için küçültme faktörü 13.3 iken; ekrandan yayılan 1000 fotondan sadece 1 tanesi CCD'ye ulaşır.

Işık toplama verimliliği %1'den küçüktür ve bu verimi arttırmanın yolu lenslerden bir mozayık yapmak ya da fiber optik kablolar ile küçük alan dedektör modülleri oluşturmaktır. CCD'nin verdiği gürültü çok düşüktür. Fiber kablolar üst üste getirilerek ışık klavuzu haline dönüştürülür. Işık kaybı çok yüksek ve optik bağlantı yetersiz kaldığından fiber kablo kullanılır.

Yüksek hassasiyeti vardır. Ayırma gücünde bir kayıp olmadan çok geniş bir aralıktaki sinyale verdiği yanıt doğrusaldır. Görüntülemede gecikmenin olmaması avantajdır. Doğal yapısı itibariyle kararlıdır.

CCD dedektörler birkaç mikron civarında metal kaplama baskı tekniği ile yapılmıştır. Etching yaparak, plakaların arası ayrılır ve 3 metal elektrot kısa mesafelerle oluşturulmuş olur. Elektronlar merkezi elektrot altında toplanırlar. Merkeze $+V_o$, kenarlara $-V_o$ gerilim verilerek potansiyel kuyusu oluşturulur. Tek bir piksel boyutu 10 mikrondur. Ne kadar çok elektron gelirse o kadar çok ışık çıkar. Yük paketleri tüketim duvarlarında depolanır. Voltaj bias yük paketlerini yükseltece gönderir. Sinyalin okunması için yük voltaja çevrilir.

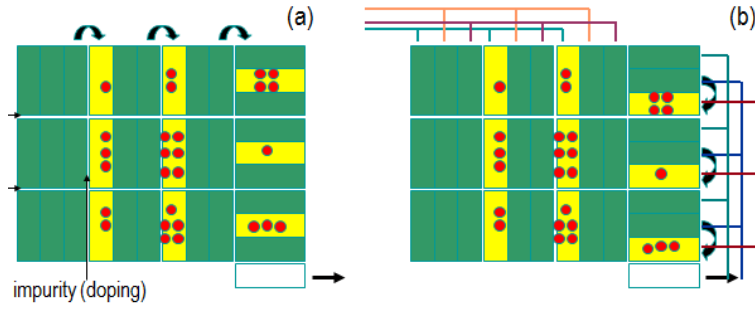
CCD'nin çalışma prensibinde birinci fonksiyon fotoelektrik olay üzerine kuruludur. CCD'de silikat ağındaki ışık soğurumu sonucu gelen foton ile orantılı olarak fotoelektron üretilir ve fotonların çip üzerine düştükleri yere yakın olan piksellerde toplanırlar. Bu pikseller; CCD'nin yüzeyini kaplayan elektrot ağı ile tanımlanır. Elektrotlar toplanan yüklerin kaçmasını engellemek için potansiyel kuyuları oluştururlar.



Şekil 2.17 a) Işınlama süresince yük toplama işlemi için; her pikseldeki sarı ile gösterilen merkezi elektrot en yüksek potansiyelde tutulur. **b)** Işınlamanın sonunda elektrotların potansiyeli değiştirilir ve yükler bir elektrottan diğerine transfer edilir.

Yük toplanması bittiğinde, iletim her elektrotun potansiyeli senkronize olarak değiştirilerek gerçekleştirilir. Bundan dolayı elektronlar bir pikselden diğer piksele yatay olarak hareket ederler ve daha sonra da her yatay satırın sonundaki çıkış kaydedicisi'ne gelirler.

Çıkış kaydedicisi, CCD'nin fotonlara hassas bölgesinin dışında ve bu bölgeye dik olarak yerleştirilen bir seri elektrot içerir. Çıkış kaydedicisi (output register) her yük paketini çıkış yükseltecine gönderir. Burada yükler dijitale çevrilerek bilgisayar hard-diskinde depolanır. Daha sonra kaydedilen sinyallerin kalibrasyonu yapıp analiz edilebilirler.



Şekil 2.18 a)Elektrotların potansiyeli sekronize yolla değiştirilerek, elektronlar bir pikselden diğer piksele iletilirler. Sağdaki yükler çıkış kaydedicisi'ne yönlendirilir. **b)**Yüklerin yatay transferi biter ve çıkış kaydedicisi'ndeki her yük paketi dikey olarak çıkış yükselteci'ne iletilir ve sonra teker teker okunur. Bu döngü tüm yükler okunana kadar devam eder. Okuma zamanı geniş CCD'ler için yaklaşık 1 dakika civarındadır.

2.1.3.2 aSi Tabanlı epid'ler

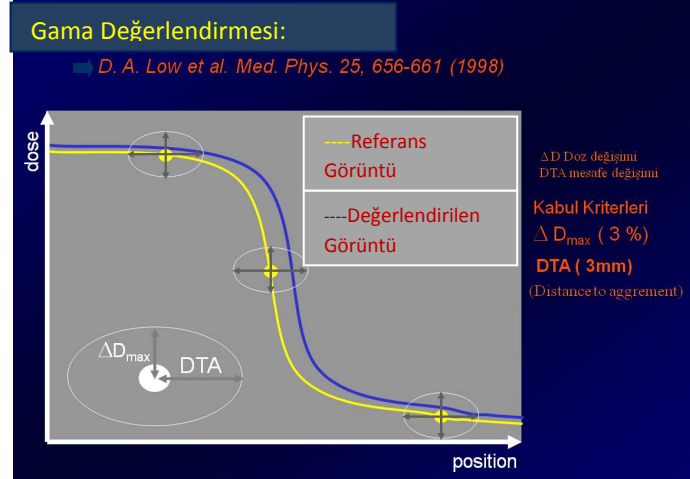
Son zamanlarda en çok kullanılan flat-panel amorf silikon tabanlı olanlarıdır. aSi 2D dozimetre olarak kullanılmasıyla çok popülerdir. EPID'i dozimetrik amaçlar için kullanmadan önce birkaç temel dozimetrik özellik tarif edilmelidir. Doz-yanıt eğrisi, sinyalin tekrarlanabilirliği, sıcaklık, doz hızı, puls başına doz bağımlılığı ve gantri dönüş açısı ile sapmaların yanıtı gibi. Bu ölçümlerin sonuçları video tabanlı sistemlerin hızlı ve doğrusal yanıtlarının iyi olduğunu göstermektedir (Pasma vd. 1999). Bu sistemlerin ayrıca dedektörlerdeki yöne bağımlı ışık saçılımı için büyük göreceli düzeltmeye gereksinimleri vardır.

aSi EPID'in dozimetrik amaçlar için kullanılmasında iki problem vardır. İlk problem; gölgelenmenin nasıl işlenmesi gerektiğine ilaveten ışınlamadan sonra sinyalin durmasıdır (Siewerdsen ve Jaffray 1999, McDermott vd. 2004-2006, Winkler vd. 2005). Bu büyük MU'ya sahip alanların doğruluğunda kullanılacak aSi EPID'ler için büyük bir sorun değildir. Yarı deneysel düzeltme işlemi kullanılarak gölgelenme sorunu ihmal edilebilir düzeye getirilebilir. Ancak, IMRT doğruluğu sırasında piksellerin her biri

düzensiz bir şekilde ışınlığında bu önem arz eder, çünkü bu durumda eksik sinyali düzeltmek zor olur.

aSi EPID ile ilgili ikinci problem; yanıtta enerji bağımlılığıdır. aSi EPID'lerin yüksek Z malzemesinden dolayı düşük enerjili fotonlar için aşırı tepki verir. Eğer bir fantom içine yerleştirilirse, aSi EPID'lerin hassasiyetinin bir sonucu, film dozimetrisine benzer şekilde alan boyutu ve derinlik bağımlılığı oluşur (Nicolini vd. 2006). aSi EPID'e 2mm'den 3mm kalınlığa kadar bakır plaka ilavesi ile, enerji bağımlılığı azaltılabilir (McDermott vd. 2004). Enerji değişimindeki bu hassasiyeti dikkate almak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. İlk yaklaşım, ham görüntünün pikselleri için flat-field kalibrasyonu ya da flood-field kalibrasyonu kullanmaktır. Ölçülen verileri ya da Monte Carlo hesaplamalarını kullanarak, alan boyutuna bağlı hassasiyet daha yüksek bir doğrulukla tanımlanabilir (Greer 2005, Nicolini vd. 2006). EPID'deki X-ışını ve foton saçılımını tanımlayan (McCurdy vd. 2001, Chang ve Ling 2003, Warkentin vd. 2003, Wendling vd. 2006) kerneller uygulanarak; EPID görüntülerini EPID'in bulunduğu pozisyonda doz dağılımlarına çevirmek için deneysel düzeltme ve konvolüsyon modelleri geliştirilmiştir.

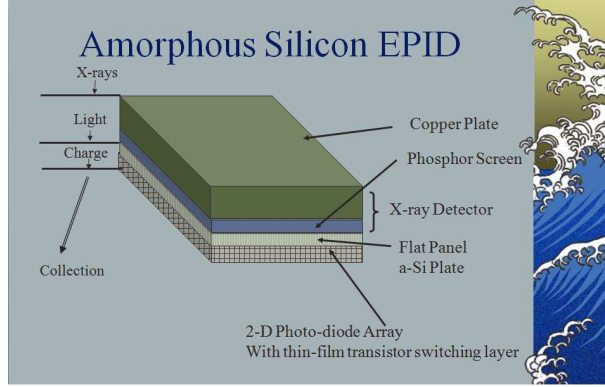
Lineer hızlandırıcılarda online görüntülemeye aSi dedektörler standart hale gelmiştir. Acquisition mod, dedektör satürasyonunu engelleyerek tüm portal dozları geniş bir aralıkta türetmek için uygundur. Portal görüntüleme dedektöründeki doz birikimi davranışı, suda ölçülen doza eşdeğer olmasa da tekrarlanabilir ve kalite temini ölçümleri için kendi içinde tutarlıdır. Ölçülen portal doz dağılımına karşı tahmin edilen doz dağılımının gama değerlendirmesi tüm IMRT alanları için önceden tanımlanmış 3mm'lik DTA ile birlikte bölgesel alandaki doz farklılığı %3'e izin veren kabul sınırları içindedir.



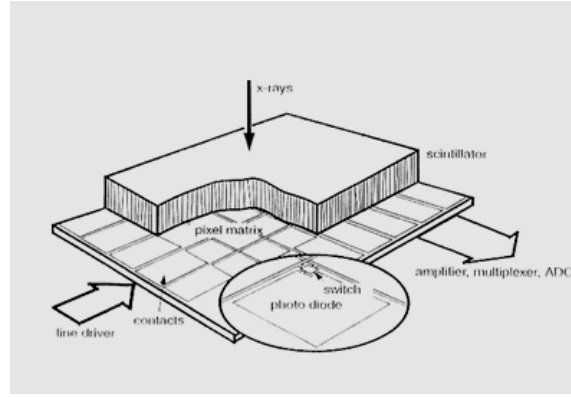
Şekil 2.19 Gama değerlendirme ve kabul kriterleri, ⁽⁹⁾

Yayınlanan bazı algoritmalar mutlak doz ölçümleri için EPID kullanımını tanımlarlar. Fakat literatürde en çok dinamik doz dağılımından ziyade statik alanlara ve mutlak dozimetriden ziyade göreceli dozimetriye yer verilmiştir. Son birkaç yıl içinde online portal görüntüleme aSi dedektörlerin popülaritesi artmıştır. Çünkü portal görüntü başına hastaya verilen doz çok azalmış ve sıvı dolu iyon odalı EPID'e göre daha verimli ve de üstün bir görüntü kalitesi elde edilmiştir.

Küçük 96mm x 96mm'lik aSi düzlem panel dedektörler üzerinde Munro ve Bovius geniş çapta araştırma yapmışlardır. Optik fotonları üreten ve fotodiyotlar tarafından dedekte edilen, metal tabaka ve fosfor ekran içeren, dolaylı aSi-EPID yapının doğrusallık, uzaysal ayırma gücü, parlılık, gürültü, sinyal/gürültü oranı gibi özelliklerini ölçmüşlerdir.



Şekil 2.20 aSi EPID'in yapısı, ⁽⁹⁾



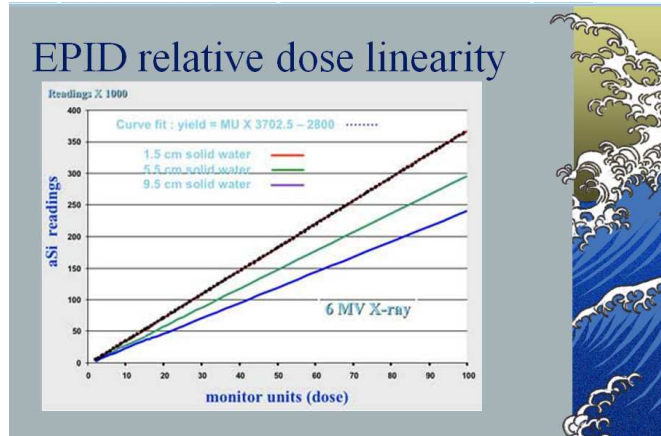
Şekil 2.21 aSi EPID'in şematik gösterimi

Bu bölümde sintilatör radyasyonu görünür ışığa çevirir. Işık amorf silikon panel üzerine yerleştirilmiş bir dizi fotodiyot tarafından dedekte edilir. Fotodiyotlar ile ışık voltaja çevrilir. Ayırma gücü ve kontrast diğer sistemlerden çok yüksektir.

El-Mohri de aSi flat-panel görüntüleyiciler için 2 ayrı dizi dedeksiyon konfigürasyonu kullanarak benzer bir çalışma yapmıştır. Dolaylı konfigürasyon Munro tarafından tanımlanmıştır ve fosfor ekranda doğrudan konfigürasyon yoktur. Radyasyon direk fotodiyotlar tarafından algılanır. Dolaylı sistemin hassasiyeti direkt sisteminkine göre önemli ölçüde daha yüksektir. Oysaki üreticiler önemli farklılıkları göstermiş olsalar bile ikinci sergilenen dozimetrik davranış iyon odası ile elde edilen veriler ile benzerdir.

SSD=145cm’de yapılan çalışmalara göre; dedektör satürasyonu olmamasına ya da yok denecek kadar az olmasına rağmen, SSD=105cm’de 200MU/dak ötesindeki doz hızlarında hata ile karşılaşılır. Hata sadece 65. Frame’de doyum sonucu olduğunda bu çoğu klinikte IMRT alanlarında fark edilmesi zordur. Ancak, doyumun olduğu framelerdeki doz hızı portal dozimetri için kullanılmamalıdır. Statik alan dağılımlarına rağmen, teorikte genel doz için yeterince önem verilmediğinden bir düzeltme girişiminde bulunulabilir. Fakat bu, dozimetrik bilgi zaman içinde kaybolduğundan ve yeniden yapılandırılmadığından dinamik IMRT alanları için mümkün değildir. Ancak kalibrasyonu farklı lineer hızlandırıcılarda yapılan kalibrasyon için gözlenen sonuçlar da farklı farklıdır. Genel bir kural olarak doyum etkisinden kaçınmak ya da azaltmak için portal dozimetri linak doz hızları 300MU/dak’ya kadar sınırlama getirilerek tüm SSD’lerde $<1.3\%$ doğruluk ile yapılmasıdır.

Portal doz dağılımı SSD’nin fonksiyonu olarak 10cmx10cm’lik alan boyutunda aSi çıkış faktörü ters kare kanununa göre modellenir. Uzun vadede olduğu gibi kısa vadede de PD dedeksiyon tekrarlanabilirliği literatürdeki araştırmalarda da verildiği üzere mükemmeldir (Greer vd. 2003, Luchka vd. 2001).



Şekil 2.22 EPID’in görelî doz doğrusallığı

Dedektörün 4 aylık kalibrasyonu, mutlak tekrarlanabilirliğin $\%2$ doğruluk içinde kaldığını gösterdiğinden yeterlidir.

Gölgelenme etkisi ise sadece bazı ekstra koşullar altında saptanmış olup, olumsuz bir etki klinikte gözlenmemiştir.

İlk olarak aSi davranışı iyon odası ile yapılan ölçümler gibi suya göre ölçülen doz lineer değildir. İyon odası ölçümleri dozun sudaki doza göre olan davranışını göstermektedir. aSi ölçümleri sadece portal görüntüleyicilerin gelen etkiye göre olan entegre davranışını gösterir. PD, alan boyutu bağımlılığı ve TMR ölçümlerinin gösterdiği gibi, dozun sudaki doza oranına eşdeğer değildir. İkincisi, yüksek gradyent bölgelerde ölçüm yapmak standart bir uygulama olmamasına rağmen araştırmacılar, dedektör yüzeyine build-up eklemenin PD tahminini ne kolaylaştıracağını ne de zorlaştıracağını inanıyorlar. Böylece ölçümler değiştirilmeden yapılmasına rağmen aSi portal görüntüleyiciler daima build-up derinliğine göre yüksek gradyentli bölgelerde ölçüm yaparlar. Build-up tabakasının iç kalınlığı çok küçük olduğundan bu bir tür sorun teşkil etmez fakat kalınlık ne olursa olsun tekrarlanabilirlik için mekanik olarak sabitlenmelidir (Esch vd. 2004).

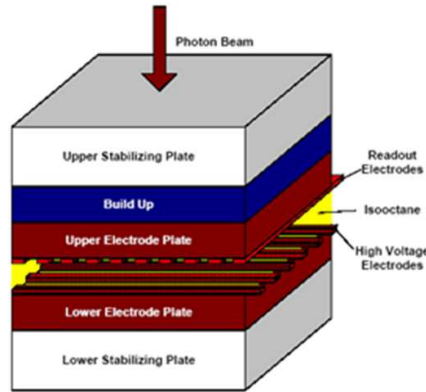
aSi, iyon odası eşdeğeri değildir. Çünkü aSi dedektörlerin alan boyutu bağımlılıkları vardır. Ancak bu bağımlılık farklı kaynak-dedektör mesafelerinde kendi içinde tutarlı olduğundan eşdeğer kare alan boyutu kavramının uygulanabilirliğini gösterir. aSi'nin alan boyutu bağımlılığı basit analitik bir fit fonksiyonu ile modellenabilir.

2.1.3.3 Sıvı dolu iyon odalı matris sistemler

Matris iyonizasyon odaları sistemi doğrusal olmayan yanıtı sahiptir ve görece olarak yavaştır. Bu da diğer sistemler ile karşılaştırıldığında aynı sinyali elde edebilmek için daha fazla MU'ya gereksinimi olduğunu gösterir (Boellaard vd. 1998). Amorf silikon sistemleri, bazı grupların da rapor ettiği gibi doğrusal yanıt verirler ve hızlıdır (McCurdy vd. 2001, Grein vd. 2002, Greer ve Popescu 2003, McDermott vd. 2004, Van Esch vd. 2004, Moran vd. 2005, Winkler vd. 2005). Günümüzdeki yeni hızlandırıcıların

çoğu aSi EPID ile donatılmıştır ve bu da IMRT doğrulaması için bu cihazların kullanımının gelecekte artacağı beklentisini getirmektedir.

EPID'in warm-up zamanı 1 saattir. Dedektörün uzun dönemde kararlılığı 3 aylık periyotlar için referans koşullar altında %1'den daha iyidir. Aradaki ilişki 1Gy/dak'dan daha büyük doz hızları için doğrusal olmasına rağmen iyon odalarından alınan sinyal yaklaşık olarak doz hızının karekökünü izler. Sinyal doz hızına %0.6 doğrulukla çevrilir. Kısa vadede iyon odasının hassasiyetinde türetilen doz etkisi küçüktür. Tüm iyon odaları için hassasiyet 8Gy'lik doz soğurulduktan sonra %0.5 artar ve ışınlama kesildikten 5 dakika sonra orijinal değerine geri döner. Hassasiyetteki bu küçük artış ticari EPID'lerdeki iyon odalarındaki elektrot uzaklıkları ile ilişkilendirilir ki bu $0.8\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ 'dir. Hassasiyet artışı elektrot uzaklığına bağlıdır ve 1.4mm elektrot uzaklığı için %4'tür. Bu fark Essers'in mini fantom ve su fantomunda yaptığı bir çalışmada hesaplanmıştır ve in vivo dozimetri için iyi bir seçim olduğu vurgulanmıştır (Essers vd. 1995).



Şekil 2.23 Sıvı dolu iyon odalı matris sisteminin şematik gösterimi

Elektronik devre hızlı anahtarlama yaparak analog-dijital dönüşümünü gerçekleştirir. Daha hızlı görüntü elde etme süresi uzaysal ayırma gücünü azaltır. Uzun görüntü elde etme süresi hasta dozunu arttırır, bu da dezavantajdır. Doğrusal olmayan yanıtı sahiptir.

Görüntü kalibrasyonu, görüntülerin açı bağımlılığı, çevreden saçılmalar, tekrarlanabilirlik, açısal düzeltme fonksiyonu sıvı dolu iyon odalı matris sisteminde dikkate alınması gereken faktörlerdir.

Hızlandırıcı gantri açısına göre sıvı dolu iyon odalı matris EPID'in davranışı değişir. Bu tekrarlanabilirlik ve tekrarlanan gantri rotasyonları için incelenmiştir. Gantri'nin 10° aralıklarla dönmesi görüntü piksel değerlerini %5 değiştirir. Doğrusal olmayan üç değişkenli regresyonun sinüsoidal modülasyonu ile düzeltme tekniği kullanılmıştır. Böylelikle tekrarlanabilirlik %2 içinde sağlanmıştır. Gantri açısı değiştiğinde 0°'den 180°'ye %1.5 artış gözlenir. Artefaktlar genelde gantri 90 ve 270°'de iken gözlenir. Artefaktlar koyu ve parlak alanlar olarak görüntüde gözlenir. Görüntü kalibrasyonu yapıldığında %1 hata ile, %99 doğruluk ile kalibrasyon geçerliliği sağlanır.

Monte Carlo simülasyonları ile zemin yapısı olmadan alan içinde %3 maksimum fark vardır (Chin vd. 2004). İnhomojen fantomda ölçümler yapılmış olup, L-EPID ölçümlerinden elde edilen L-EPID doz 0.12cc'lik iyon odası ve 3D su fantomunda yapılan konvansiyonel ölçümler ile karşılaştırılmıştır. Doz değişiminin yavaş olduğu bölgede L-EPID ile ölçülen doz arasındaki fark %2, yüksek doz gradyent bölgesinde ise maksimum fark %3'dür. DTA ise $\pm 1\text{mm}$ 'den azdır.

Low ve arkadaşları ile Chang ve arkadaşlarının raporunda belirtildiği üzere yüksek gradyentli doz bölgelerindeki doz dağılımına göre, DTA, ölçülen ve TPS tarafından hesaplanan dozlar arasındaki farklılıktan çok daha önemlidir.

DTA (Distance to Agreement); ölçülen veri noktaları ile aynı doz değerini veren hesaplanan doz dağılımındaki en yakın nokta arasındaki uzaklıktır. Raporlarında, ölçülen dozun ve TPS'den hesaplanan dozun kullanıldığını belirtmişlerdir. Bununla beraber; DTA kavramı, farklı ölçüm aletlerinden elde edilen ölçülen doz doğrulamaya uyarlanabilir. Bu yüzden su fantomu ve iyon odası sistemi kullanılarak, L-EPID doz ile ölçülen doz arasındaki DTA değerlendirilmiştir. Bu çalışmada DTA'nın hem düzenli hem de düzensiz alanlar için $\pm 1\text{mm}$ 'den küçük olduğu gözlenmiştir. Low'un kabul

kriteri ise DTA'nın 3mm'den az olması gerektiğidir. L-EPID'in hem günlük hem de QA için uygun dozimetre olduğu vurgulanmıştır (Tateoka vd. 2008).

Kısa vadede kararlılık, hemen demet verildikten sonra fit edilen doz yanıt eğrisinin geçerliliğini doğrulamak ile ölçülür. Uzun vadedeki kararlılık ise, radyasyon hasarı sebebi ile yanıtta kademeli değişiklikler ve oda sıcaklığındaki dalgalanmaların kademeli düzeltilmesi ile geliştirilebilir. Bunun sonucu olarak tekrarlanabilirlik iki yıllık bir süre içinde %1'den daha iyidir.

Dalgalanmalar için tüm düzeltmeler yapıldıktan sonra ölçülen ile tahmin edilen dozlar arasındaki ortalama fark EPID için $-0.7\pm1.5\%$ ve diyet için $-0.6\pm1.1\%$ 'dir. LiFi tip görüntüleyiciler %2'lik dilim içinde doz ölçümünde yeterlidirler.

LiFi tip görüntüleyiciler dozdan ziyade doz hızı ölçerler. Bundan dolayı, görüntü elde etme sırasında hızlandırıcı kafasındaki monitor chamber'dan gelen ortalama sinyal piksel değerlerinden portal dozu tanımlayabilmede kullanılır.

Zhu ve arkadaşları tarafından belirtilen tekrarlanabilirlik piksel değerleri temel alındığında %1'dir (Luchka vd. 2001).

Prostat kanseri hastalarının tedavisinde in vivo dozimetride kullanılan diyet sonuçları LiFi tip dedektörler ile aynısını vermiştir. Oda sıcaklığındaki dalgalanmaların düzeltilmesinden sonra uzun dönemde tekrarlanabilirlik ölçümleri in vivo dozimetride diyet kullanıldığı gibi portal dozimetri ile de elde edilebilir. Özellikle LiFi tip dedektör için sıcaklık bağımlılığı tanımlanmalıdır fakat diğer EPID tipleri de sıcaklık bağımlılığı sergileyebilirler. LiFi tip görüntüleyici kullanılan portal dozimetri için "Step and Shoot" IMRT tedavisi sırasında segment başına küçük MU'lu, özel bir parametre doz yanıt ilişkisi için kurulmalıdır.

Kalibrasyon parametrelerini geçerli kılmak için kısa vadedeki tekrarlanabilirlik ölçümleri, donanım problemlerini izlemek için, uzun vadeli tekrarlanabilirlik ölçümleri, görüntüleyicinin davranışındaki sapmaları düzeltme işlemi için kullanılır. LiFi tip görüntüleyiciler için tekrarlanabilirlik sadece SSD'deki sapmalar ve oda sıcaklığındaki dalgalanmalar için düzeltme yapıldıktan sonra %1'den daha iyidir (Louwe vd. 2004).

Matrisin piksel değerleri doz hızının karekökü ile orantılıdır. Ve alan boyutundan bağımsız olduğu söylenebilir. Portal görüntüleme; analiz edilebilen geometrik ve dozimetrik bilgi içerir. Demet şiddetindeki sapmalar dedekte edilebilir. Matris iyon odalarının satürasyonu kontrol edilebilirse piksel değerleri en kısa ulaşılabilir mesafe SSD=103cm için EPID ile incelenir. Bu SSD belirli bir doz oranı ve tarama modu için mümkün olan en yüksek piksel değeri olmalıdır. Eğer piksel değerleri dozun kareköküne normalize edilirse EPID hassasiyetinin alan bağımlılığı ortadan kaldırılır.

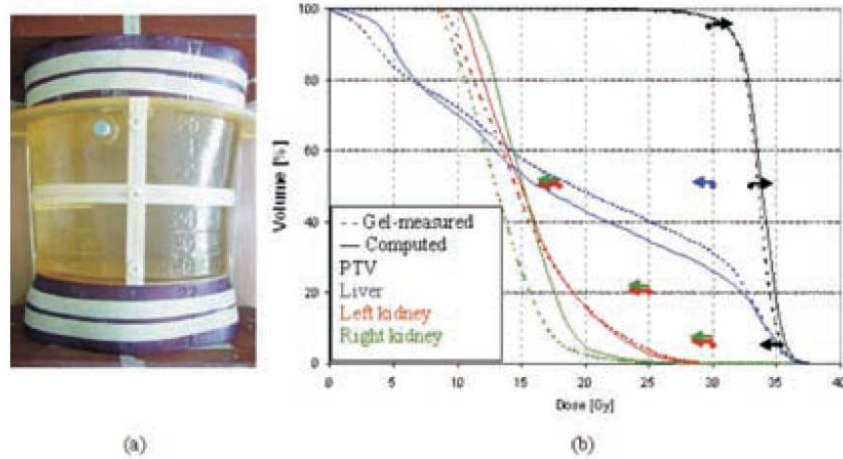
2.1.4 Jel Dozimetri

Şimdiye kadar bir noktadaki doz (iyon odaları gibi), bir doğru boyunca (lineer dedektör dizileri gibi), ya da bir düzlem içinde (film veya 2 boyutlu dedektör dizileri gibi) IMRT doz dağılımının doğruluğunda kullanılan dozimetrik sistemler tartışıldı. EPID'de 3 boyutlu doğrulama için kullanılabilir. 3 boyutlu doz dağılımını elde etmenin en direkt yolu içerisinde hidrojen içeren 3D doz dağılımını kaydeden jel ile jel dozimetri kullanmaktır. Daha sonra kayıt edilenler magnetik rezonans görüntüleme tekniği ya da bilgisayarlı optik tomografi ile okunur. Şu anda en uygun jel dozimetreler, iyonize radyasyonun soğurulması ile polimerize olan monomerler ile depolanmış jelatinden oluşur (Maryanski vd. 1996). Magnetik rezonans görüntüleme; her jel üretimi için elde edilmesi gereken, doz dağılımının kantitatif olarak elde edilmesine olanak verir. Bu kantitatif nicelik R_2 (T_2 Relaksasyon zamanına karşılık) ile soğurulan doz arasındaki ilişkiye bağlıdır. Bu kalibrasyon 0 ile 8Gy arasında farklı doz seviyelerinde ışınlanmış birkaç test tüpünün magnetik rezonans tekniği ile görüntülenmesini içerir. Vakum tekniği, belirli bir hasta veya antropomorfik fantomdan sonra jel dökme modeli için kullanılabilir. Ortaya çıkan jel fantom mutlak doz hariç, tamamen tedavi planına göre

ışınlanmıştır. Yaklaşık 8Gy'lik dinamik aralıktan tamamen faydalanmak için MU'ların sayısı büyütülür ya da klinik tedavi planı birkaç kez uygulanır.

Jel potansiyel olarak ideal bir dozimetredir. Jel dozimetre IMRT süresince aynı zamanda zamana bağlı olarak doz dağılımını 3 boyutta uzaya yayarak entegre edebilir. Jel dozimetre su eşdeğeridir ve kendisi antropomorfik fantom oluşturabilir. Bu da onu pertürbasyon etkisinden muaf kılar. Görelî dozimetri için, Ghent Üniversitesi araştırma grubu tarafından CT ile yapılan taramada her dilimdeki uzaysal ayırma gücü 1.5mm ve dilim kalınlığı 5mm için, doğruluk %3'tür (Deene vd. 1998). Gerçek bir hasta için ise, bu ideal başlama koşulu olarak sunulabilir. Jel dozimetri çok komplekstir ve hasta QA'ı için oldukça zahmetlidir. IMRT teknikleri için ya da tedavi planlama sisteminin kabulü sırasında, tedavi öncesinden ziyade klinik öncesinde QA aracı olarak düşünülür.

Duthoy ve arkadaşları (2003), jel dozimetriyi tüm abdominopelvik yoğunluk ağırlıklı ark terapi dozimetrik doğrulaması için kullanmışlardır. IMAT belki de en fazla IMRT metotlarına ekipman performansı bağlamında bağımlıdır (Williams 2003). Bu durumda jel dozimetri kullanmanın zorluklarından biri, hibrit formunda kurulacak olan çok geniş jel hacmidir.



Şekil 2.24 a)Tüm abdomino-pelvik ışınlaması için IMAT tedavisinin 3D doz doğruluğunu kullanmak için Alderson-Rando fantom üzerine kurulan Hibrit Jel Fantom. Barex 9 litre polimer jel içerir. Lazer çizgileri üzerinde fantoma bağlı olan CT ve MRI kontrastını veren 7 adet marker vardır. **b)** Klinik doz olan 22 fraksiyon için doz-hacim histogramında kesikli çizgi ile verilen jel dozimetri sisteminin sonucu ile düz çizgi ile verilen hesaplanan sonucun karşılaştırılması gösterilmiştir. Jel dozimetride en yüksek hassasiyeti elde edebilmek için, PTV'ye ortalama doz 7.5Gy vermek için, MU'ların sayısı arttırılmalıdır. (Duthoy vd. 2003)

3D kapasitesi olan jel dozimetri jel-ölçülen doz-hacim histogramlarının yapılabilmesine olanak verir ki bu histogramlar hesaplanan ile karşılaştırılabilir (Vergote vd. 2004). Bu histogramlar 5mm^3 voksellerden oluşan ölçüm gridine (enine 1.25mm ve boyuna 5mm vokselle boyutu olan) ayrı ayrı uygulanan interpolasyon ile türetilmiştir. Muhtemelen ark hareketlerinin hesaplanması sırasında gantri açılarındaki farklılıklardan dolayı jel ölçümleri ile yapılan karaciğer ve sağ böbrek DVH'ler arasında tutarsızlık ortaya çıkar. Jel dozimetri yine de klinikteki tüm planlama hedeflerini tatmin etmiştir.

Bu noktada, jel dozimetri hala araştırma safhasındadır ve tedavi öncesi oturmuş bir dozimetri metodu olarak henüz kullanımı yaygınlaşmamıştır.

Jel dozimetrisinin yaygın olarak kullanılamamasının sebepleri şunlardır:

- 1) Polimer jelin üretimi yoğun emek ister ve pahalıdır. Özellikle tüm çözünmüş oksijenin jelden dışarı atılması gereklidir. Bu yüzden polimer jel üretimi özel

labarotuvlar ekipmanları ve uzmanlık gerektirir. Fong tarafından önerilen, serbest oksijeni kimyasal olarak bağlayıp, anti-oksidant olarak kullanımı ile değişebilir. Bu normoksik polimer jelleri pahalı cihazlar almaya gerek kalmadan bir saat içerisinde üretilebilir.

- 2) Manyetik rezonans görüntüleme tarayıcılarına ve kantitatif MRI protokollerinin uygulanmasına erişim kısıtlıdır. Bu amaçla Ghent Üniversitesi araştırma grubu kalite kontrol fantomu yapıp, görüntüleme protokolü dağıtımına başlamıştır. MRI tarayıcılarının kullanımındaki bu kısıtlamalar sebebiyle, optik bilgisayarlı tomografi taraması alternatif olarak gösterilmiştir. Bu metodun saçılım ve kenar artefaktlar gibi eksiklikleri vardır. Bu ve diğer sebeplerden dolayı kısıtlamaların üstesinden gelebilecek uygun ve doğru 3D dozimetri sistemi tasarımının yapılabilmesi için araştırmalar halen devam etmektedir. Daha yakın zamanlarda, optik CT tarama sistemi kombinasyonu içeren bir radyokromik dozimetre yüksek çözünürlüklü 3D dozimetri sistemi olarak öne sürülmüştür (Guo vd. 2006). Ancak IMRT'deki kullanımı henüz ispatlanmamıştır (Alber vd. 2008) .

2.1.5 Doğrusal Dedektör Dizileri

Çizgisel Diziler olarak da bilinen LDA'lar x-ışınına hassas dedektörlerin tek bir satırda tasarlanması ile oluşturulan bir boyutlu x-ışını dedektörleridir. Böyle bir dedektörden 2 boyutlu görüntü elde etmek için ya dedektörü ya da nesneyi dizinin uzunluğuna dik yönde hareket ettirmek gerekir. Düzenli bir görüntü geometrisi elde etmek için (piksel kare) hareketin hızının dizinin ışınlamaya maruz kalma süresi ile senkronize olmasına dikkat edilmelidir. Bir LDA ile edinilen 2 boyutlu görüntünün genişliği, dizinin genişliğini oluşturan piksel sayısı ile sınırlıdır. Bununla beraber uzunluk sınırlı değildir ve LDA bir bant üzerinde nesnelerin hareket edebileceği tip uygulamalar için çok uygundur. LDA bir obje üzerinden tek bir slice elde eden 2D CT sistemleri için de idealdir. X-ışını saçılmalarının problem olduğu, örneğin yüksek enerji uygulamalarında ya da yoğun malzemeler incelenmesi durumlarda, yavaş olmasına rağmen 2D CT, 3D CT'ye (alan dedektörü kullanarak) göre daha çok tercih edilir.

LDA'lar fotoçoğaltıcı tüplerden CMOS dedektörlere kadar çeşitli tipteki dedektör elemanlarından oluşabilirler. Bu dedektör elemanları doğal olarak X-ışınına hassas olabilirler fakat alınan X-ışını fotonlarını dedekte edilebilecek ışık fotonuna çevirecek bir giriş sintilatörü olması daha çok önem arz etmektedir. Sintilatör malzemenin geniş aralığı uygundur. Büyük pitch'li (400 mikron ve üzeri) diziler için, özellikle Cadmium Tungstate sintilatör kristali kullanılabilir. Küçük pitch'li (200mikron ve altı) diziler için tüm dedektör elemanları arasında, en sık kullanılan sintilatör olan Gadolinium Oxysulphide kullanılır (Shaw).



Şekil 2.25 Precision 2D CT için kullanılan 80 Mikron doğrusal dedektör dizisi

2.1.5.1 Doğrusal diyot dizileri, LDA-99SC

LDA-99 SC, radyoterapi tedavi üniteleri tarafından oluşturulan statik ve dinamik radyasyon alanlarındaki doz dağılımlarını ölçmek amacı ile üretilmiştir. Ölçümler kabul, kalite güvence, servis esnasında ya da sonrasında, hızlandırıcıda test yapmak ve araştırma amaçlıdır. Ölçümler suda, ya da build-up cap ile havada yapılabilir.

LDA-99 SC, su fantomundaki ölçümler için bir kontrol ünitesi ve ters çıkış sinyalli bir referans dedektör içerir. 99 adet yüksek uzaysal ayırma gücü olan p-tipi yarı iletken dedektörden oluşur. Diyotlar 5mm aralıklarla yerleştirilmişlerdir. Hızlı veri örnekleme ile rezolüsyon 5mm'ye kadar düşer. Eş zamanlı doz dağılımı ölçümü ve analizi

yapılabilir. Radyasyon alanlarının 1D ve 2D doz dağılımı ölçülebilir. Demet ölçümleri 3 kat daha hızlı tamamlanabilir.

Doğrusal diyot teknolojisi önemli ölçüde kısaltılmış sürede daha çok ölçüm almayı sağlar. Geleneksel yöntemler ile karşılaştırıldığında, tek bir dedektör lineer hızlandırıcı çıkış dozunu uzunluk boyunca noktadan noktaya yaklaşımla ölçtüğünden LDA-99 giriş doz profilini hemen, 40cm alan profilini bir saniyeden az bir zamanda ölçer (Iba).



Şekil 2.26 IBA dozimetri, LDA-99 SC

2.1.5.2 Doğrusal iyon odaları dizileri, LA-48

47 iyon odası ve MULTIDOSE / ME48 dozimetresi ile birlikte hızlı profil ölçümleri için kullanılır. IMRT ve dinamik alan ölçümleri için uygundur. Sıvı ile doldurulmuş iyon odası teknolojisi ile geliştirilmiştir. Yüksek uzaysal ayırma gücüne sahip küçük hacimli iyon odaları içerir. 1saniye içinde profilin tamamının ölçümlerini kaydeder.

Sanal wedge'ler ve çok yapraklı kolimatörler için dinamik alan dozimetre ölçümlerinde hızlı, doğru ve güvenilir olarak tasarlanmıştır. LA-48'in hız, doğruluk ve uzaysal çözünürlüğünün 1mm'ye düşmesi özelliği diğer sistemlerde olmayan bir avantajdır. Dizi 37cm uzunluğu ölçer ve içinde 47 adet sıvı ile doldurulmuş, her biri 4mm x 4mm x 0.5mm olan 8mm³ hacimli, merkeze 8mm aralık ile yerleştirilmiş iyon odaları vardır.

LA-48 dizisi MULTIDOSE çok kanallı dozimetre ve ME48 genişletici ile beraber kullanılır. Bu işlem için “MEPHYSTO mc²” yazılımı kullanılır. Yazılım modülü ölçümleri kontrol eder, verileri depolar ve sonuçları değerlendirir. Sudaki ölçümler için LA-48 dizisi MP3, MP3-M ya da MP2 fantom tankının hareketli mekanizmasına yerleştirilir. Eğer LA-48 dizisini uygun şekilde tutacak araç kullanılırsa, bu dizi hava tarayıcı olarak da kullanılabilir (PTW).



Şekil 2.27 Doğrusal iyon odaları dizisi, LA-48

2.1.6 2 Boyutlu Diziler (2D Arrays)

Dinamik wedge’ler ya da IMRT için, uygulama zamanı değişken, etkili modern radyoterapi kalite temini için birden fazla noktada eşzamanlı dozimetrik ölçümler önemli hale gelmiştir.(Watts 1998, Amerio vd. 2004, Stasi vd. 2005)

Bu tür ölçümler geleneksel olarak 2 boyutlu bir dedektör olan radyografik filmler ile yapılmaktadır. Ancak uygulama optik yoğunluğu etkileyen enerji ve spektral bileşenler, derinlik, alan boyutu, yönelim (yöne bağımlılık) ve işleme koşulları gibi faktörlerden dolayı kolay değildir. Buna ilave olarak, IMRT hastalarının sayısındaki artış, daha hızlı ve daha etkili dozimetrik araçların kullanımını gerektirmiştir. Radyokromik filmler, banyo ihtiyacı olmayan film tipi olup radyografik filmlere bir alternatif olarak

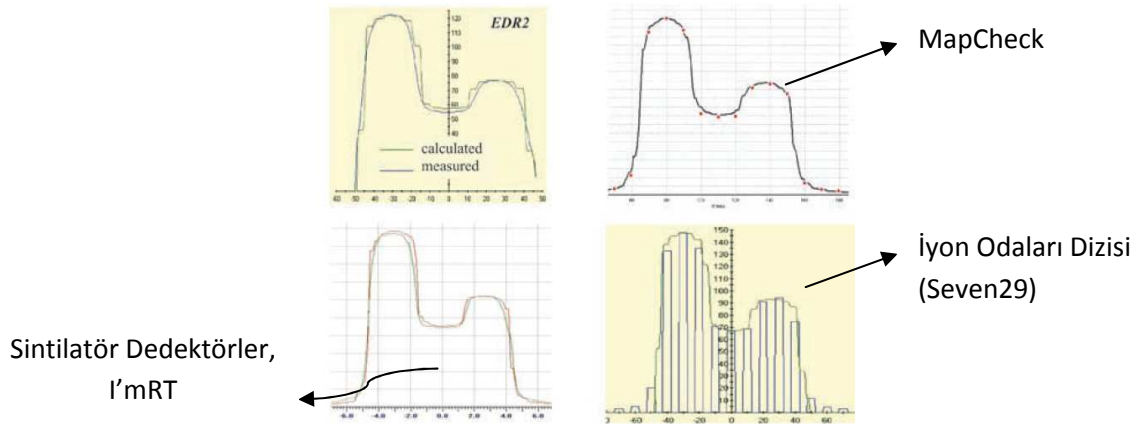
gösterilmekle beraber kullanımları radyografik filmlere göre daha pahalı olduğundan sınırlıdır.

Dozimetre dizilerinin ana yararı, PC ile bağlantısı kurularak basit kullanımı ve on-line bilgi alımıdır. Bir boyutlu dizilerin IMRT'deki kullanımları incelenmiş olmasına rağmen, iki boyutlu diziler düzlemsel etki ya da doz dağılımının doğruluğuna izin vermesinden dolayı daha pratiktir (Martens vd. 2001). Son senelerde 2 boyutlu birkaç dozimetri sistemi ticari olarak piyasaya sunuldu. En çok kullanılan, sık rastlanan dozimetrik kural, havadaki iyonizasyon ya da yarı iletken malzemedeki iyonizasyondur. Fakat sintilasyonda olduğu gibi diğer kurallar da uygulanmıştır. İyon odalarının avantajları basit kalibrasyon, pratikte ölü zamanlarının olmayışı ki bu eş zamanlı ölçüm yapmaya izin verir, ve radyasyon hasarına ait önemli bir etki yapmamasıdır. Dozimetrik özelliklerin en önemlileri, doz doğrusallığı, enerji bağımlılığı, yöne olan bağımlılık ve puls yanıtı başına doz'dur. IMRT açısından çok önemli olan özellik ise ışın etkisi değişikçe IMRT demet etkisinin yüz misli artabilir olmasıdır (Jursinic ve Nelms 2003).

Ticari olarak piyasada mevcut olan 2D diziler, dedektör sayılarındaki, yerleşimlerdeki, şekillerindeki, efektif ölçüm noktalarındaki, su eşdeğeri build-up katmanındaki, geri saçılım katmanındaki ve maksimum alan boyutundaki farklılıklar ile değişkenlik gösterirler (Letourneau vd. 2004, Spezi vd. 2005, Wiezorek vd. 2005, Poppe vd. 2006). Elektronik portal görüntüleme cihazları 2 boyutlu dozimetri için diğer bir opsiyondur. Dozimetri için temel fizik ilkelerinin yanında çıkış-okuma elektroniği tarafından yönetilen özellikler özel bir inceleme gerektirir. Örneğin, elektronik çiplerin minimum çıkış-okuma (read-out) zamanı, linak başlangıç özelliklerini desteklemiyor olabilir ki bu da "Step and Shoot" IMRT için ya da dinamik IMRT dağılımındaki yaprakların veya jaw'ların değişken hızlarındaki hareketlerini doğrulamakta çok önemlidir. Bunun ötesinde, herhangi bir dozimetre için, warm-up etkisi gibi pratik konular ya da zaman istikrarı hassas ölçümlerin uygulanmasında dikkatle düşünülmelidir.

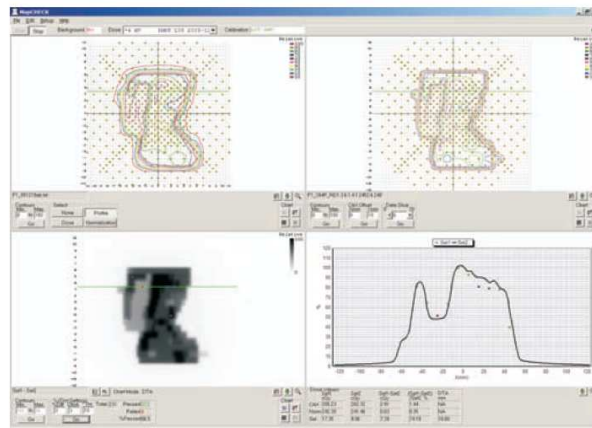
2 boyutlu dizilerin temeli, diyotlar ya da belirli pozisyonlarda yerleştirilmiş dedektörleri olan piksel iyonizasyon odalarıdır. Piksel iyonizasyon odalarındaki dedektörler grid şeklinde yerleştirilmiş olup hassas hacimleri 7 ile 10mm aralığındadır. Uzaysal ayırma gücü ile ilgili doz dağılımındaki uzaysal frekanslar ve ilgili dedektör aralığı için Nyquist teoremi uygulanabilir. Bu sistemlerin çoğu, dizilerin tamamı boyunca olan sapmaları düzeltmek için yapılan her kalibrasyon işleminden sonra, gerçek doz ölçümlerinde kullanılabilirler. Dedektör aralığı ki bu uzaysal çözünürlüktür, çeşitli makalelerde tartışılmıştır (Stasi vd. 2005, Herzen vd. 2007). Ve birkaç özellik içerir. Örneğin, yaprak kalibrasyonu doğrulaması yapıldığında eğer dedektör aralığı yaprak genişliği ile ilişkili değilse, özel portali olan cihazlar, tahmin edilen MLC genişliğini piksel aralığına uydurmak için kullanılabilirler. Diğer bir alternatif de SSD mesafesini ayarlamaktır. Ayrıca, 2D diziler gantri'ye yönelik monte edilirse, tedavi planındaki gantri açılarında IMRT doğrulaması yapar. Bu tip işlemler için, dedektörlerin aynı hızda olmaması ve olursa düzeltilmesi gerekir. Yerçekimi etkisi dikkate alınmalıdır.

Dozimetrik amaçlar için yapılan ticari 2D diziler kendi yazılımları ile piyasaya sunulmuştur. Genellikle tedavi planlama sisteminden hesaplanan doz dağılımlarını import etmek ve 1 boyutta dozimetrik analizler ya da profiller yapmak, ya da tüm dizideki verileri kullanarak 2 boyutlu gama değerlendirmesi yapmak mümkündür. 2 boyutlu dizileri sınırlayan faktör, yüksek doz gradyenti olan bölgedeki ve küçük alanlardaki ölçümleri zayıflatan sınırlı dedektör sayısıdır. Gama değerlendirmesinin faydaları, sınırlı uzaysal ayırma gücü ile elde edilen dozimetrik bilgi üzerine kurulu olmasıdır.



Şekil 2.28 IMRT doğrulaması için farklı ticari 2 boyutlu dedektör dizileri ile yapılan örnek

Şekilde farklı 2D diziler kullanılarak şiddet profili için IMRT doğrulaması yapılmıştır. Tüm şiddet profilleri “hesaplanan” olarak adlandırılmış olup TPS’den elde edilen IM profilleridir. Ölçümler su eşdeğeri olan radyokromik film’de derinlik 10cm’de (EDR2, sol üst), bir diyot dizisi (Mapcheck, sağ üst), sintilasyon dedektörü (I’mRT, sol alt) ve iyon odası dizisi (Seven29, sağ alt) ile yapılmıştır. 10 cm derinlik 2D dedektör dizilerinin doğal build-up’ını kapsar.



Şekil 2.29 Ölçülen nokta doz ile TPS’in hesapladığı doz arasındaki farklılıklar ve Gama Değerlendirmesi

Şekil 2.29’da ise bir gama değerlendirmesi ve profil boyunca karşılaştırılması gösterilmiştir. Sol üst; ölçülen izodoz eğrileri, sağ üst; TPS’den hesaplanan izodoz eğrileri, Alt sol; iki doz dağılımının gama değerlendirmesi, sağ alt; yatay yeşil çizgi boyunca demet profilleri gösterilmiştir. Aynı noktada ölçülen doz ile TPS tarafından hesaplanan doz arasındaki farklılıklar dedektör dizilerinin sınırlı ayırma gücünden dolayı gözlenebilir.

Belli ki 2D dizinin sınırlı ayırma gücü aynı noktadaki doğrulamanın verimliliğini etkiler. Bu sebepten dolayı küçük bir mesafe içinde yerini alan dizideki çoklu ölçümlerin sonuçlarının birleştirilmesi tavsiye edilir.

Her dedektörün yanıtı piksel iyon odaları sistemi için ayrı ayrı incelenmiştir. Dar demetler (mm aralığında) tek bir dedektörün deneysel yanıt fonksiyonu $g(x,y)$ ’yi tanımlamak için taratılmıştır. IMRT doğruluğu için tedavi planlama sisteminden alınan dozimetrik bilgiler, 2D diziler kullanılarak ölçülen doz dağılımı ile kıyas yapmak için yanıt fonksiyonu ile konvolüsyonu yapılır (Poppe vd. 2006, Herzen vd. 2007). Bu yaklaşımın gerekliliği, sınırlı uzaysal ayırma gücü ve su eşdeğeri olmayan iyon odası malzemesi ile foton etkileşimleri yapan 2D dizilerin yapımı ile açıklanır. İyon odasında yana saçılan elektronlar çıkar ve hava dolu hassas hacme sevk edilirler. Yakın zamanda iletim tipi radyasyon dedektörleri hastanın radyasyon girişi tarafında yerleştirilebilecek şekilde geliştirilmiştir (Poppe vd. 2006). Bu dedektörler çok kablolu ya da çok stripli iyon odalarıdır ve çok kanallı bir elektrometreye bağlanırlar. Bunlar, zırhlama bloklarının pozisyonlandırılmasında lineer hızlandırıcılarda standart aksesuar olarak dizayn edilmişlerdir. Sonuç olarak uzaysal çözünürlük dizilerin gantri’den montaj uzaklığına bağlıdır. İhmal edilebilir azalımlarından dolayı, iletim tipi 2D dedektörler, IMRT için kullanılan hızlandırıcılarda kalıcı öncelikle kurulabilir. Demet özelliklerinin online görüntülenmesini ya da hasta varken veya yokken yaprakların pozisyonlarının set-up’ının yapılmasını sağlar.

Özetle; şu an genelde kabul edilen, elektronik eş zamanlı 2 boyutlu dedektör sistemleri kullanarak IMRT doğrulamasını modernize etme ve en iyi şekilde kullanacak

potansiyele erişmektir (Wiezorek vd. 2005). Online bilgi sunmanın ötesinde, 2D dedektörler IMRT QA için verimi artırma potansiyeline sahiptirler. Ayrıca bu araçlar lineer hızlandırıcılarda, konvansiyonel tedavilerde, yaprak pozisyonu ölçümlerinde, output değişmezliği, demet simetrisi ve alan düzlüğü QA'ı için de kullanılabilir.

2.1.6.1 Mapcheck sistemler (Diyot dizileri)

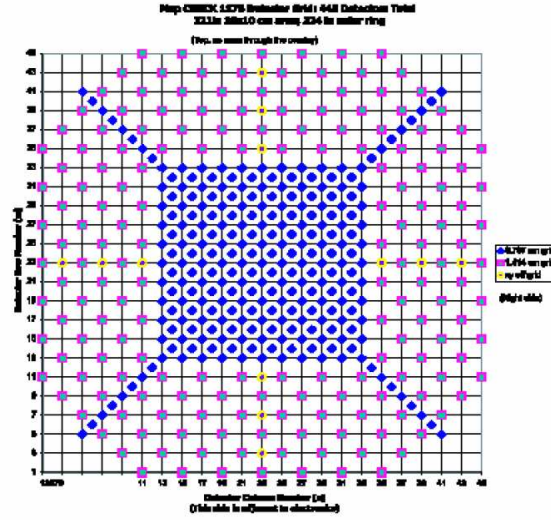
Kalite güvence testleri için kullanılan 2 boyutlu diyot dizilerine “Mapcheck” adı verilir. IMRT QA için konvansiyonel film ya da dinamik aralığı genişletilmiş EDR2 filmi yaygın olarak kullanılır ancak filmin kullanımı birçok basamağı kapsar. Dolayısıyla 2 boyutlu diyot dizilerinin kullanımı ile daha az zaman kaybedilir ve sonuca daha kısa yoldan ulaşılır.

Mapcheck sistem doz dağılımı hakkında kesin bilgi sağlar ve bir çok kanser merkezinde etki haritalarının değerlendirilmesi için direkt kantitatif bir yaklaşım olarak rutinde kullanılmaktadır.

Tedavi planlama sisteminden elde edilen etki haritalarının değerlendirilmesi su fantomu sistemi ile yapılamaz. Nokta dozlar bir su eşdeğeri fantomda ya da özel antropomorfik fantomdaki bir organ içinde iyon odası ile doğrulanır. Etki haritalarının doğrulanmasında radyografik film kullanımı yaygındır. Kodak X-Omat XV2 ve EDR2 filmlerinin her ikisi kullanılır, bununla beraber EDR2'nin kullanımı daha yüksek doz limitine sahip olduğu için çok yaygındır. Film görüntüleme işleminde bazı doğal sakıncalar vardır. Film banyo işlemi doz dağılımının doğruluğunu etkiler. Çünkü doz dağılımı sadece optik yoğunluk eğrisinin kalibrasyonundan elde edilir. Burch ve arkadaşları, 6cmx6cm ile 25cmx25cm'lik alan boyutları arasındaki hassasiyetteki %50'ye kadar olan farklılıkları rapor etmişlerdir. Bu da radyasyon demetinin spektral bileşiminin alan boyutuna bağımlı olduğunu göstermiştir. Araştırmacılar düşük enerji saçılımını filtre ederek düzeltme yapmışlardır (Burch vd. 1999, Yeo vd. 1997, Ju vd. 2002, Bucciolini vd. 2004).

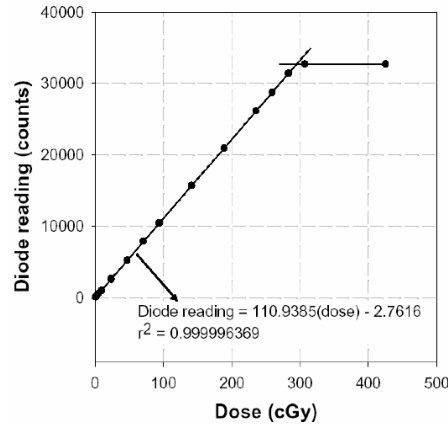
Mapcheck cihazı Sun Nuclear firması tarafından üretilmiştir. Mapcheck'in, MLC hizalanmasındaki 1mm'yi dedekte ettiği gösterilmiştir. Bu nedenle ne film ne de EPID dedektör bu değerlendirme yeteneğine sahip değildir. Mapcheck diyot dedektörleri, filme göre iyon odası ile çok daha iyi ve benzer sonuçlar vermiştir. Ayrıca Mapcheck dedektörlerin uzaysal ayırma gücünün çok daha yüksek olması (0.8mmx0.8mm) yüksek doz gradyent analizi için bu dedektörleri ideal kılar.

Sun Nuclear Mapcheck Model 1175, herhangi bir radyasyon alanından ya da IMRT planından kesin ve hızlı doz dağılımı doğruluğu elde etme amacına yönelik 2 boyutlu demet yoğunluk ölçüm sistemidir. 2 boyutlu diyot dizisi 22cm octagonal grid içinde düzenlenmiş 445 adet diyot dedektör'den oluşur. Gridin 10cmx10cm'lik merkez bölümü içinde diyotlar 7mm'lik aralıklarla yerleşmişlerdir. Merkezi gridin etrafını çevreleyen dış alanda ise diyot yerleşimleri arasındaki mesafe 14mm'dir. Bu yerleşim merkezi alanı dış alandan gama geçiş yüzdesi açısından çok önemli kılar. Dedektör yerleşimi 3mm kriterinden daha küçüktür. Mapcheck ölçülen verileri diyotlar arasında interpolate etmek zorundadır. Dedektör yerleşim mesafesinden dolayı uzaysal ayırma gücü EPID'de olduğu gibi yüksek değildir. Dedektör yerleşimleri 7-14mm iken aSi-EPID için rezolüsyon 0.39mm'dir (Lucas 2008). Dedektör yerleşim aralığı ve homojen olmayan dedektör dağılımı Mapcheck için bir dezavantajdır. Diyot yerleşimleri Şekil 2.30'da gösterilmiştir. Işınlama esnasında her diyot bulunduğu konuma göre aldığı doz ile orantılı olarak yük üretir. Analogdan dijitale çevrilerek bilgisayara gönderilir. Bilgisayar, her konumdaki diyottan gelen verileri hafızasına kaydeder ve sonra düzeltme faktörü ile düzeltir.



Şekil 2.30 Mapcheck'deki dedektör grid yapısının düzenlenişi. 10cmx10cm'lik merkezde diyot yerleşimleri 7mm, dışındaki alanda ise 14mm ara iledir.

Sun Nuclear Mapcheck'de N tipi silikon diyot kullanmıştır. Bu diyodun gerçek build-up'ı $0.1g/cm^2$ 'den daha azdır. Özellikle hasta yüzeyindeki doz ölçümleri için tasarlanmıştır. Diyodun yanıtı PTW Farmer iyon odasının doz cevabı ile karşılaştırıldığında, diyotlar ile ölçülen dozun %2 içinde kaldığı ya da daha iyi bir sonuç verdiği gözlenmiştir. N veya p tipi silikon diyotların puls başına doz bağımlılıkları vardır. Bu sadece çok yüksek birikmiş dozlarda oluşur. Diyodun doz yanıtı 300 cGy'e kadar oldukça doğrusaldır. IMRT'de pratikte kullanılan tüm alanların toplamına verilen doz 300 cGy'den az olduğu ve bu sınıra kadar yanıt da doğrusal olduğu için, diyotların kullanımını oldukça yeterli kılar.



Şekil 2.31 Görelî doz okumaları

Mapcheck cihazının kalibrasyonu ve ölçüm işlemleri cihazın manuelinde detaylı olarak verilmiştir. Mapcheck’i kullanmadan önce yapılması gereken ilk iş, çevre düzeltme faktörünü alıp diyotları kalibre etmektir. Bu görelî hassasiyetler diyotlar için düzeltme faktörü olarak kaydedilir. Çevre ölçümünü almadan önce araç çubuğu “No” ve status göstergesi “RED”dir. Araç çubuğu üzerinde ışık göstergesi kırmızı’dan mavi’ye geçtiğinde background kutusu “mavi” ve “yes”gösterir. Böylelikle background verileri bilgisayarda depolanır.



Şekil 2.32 Background ve kalibrasyon için Mapcheck’in konumu (Mapcheck user manuel)

QA’da film kullanıldığında, film fantom içine yerleştirilir ve demet her hangi bir açıda etkir. Mapcheck kullanımındaki tek kısıtlama tüm demetlerin tedavi planlama

açılarından Mapcheck'in yüzeyine doğru normal etki için yerdeğiştirilmesidir. NOMOS CORVUS IMRT tedavi planlama sistemi hariç, tüm tedavi planlama sistemleri açığı sıfıra doğru çevirme provizyonuna (seçimine) sahiptir. Hatta yakında CORVUS da bu opsiyona sahip olacaktır. Mapcheck ayrı ayrı tek demet etkisini ölçmek için kullanılabilir. İstenilen etki derinde ise, Mapcheck'in yüzeyine build-up ilave edilmelidir.

Mapcheck sonuçları görüntülemek, analiz etmek ve değerlendirmek, tedavi planından gelenleri görsel olarak karşılaştırmak ve kantitatif olarak değerlendirmek için kendi yazılımına sahiptir. Veriler 2 ve 3 boyutta görüntülenebilir ve seçilen herhangi bir diyot dedektöre normalize edilebilir. DTA 3mm ve farklılık %3 olarak programa belirtildiğinde, Mapcheck TPS'de 3mm içindeki ölçülen noktaların sayısını verir ve TPS'de ölçülen değerdeki farklılık %3 içinde kalacak şekilde elde edilir. Panel karşılaştırılan toplam nokta sayısını, kriteri geçenlerin ve geçemeyenlerin sayısını nümerik ve % olarak verir. %3 içinde kalan değerler TPS değerlerinden fazla ise gösterge "kırmızı" yanar ve ölçülen değerler TPS'in değerlerinden %3 az ise "mavi" görünür. Eğer DTA 3mm yerine 2mm'ye ayarlanır ve fark da %3 yerine %2'ye ayarlanırsa kriteri geçemeyen noktaların sayısı 3mm, %3 kriteri ile elde edilenden daha yüksek olacaktır. Yoğunlukla kriteri geçemeyen noktalar alan kenarlarına yakın, yarı gölge bölgesinde veya yüksek doz gradyent bölgesindedir. Mapcheck yüksek doz bölgesi içinde avantaja sahiptir.

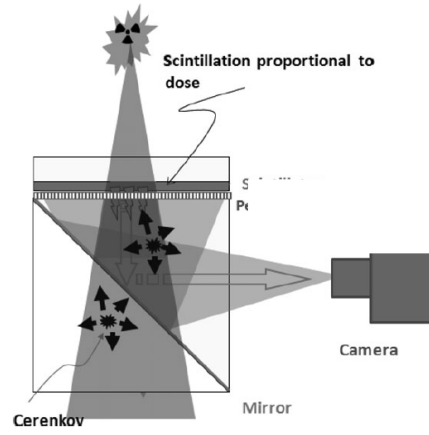
Araştırmacıların yaptıkları çalışmalara göre Mapcheck etki dağılımı film ile karşılaştırıldığında sonuçlar %3 ile %5 arasındadır. QA işlemi filme göre çok daha hızlıdır. Mapcheck filminden elde edilen sonuçları etkileyen bir sürü faktörden bağımsızdır. Çünkü film sonuçları sıcaklığa, kimyasal işleme, filmin karakteristik H-D eğrisine ve dozun optik yoğunluk kalibrasyon eğrisine bağlıdır. Mapcheck kullanımı sadece ışın değerlendirmede sınırlıdır. Ayrıca tedavi planlama sistemlerinin sınırlarını özellikle planlama sistemine giren demet verilerinin kalitesini bilmek çok önemlidir. Mikro iyon odası ile yapılan bir ölçümde demet profilinin penumra bölgesinde farklılıklar gösterdiği görülmüştür. Bu yüzden tedavi cihazının profiller için diyot

ölçümleri ile modellenmesi penumbra bölgesinde daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlayacaktır (Saini).

2.1.6.2 Dosimap, I'MRT QA sistemi (Plastik sintilatörler ve CCD kamera)

Plastik sintilatörler; doku eşdeğeri, doz doğrusallığı, enerjiden bağımsız oluşu, tekrarlanabilirlik, radyasyon hasarına karşı dirençli olması ve nerdeyse sıcaklığa bağımlı olmayışı gibi özelliklerinden dolayı dozimetri için en çok aranan bir malzemedir (Beddar vd. 1992). Bu nedenle bu dedektörler, sık kullanılan diğer dedektörlerde, dozimetre okumalarını mutlak doza çevirmek için gereksinim duyulan dönüştürme ve düzeltme faktörlerine ihtiyaç duymazlar. İlave bir kalibrasyona gerek kalmadan fotonlar ve elektronlar için kullanımı uygundur. Asıl problem Cherenkov radyasyonunun oluşumudur. Dozu doğru ölçmek için bunu ayırt etmek gerekir. Bu dakik dedektörler için farklı çözümler araştırılmıştır. Archambault ve arkadaşları (2005) yeşil ışık yayıncıların kullanımını önermişlerdir ancak Cherenkov katkısı asla tamamen bastırılamamıştır. Frelin ve arkadaşları tarafından (2005) spektral filtrasyon temeline dayanan daha iyi bir çözüm önerilmiştir. Bu çözüm ELDIM tarafından 1D dozimetri için üretilmiş olup, 2D dozimetri için de uygulanabilir. Plastik sintilatörler zaten 2D doku eşdeğeri dozimetri için uygulanabiliyor (Petric vd. 2006). Ancak Cherenkov sorunu doğru ele alınamamıştır. Gerçekte bu optik ışık saçılma problemine benzetilmiş ve dekonvolüsyon tekniği kullanılarak düzeltilmiştir. Cherenkov radyasyonunu modelleyen noktasal dağılım fonksiyonu ışınlama koşullarına kuvvetlice bağlı ve uzaysal değişimi vardır. Sintilatör ışığının sıkı ayrımı ile plastik sintilatör katman temeline dayanan 2D dozimetri'ye DOSIMAP denir.

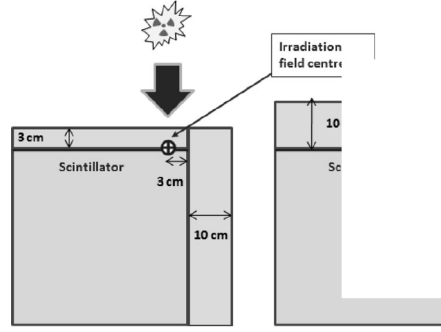
DOSIMAP geliştirilmesi sırasında sintilasyonu ayırt etmek için farklı yöntemler test edilmiştir. Kalorimetrik ayırt etme; dalgaboyuna karşı polisitren'in soğurmasındaki değişkenlik sebebiyle tamamiyle uygun bir yöntem değildir (Fontbonne vd. 2008). DOSIMAP'ın ticari versiyonunda, eksiltici yöntemin bir uzantısı kullanılmıştır. Bu yöntem mükemmel verimli, çok yenilikçi ve ilave kalibrasyon gerektirmeden her hangi bir ışınlama koşulunda geçerlidir.



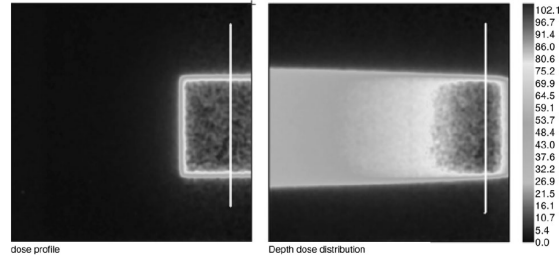
Şekil 2.33 DOSIMAP'ın şematik gösterimi

Şekil 2.33'de gösterildiği gibi 2mm kalınlığındaki plastik sintilatör 25x25x25cm³'lük polisitren küp fantom üzerine yapıştırılmıştır. Polisitren küp fantomun içinde sadece tek bir köşegen boyunca uzanan, sintilatörün yüzeyini yüksek çözünürlüklü bir kamera tarafından gözlemlemek için bir ayna vardır. Değişken kalınlıklı ilave polisitren hacim, sintilatörün üstüne çalışma derinliğine uyum sağlaması için eklenebilir. Kamera, koruma için yüksek yoğunluklu gözlük ve ışık toplama veriminin yüksek olması için yüksek açısal diyafram ile donatılmıştır. Fantom içinde üretilen Cherenkov ışığı her yöne yayılır. Bir kısmı direk kameraya ulaşır. Diğer kısmı ise dedektöre ulaşmadan ayna ile yansıtılır. Modülasyon metodu Cherenkov ışığını sintilatörden ayırmak için kullanılır. Bu yöntemde bir plastik film üzerine basılan periyodik bir yapı sintilatör ile fantom arasına yerleştirilir. Sintilasyon ışığının modülasyonu bu maske tarafından değiştirilir. Fantomun en üstünde olduğu düşünülen Cherenkov radyasyonu, sintilatörün en tepesindeki siyah boyadan dolayı kamera tarafından algılanmaz. Bu işlemler sonrasında modüle edilen ışık görüntüsü ayıklanır. Modülasyon maskesinin periyodikliği (burada 2mm'dir) sistemin uzaysal ayırma gücünü belirler.

Şekil 2.34'de gösterildiği gibi farklı iki geometride DOSIMAP 15MV X-ışınları ile 1Gy, 10cmx10cm'lik düz alan ışınlanmış ve sonuçların $\pm\%2$ içinde kaldığı gözlenmiştir.



Şekil 2.34 V.Collomb-Patton ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada aynı koşullarda ışınlanan DOSIMAP için iki farklı geometri



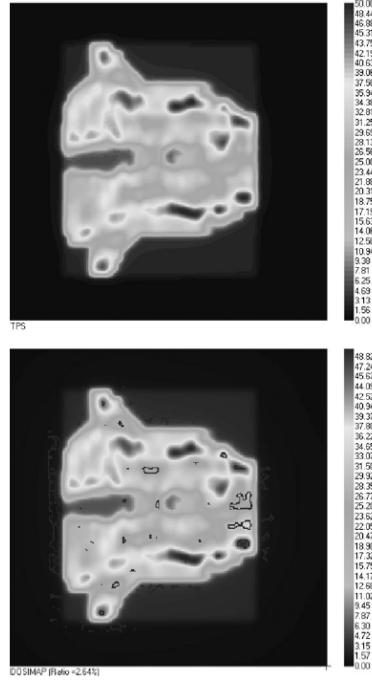
Şekil 2.35 10x10cm²'lik düz alan ışınlaması için iki ayrı geometri

Yapılan çalışmalar sonucu dosimetrenin radyasyonun yönüne hassas olmadığı görülmüştür. Yapılan ölçümler arasındaki standart sapmanın, 0.5Gy'den büyük dozlar için $\pm 1\%$ 'den az olduğu ve 0.1Gy için ise $\pm 2\%$ olduğu saptanmıştır. Tekrarlanabilirlik ise 0.5Gy'den yüksek dozlar için daima $\pm 1\%$ 'den az olduğu, 0.2Gy'in üzerindeki dozlar için ise $\pm 2\%$ 'den az olmuştur.

Dozimetre doğrusallığı 5x5cm²'lik düz alanda 15MV X-ışınları için, sintilatörün üzerine build-up görevi görmesi amacıyla 2.5cm polisitren tabaka koyularak yapılmış ve 0.5Gy'den yüksek kümülatif dozlar için $\pm 1\%$ içinde kaldığı gözlenmiştir.

IMRT alanlarının ölçümü "Step and Shoot" tekniği kullanılarak, 15MV X-ışınları için, dozimetrik film plastik sintilatörün üzerine, polisitren fantomun 2.5cm altına

yerleştirilerek yapılmıştır. DOSIMAP ile elde edilen sonuçlar film ve 2mm'lik ayırma gücü olan TPS ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 2.36 Üst: TPS ile elde edilen IMRT demet profili, Alt: DOSIMAP ile ölçülen IMRT demet profili. Gama faktörü 1'den yüksek olan bölgeler gösterilmiştir. (%3 ve 3mm) Bu bölgeler düşük doz seviyesi olan sınırlı bölgelerdir. Bunun dışındaki her yerde gama faktörü<1'dir.

Sonuç olarak, DOSIMAP doku eş değeri olması sebebiyle, karmaşık kalibrasyon işlemleri gerektirmez. Foton ve elektronlarla olan tüm ışıma tipleri kalibrasyon yenilemesi yapılmadan ölçülebilir. 2mm'lik yüksek uzaysal ayırma gücü vardır, dolayısıyla bir kesitte her hangi bir yönde uygulanan giriş dozunu ölçme kapasitesi mevcuttur. Tüm bu özellikler DOSIMAP'i kompleks ışınlanan alanların kontrolünün kolaylıkla yapılması ve de hızlı oluşu açısından en iyi dozimetri seçeneği yapar (Patton vd. 2008).

Yeni I'mRT QA sistemi IMRT dağılımının doğrulamasında 2D eş zamanlı bir sistem olarak tavsiye edilir. Yüksek zamansal ve uzaysal ayırma gücü ile kompleks 2 boyutlu verilerin hızlı elde edilmesini sağlar. Bu da I'mRT QA sistemini MLC ve Linak QA için tavsiye edilen hızlı bir araç haline getiriyor. Ayrıca ışık/radyasyon alanı uygunluğu özel bir sintilatör kullanılarak ölçülebilir.

Sistem 3 dakikadan az bir sürede set-up'a hazırlanabilir. 12 bitlik verinin 2D'da eş zamanlı uyumluluğu vardır. Tamamı ile olduğu gibi tek tek her bir IMRT alanı ile entegredir. MLC ile şekillendirilen alanın yapılandırılmasının olşumunda 0.4mmx0.4mm'lik yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Alan boyutu 40cmx40cm'e kadar tanımlanabilir. OmniPro IMRT yazılımı ile entegre çalışır.

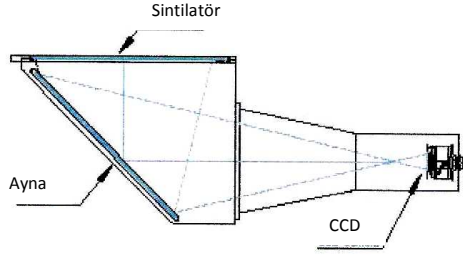
I'mRT QA sistemi sintilatörler, lensler, bağlantı kabloları, kamera ve yazılım'dan oluşur.

Sintilatör malzemesi 0.4mm Gd_2O_2S 'den, soğurucu tabaka 1mm bakırdan oluşur. Işık/radyasyon alan sintilatörü ise malzemesi 0.2mm Gd_2O_2S ve soğurucu tabaka 2mm PMMA'dır.



Şekil 2.37 I'mRT QA bileşenleri

Kamera olarak ise interline progressive scan CCD matris kullanılır. 1286x1024 piksel matris boyutudur. Aktif piksel matris boyutu ise 820x820'dir.



Şekil 2.38 I'mRT QA çalışma prensibi

I'mRT QA Gd_2O_2S sintilatör ekranı ile kaplı bir bakır plaka içeren optik olarak mühürlenmiş bir sistemdir. Bakır plakalar ile X-ışınlarının etkileşmesi sintilatör ekranının yüksek kuantum etkinliği ile ışığa dönüşür ve lens sistemi ile dijital kameralara yansıtılır. CCD kameralar 820x820 pixellik ayırma gücüyle 12 bitlik output imkanı sağlarlar. Her pixel elementi $0.4 \times 0.4 \text{ mm}^2$ 'lik alanı kaplar. Her 2D görüntü için örnekleme zamanı 120 msn'dir. Basit görüntüler arasındaki deadline ihmal edilebilir ve bu da tüm IMRT tedavisinin kaydedilmesini sağlar. I'mRT QA bir uyarlama ile linak'larda aksesuar olarak insert edilebilir. Bu konfigürasyonda alan boyutları $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'ye kadar olup, herhangi bir gantry açısında ve sürekli ya da fraksiyonel dönme modunda elde edilebilir. Alternatif olarak tedavi masasında SSD=100cm'de maksimum demet MU'su için $30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$ 'de pozisyonlandırılabilir.

2.1.6.3 I'mRT MatriXX sistemi (İyon odaları dizileri) vePXC (PiXel-segmented ionization Chamber)

İyon odası tabanlı 2 boyutlu dizilere MatriXX adı verilir. Ticari olarak Scanditronix-Wellhöfer tarafından üretilen dedektör, PTW R&D tarafından da matris iyon odaları şeklinde üretilmiştir. PXC ise; Torino Üniversitesi ve Nazionale di Fisicae Nucleare (INFNI Enstitüsü) tarafından tasarlanıp üretilmiştir. İyon odaları MLC'lere göre düzenlenir. İki dedektör arasındaki asıl farklılık; birbirinden bağımsız iyon odalarının sayısındaki farktır. PXC cihazı, 32×32 'lik bir matristen oluşan paralel plakalı 1024 adet iyon odasından oluşur. İyon odalarının düzenlendiği alan $24 \times 24 \text{ cm}^2$ 'dir. Her bir iyon odasının hassas hacmi 0.07 cm^3 'tür. 1024 adet birbirinden bağımsız iyon odasının

okuması mikroelektronik çipler ile yapılır (Stasi vd. 2005). I'mRT MatriXX sistemi ise 32x32'lik kartezyen grid içinde 1020 adet dedektörden oluşur. Dedektör yerleşimleri 0.76cm aralıklıdır ve kapladıkları toplam alan 23.6x23.6 cm²'dir. Her bir iyon odası 0.08 cm³'lük aktif hacmi olan paralel plakalı iyon odasıdır. Üretici firma tarafından warm up süresi 15dakika ve her kullanımdan önce ön ışınlama dozu $\geq 10\text{Gy}$ olarak tavsiye edilmektedir. Cihazın kalibrasyonu yaprak genişliği 1cm olan, 80 yapraklı MLC'li lineer hızlandırıcılarda yapılır. Dedektörlerin efektif derinlikleri üreticinin belirlediği cihaza ait manuel'den alınır. Radyasyon demeti tüm ölçümlerde fantom yüzeyine ve dedektöre dik olarak gelmelidir.

Belli bir derinlikteki, tedavi planlama sistemi (TPS) ile çıkartılabilen düzlemsel doz, aynı geometride ve aynı derinlikte 2D dedektör dizileri ölçümleri ile karşılaştırılır. Karşılaştırma demet-demet ya da tüm demetlere dozun ilavesi ile yapılabilir. Ticari olarak geliştirilen ve de üretilen 2D doz dağılımı analiz araçlarının temeli yüzde derin doz, DTA ya da gama indeksidir (Almond vd. 1999, Amerio 2004).



Şekil 2.39 I'mRT MatriXX cihazı



Şekil 2.40 I'mRT MatriXX cihazının fantom ile beraber lineer hızlandırıcı cihazında pozisyonlandırılması

Dedektör yanıtının doğrusallığı, kısa ve uzun vadedeki tekrarlanabilirlik, dağıtılan dozun bir fonksiyonu olarak istatistiksel belirsizlikler, dizilerin kalibrasyonunun geçerliliği, sistemin kararlılığını anlamamıza yardımcı olur. 6MV ve 18MV foton enerjilerindeki çalışmalarda kullanılan SSD ve alan boyutları aralığı için bağımlılık gözlenmemiştir.

Tekrarlanabilirlik, 1 saatlik periyotta 10 dakikalık ölçüm, merkezdeki 4 iyon odası kullanılarak, SSD=100cm ve 26x26 cm²'lik alanda 1MU ile 300MU doz aralığında yapılır (1MU=88cGy). 8cGy'den büyük dozların ölçümünde görülen hata >%1 olup ihmal edilebilir fakat 1cGy'lik doz ölçümünde görülen hata yaklaşık %3'tür. MatriXX'in tekrarlanabilirlik ölçümlerinde önce yavaş, daha sonra ilk 1 saatlik periyot boyunca %0.8 oranında artış olur. Ayrıca MatriXX dedektörler çapının 4.5mm olmasına bağlı olarak kısmi hacim etkisi gösterirler. MatriXX'in kısmi hacim etkisi göz önüne alındıktan sonra, tedavi planlama sisteminden gelen düzlemsel doz dağılımı ile karşılaştırıldıklarında geçiş hızı mükemmeldir (Li vd. 2009).

MatriXX dedektörler 0.2-5Gy arasında doğrusaldır. 100MU/dak-600MU/dak. aralığında doz hızından bağımsızdır. 6MV ve 18MV fotonlar için, TPS tarafından hesaplanan doz dağılımı ile I'mRT MatriXX cihazının ölçtüğü birbirini tutmaktadır. Gama $\leq$ %1.96 %3 ve 3mm kriterine uyar. Ayrıca bu cihaz demet düzlüğü, simetrisi, alan genişliği ve linear

hızlandırıcı demetindeki penumbra gibi rutin QA testleri için de kullanılabilir (Saminathan vd. 2010).

1Gy/dak -6Gy/dak aralığında doz hızı bağımlılığı %0.15 içindedir. Dinamik MLC QA testlerinde çok başarılıdır ve tanımlı alanlarda piksellerin %95'inden fazlası gama kriterini geçer. Fakat 7.62mm'lik düşük uzaysal ayırma gücünden dolayı matrix garden fence, picket fence ve peak testindeki 2.5mm'lik yapıyı fark edemez. TPS'in hesapladığı ve ölçülen standart sapma ve ortalama arasındaki farklar sırasıyla %1.06 ve %1.27'dir. Ortalama ve standart sapmanın gama analiz sonuçları sırasıyla %94.85 ve %2.16'dır. Penumbra bölgesinde y eksenini boyunca doz farklılığı %3'den fazladır. Çünkü yüksek doz gradyent bölgesindeki doz dağılımı MatriXX tarafından iyi yansıtılamaz. Penumbra bölgesi dışında tüm pikseller gama analiz kriterini başarıyla geçer (Bhardwaj vd. 2008).

2.1.6.4 Seven 29 sistemi (İyon odaları dizileri)

PTW 10017 tip, Versiyon1 iyon odası dizisi 256 iyon odası içerir. 16x16'lık matriste 27cmx27cm'lik alanı kapsayacak şekilde düzenlenmiştir. Her iyon odasının boyutları 8mmx8mm ve yüksekliği 5mm'dir.

İyon odaları tek bir düzlemde sıralanır ve sırtları birden fazla iyon odası arasında sürüklenen ikincil elektron saçılmasını önler. Bitişik iyon odalarının merkezi diğerlerinden 16mm uzakta konumlandırılmıştır.

PTW 10024 tip, Versiyon 2 iyon odası dizisi Seven29 Sistemi olarak adlandırılır ve 729 adet iyon odasından oluşan 2 boyutlu dedektör dizisidir. 27x27'lik matriste 27cmx27cm'lik alanda tasarlanmıştır. Her birinin 5mmx5mm'lik alanı ve 5mm'lik yüksekliği vardır. İyon odaları birbirlerinden 5mm aralıklarla yerleştirilmişlerdir. İzomerkez düzlemi içinde tasarlanan bitişik iyon odalarının aralarındaki uzaklık 10mm'dir ki bu da genellikle kullanılan MLC'lerdeki bir yaprak çiftinin genişliğine

eşittir. Bir satırdaki iyon odalarının ölçülen okumaları ile tek bir yaprak çiftinin ilişkisi elde edilebileceğine göre, bu da karşılıklı her bir yaprak çiftinin bir satırdaki iyon odalarının tam üzerinde tasarımlanmasına izin vermiştir. 2D dizinin giriş düzlemi genellikle demetin merkezi eksenine dik düzenlenir.

Her iki versiyondaki 2D diziler 400V'ta çalışırlar. 2D diziler her iyon odasında kapasitör üzerinde toplanan elektrik yükünü, her 400ms'de okuyup sıfırlayarak biriktirir.

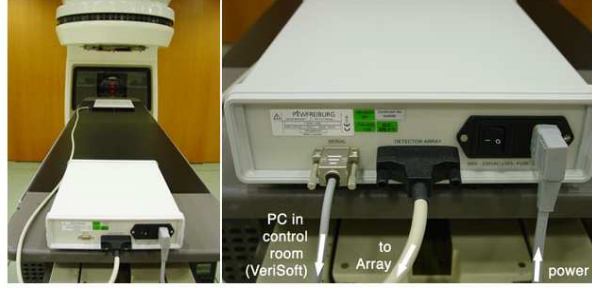
İyon odasının giriş düzlemi ölçümün efektif derinliğini belirler ve bu hacimlerin her biri bu düzlemdeki çeşitli noktalardan yayılan ikincil elektronlar tarafından her iki yöne hareket ettirilir. Yüksek enerjili elektronların menzili nedeniyle bu kaynak noktalar iyon odalarının içindeki boşluk önünde anında pozisyonlanamazlar, bu boşluklar ayrıca iyon odaları arasındaki sırtlardan çıkan elektronlar tarafından her iki yöne hareket ettirilir. Bundan dolayı, her bir iyon odasının bu düzlemde ikincil elektron etki profili ile ilgili olarak yanal yanıt fonksiyonu vardır ve bu fonksiyonun sırtlar üzerindeki noktalar için ihmal edilemeyecek değerlere sahip olması beklenir (Poppe 2006).



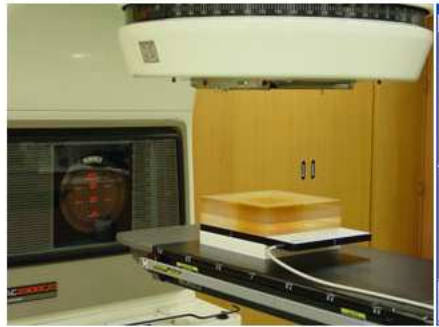
Şekil 2.41 2D Seven29 sistemi

Dedektörün kısa, orta ve uzun vadeli tekrarlanabilirliği tekrarlanan ölçümler ile test edilmiştir. Kısa vadede tekrarlanabilirlik ± 0.2 içinde, orta ve uzun vadeli tekrarlanabilirlik ± 1 içinde kalmıştır. Bu yüzdelerin içinde linak çıkışındaki ve

tekrarlanabilirlik testinin yapımı aşamasındaki hataları da içermektedir. Doz doğrusallığı da ayrıca araştırılmıştır. Sistemin doz yanıtının 2 ile 500 MU arasında doğrusal olduğu bulunmuştur. Çıkış faktörleri, maksimum %0.4 hata farklılıklarıyla aynı deneysel koşullar altında pinpoint iyon odası ile yapılan ölçümler ile eşleştirilmiştir.



Şekil 2.42 Seven29 cihazının tedavi masasına yerleştirilmesi. Genellikle 1.5m²'lik kablo ile tedavi masasının ucuna yerleştirilir.



Şekil 2.43 IMRT doğrulama sırasındaki tipik set-up pozisyonlamasıdır. Hastada 10cm derinliğini simule etmek için build-up kullanılarak PMMA katı blokların yerleştirilmesi. Geri saçıcı olarak 4cm'lik RW-3 kullanılır. PTW'ye göre iyon odası merkezi yüzeyin 5mm altında olmalıdır, ancak bu çalışmada 1mm alta yerleştirilmiştir. Odak yönünde iyon odasının merkezinden 1.5mm'lik yerdeğiştirme düzeltmesi yapılmıştır.

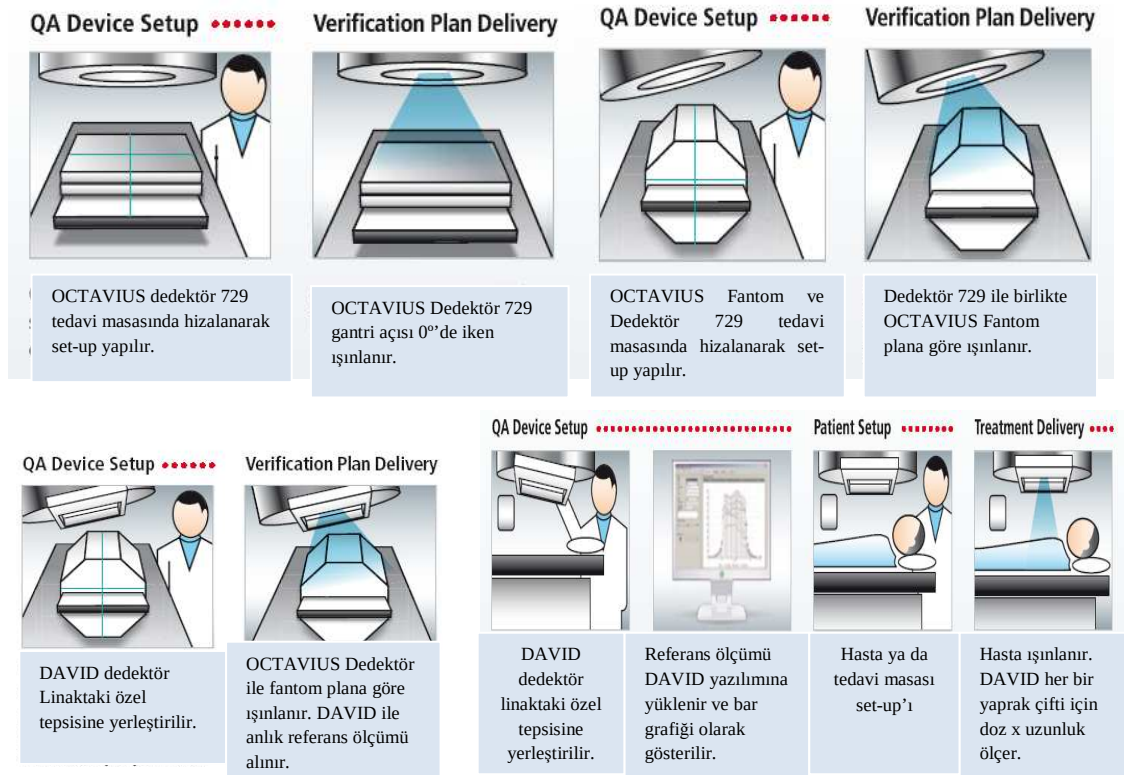
Ayrıca 2D dizi hassasiyeti kolimatör pozisyonundaki milimetrik değişimler ve ışınlanan alanın pertürbasyon etkisi için test edilmiştir. İyon odasının suda alınan verileri ile yapılan karşılaştırma çok tatmin edicidir. Nihayet wedge ağırlıklı alanların ölçümleri ve IMRT demet dizileri su tankında alınan iyon odası doz profilleri ile çok iyi

eşleşmiştir. 2D Seven29 sistemi için yapılan kapsamlı testler radyoterapi planlarının doğruluğu ve kalite temini için güvenilir ve doğru bir dozimetre olduğunu göstermiştir.

2D Seven29 sisteminin günlük radyoterapi planlaması doğrulaması için kullanımı 2.4kg.'lık ağırlığından dolayı kolaydır. Set-up için hazırlık süresi yaklaşık 5 dakikadır. 2D Seven29 sistemin avantajı enerjiden bağımsız oluşudur. Linak ikincil kolimatörlerin milimetrik konumsal hareketlerini dedekte eder.

2.1.7 3 Boyutlu Sistemler (Octavius)

PTW tarafından üretilen bu sistem yazılım hariç Octavius dedektör, fantom ve DAVID dedektör olmak üzere 3 kısımdan oluşur. Çok amaçlı, çok yönlü iyon odası dizisi ve güçlü bir doğrulama yazılımı platformu, Octavius sisteminin belkemiğini oluşturur.



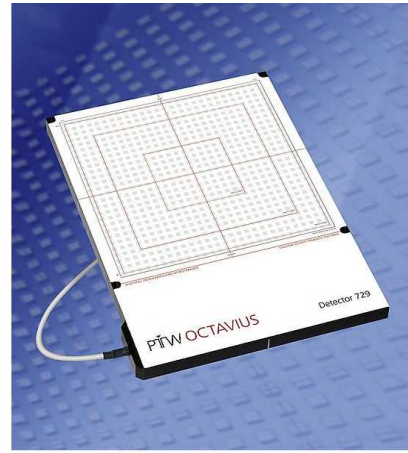
Şekil 2.44 Octavius sisteminin set-up aşaması

2.1.7.1.Octavius I- Dedektör 729

İyon odası dizilerinde öncü olup, düz ve hafiftir (6kg'den az). Uzun dönem kararlı iyon odası teknolojisi ile üretilmiştir. 27cmx27cm'lik matriste homojen düzenlenmiş 729 delikli kübik iyon odası tasarımı ile seçkindir. Co-60 ile mutlak doz kalibrasyonu yapılır. Çoklu kullanıma uygun bir dedektördür. 27cmx27cm'lik alanlardan daha büyük alanlar için ölçüm yapmaya elverişlidir. 2D ve 3D gama indeksi analizi yapılabilir.



Şekil 2.45 Dedektör 729'un lineer hızlandırıcıdaki

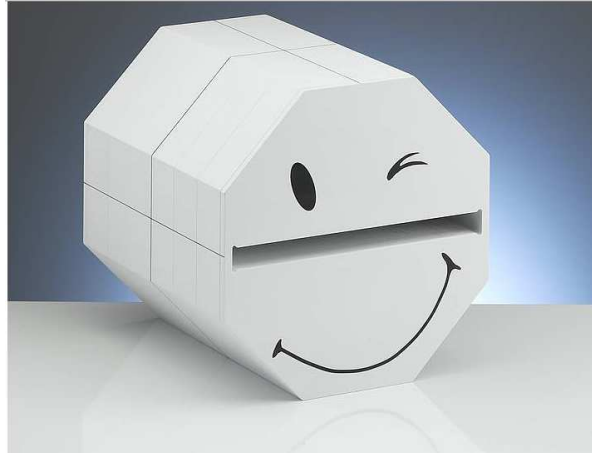


Şekil 2.46 Octavius-I dedektör 729 cihazı

729 adet kübik iyon odasından oluşmuştur. Boyutları 0.5cmx0.5cmx0.5cm'dir. Hacmi 0.125cm³'tür. Dedektör yerleşimi merkezden merkeze 10mm ve kenardan kenara ise 5mm aralıklardır. Tekrarlanabilirliği %1'den çok daha iyidir. Ölü zamanı yoktur. Suyu göre soğurulan dozu (Gy) ya da doz hızını (Gy/dak) ölçer. Ölçüm aralığı 0.5 ile 45Gy/dak'dır. Çözünürlüğü 1mGy ya da 1mGy/dak'dır. Boyutları 30cmx42cmx2.2cm (WxDxH) olup ağırlığı yaklaşık olarak 5.7kg'dır.

2.1.7.2 Octavius II- fantom

İki değiştirilebilir alt kısmı olan sekizgen katı vücut fantomudur. Bunlardan biri hava boşluklu Linak Fantomu, diğeri ise CT fantomudur. 32cm çapında, 32cm uzunluğunda yaklaşık 24kg ağırlığındadır. Polystrene malzemeden yapılmış olup %2’lik hata payı içinde su eşdeğeridir. Yoğunluğu 1.04g/cm^3 ’tür.



şekil 2.47 Octavius II-Fantom görüntüsü



şekil 2.48 Octavius fantom ve dedektör 729’un lineer hızlandırıcıdaki pozisyonlandırılması

2.1.7.3 Octavius III- DAVID dedektör

Şeffaf çok kablolu iyon odası (MIC) teknolojisi ile yapılmıştır. Ölçüm kablolarının sayısı MLC'ye bağlıdır. Demetteki zayıflama 6MV fotonlar için tepsi faktörü üzerinden kompensasyon ile yaklaşık %5'tir. Her fraksiyon sırasında MLC arızalarını anında yakalayıp ölçüm sonuçlarını online gösterir. In vivo ölçümler için şeffaf ve çok hafiftir. Hasta tedavisi sırasında kablosuz çalışması ve veri aktarımı bir avantajdır. Tedavi öncesi QA için kapsamlı üretilmiştir ve planın tümünün doğruluğunu içerir.



Şekil 2.49 DAVID cihazının gösterimi



Şekil 2.50 DAVID'in yerleştirileceği aparat



Şekil 2.51 DAVID'in linak'taki yerleşiminin gösterimi

2.1.8 DELTA^{4PT}

p-Si tipi 1069 adet diyot dedektörden oluşmuştur. Her düzlemde dedeksiyon alanı 20x20 cm², 6x6cm²'lik merkez alanda dedektörler arası uzaklık 5mm, merkezi alanın dışında ise 10mm'dir. 50nGy doz çözünürlüğüne sahiptir.

MC algoritması üzerine kurulu TPS içeren tüm modern sistemlerle kullanılabilir. Tümörün simülasyonu 6 boyutta yapılabilir. Hareketli hedef için doz doğrulaması mevcuttur. Doz dağıtım sisteminde yanal bölgelerde dedeksiyon yapılabilir. Milimetrenin de altındaki boyut için hızlı pozisyonlamaya sahiptir.



Şekil 2.52 Delta^{4PT}'nin görüntüsü

Delta^{4PT} tasarımı; herhangi bir ışın yönünün tüm kesitini kapsayacak şekilde, 22cm çapında, 40cm uzunluğunda silindirik geometride “+” şeklinde düzenlenmiştir. 27 kg ağırlığındadır. Böylece IMRT doğruluğu hiçbir veriyi atlamadan yapılabilir. Delta^{4PT} ; hedef organdaki ölçümler ile x, y ve z doğrultularındaki doz bölgelerinde doğrulama yaparak 3D çözüm önerir. Planın karmaşıklığına ve de fraksiyon sayısına bağlı olarak hedef hacimdeki doz farkı %2 içinde ölçülebilir. Mutlak doz, görelî doz, dozdaki sapmalar, gama analizi ve DTA ölçümleri yapılabilir.

2.1.9 In vivo dozimetri (TLD'ler, MOSFET dedektörler)

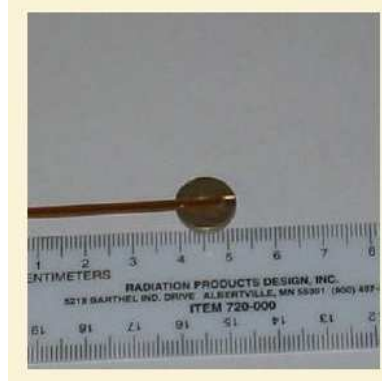
Fantom kullanan tedavi öncesi doğrulama, tedavi planlaması ve dağıtımı işlemi esnasında karşılaşılabilecek hataları izlemede yararlı bir yöntemdir. Ancak, hastaya verilen doz dağılımı hakkında bilgi vermez ve in vivo dozimetri gerçek hasta tedavisi sırasındaki doz dağılımını doğrulamak için gereklidir. Örneğin, tedavi öncesi doğrulama, bir planın kabulüne neden olur. Fakat, eğer hasta tedavi sırasında ya da hemen öncesinde hareket ederse doz hasta içinde başka yanlış bir yere dağılılabılır ya da hasta geometrisi doz hesabı yapılan planlamadakinden farklı olabilir. In vivo dozimetride bir çok yöntem mevcuttur, fakat diyotların kullanımı belki de en popüler olanıdır.

Diyotların dozimetrik özellikleri ve klinik kullanımındaki deneyim birkaç raporda özetlenmiştir (AAPM, 2005).

In vivo dozimetri iki yolla yapılabilir: Uygun bir probe istenilen konumda hastaya takıldığında doz doğrudan ölçülür. Fakat invaziv olarak ya da dedektör hastanın karşısına ya da hastadan biraz öteye yerleştirilirse doz non-invaziv olarak ölçülür. Hasta içindeki doz; dedektör konumuna yakın mesafe için ya da dedektör konumunda uygun matematiksel modeller kullanılarak hesaplanır. TLD ve MOSFET dedektörler, hasta cildinde konumlandırılmış dozimetreler olup, amaçlanan hedef bölgedeki dozu sık sık ölçmek için kullanılırlar (Varadhan vd. 2006).



Şekil 2.53 MOSFET Autosense Sistem

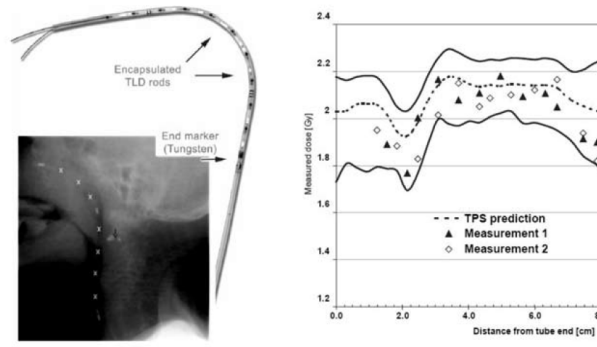


Şekil 2.54 6MV ve 10MV’lik demet için kullanılan para şeklindeki build-up cap. Yüksek yoğunluklu (8.5g/cm^3) ve yüksek atom numaralı oluşu, bu aralıktaki foton enerjileri için d_{max} ’ta build-up için minimum miktarda metal ihtiyacı gerektirir.

Film ve EPID dozimetri in vivo dozimetride ikinci kategoridedir. In vivo dozimetrimin IMRT doğrulaması için rutin klinik uygulamaları çok sınırlıdır. Yapılan çalışmalardan başlıcaları şunlardır:

2.1.9.1 TL Dozimetre, Copenhagen Üniversitesi Hastanesi

Sliding window tekniği kullanarak 5 ve 7 alanda baş ve boyun hastaları tedavi ediliyor. IMRT uygulamasının ilk aşamasında doz doğrulama intrakaviter TL dozimetre kullanılarak yapılmıştır. LiF içeren “nazolabial özofagus” probu olarak kullanılan çubuklara küçük kurşun markerlar yerleştirilmiş olup çok esnek kateterlerdir.

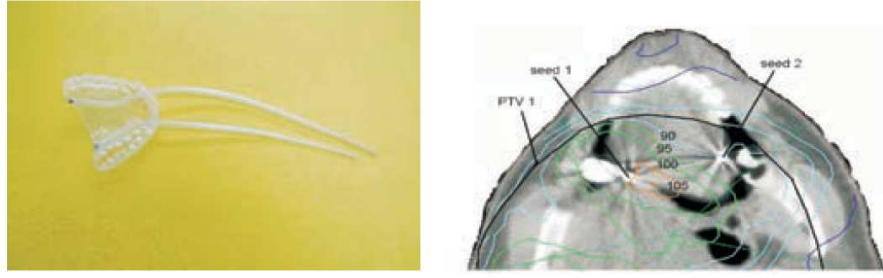


Şekil 2.55 Sol: 10 TLD çubuk içeren kurşun marker içine yerleştirilmiş özafagal tüpün EPID görüntüsü. Sağ: Nazofarenks hastasında 1'er hafta ara ile yapılan ölçümlerin TLD okumaları. Sürekli çizgi alt ve üst tolerans seviyelerini gösterir.

Fraksiyon başına toplam doz için sapma MU kullanıldığında %3 ve demet için %5 klinikte uygulanan seviyelerdir. Sapmalar daha büyükse doku inhomojenite düzeltmeleri yapılmadan yeni bir plan yapılmalıdır. Eğer plan hala kabul edilebilir durumda değilse 2D doğrulama EPID dozimetri kullanılarak yapılır.

2.1.9.2.MOSFET dozimetre, Centre Antonie-Lacassagne, Nice, Fransa

Orofarenks ve nasofarenks tümörlerinin IMRT tedavisi sırasında MOSFET (metal oxide semiconductor field effect transistor) dozimetre kullanılmıştır. Doku eşdeğeri malzeme kullanarak, dış görüntüsü vermek için, dışı, içerisinde iki kateter bulunduran üst damak şeklinde bir ağız plakası hazırlar. Bu kateterlerin içine, iki çekirdekli MOSFET'ler yerleştirilmiştir.



Şekil 2.56 Sol: İki kateterli ağız plakası, Sağ: Çekirdeklerin yerini gösteren CT taraması ve planlanan doz dağılımı (Marcie ve arkadaşları, 2005)

MOSFET’lerin koordinatları tedavi planlama sisteminde girdi olarak kullanılır ve hesaplanan doz değerleri 21 hasta için oluşturulan 48 tedavi planında ölçülen doz değerleri ile karşılaştırılır. Noktadaki dozun ölçümü zordur çünkü bu nokta sıkça dik doz gradyent alanı içinde yer almaktadır. Inter ve Intra fraksiyon hasta hareketi kurşun çekirdeklerin film üzerindeki görüntüleri ile tanımlanır. AP yönde 6.5mm’ye kadar sapmalar veren, doz tayininde %5 ile %10 belirsizliğe sebep olur. Hasta pozisyonlarında bu değişimlere rağmen, tüm sonuçlar hesaplanan doz değerleri ile ölçülen doz değerlerini arasındaki farkın ortalama %2 içinde kaldığını göstermiştir.

2.1.9.3 aSi-EPID, Netherlands Cancer Institute, Amsterdam, Hollanda

Hollanda Kanser Enstitüsü’nde geri projeksiyon algoritması hastalarda tüm IMRT tedavileri sırasında aSi-EPID ile portal görüntü kaydı esasına dayandırılarak, 3D dozun yeniden yapılandırılmasında uygulanmıştır. Geri projeksiyon algoritması, hastadan EPID’e saçılım ve hasta içindeki zayıflama gibi EPID dağılımını tanımlayan parametreleri içerir. Hesaplanan doz her tedavi alanı için izomerkezi demet yönünde dik kesen düzlemdeki planlanan doz ile doğrudan karşılaştırılır. γ değerlendirme yöntemi demete dik EPID’e paralel olan izomerkezin bulunduğu düzlemdeki 2D doz dağılımlarını karşılaştırmak için kullanılır.

In vivo dozimetri IMRT tedavisinin ilk 3 fraksiyonu boyunca uygulanır. Uygulama şekli klinik deneyime dayanır. Örneğin prostat tedavilerinde noktaların %90'ında γ değeri 1'in altında olmalıdır. Ortalama γ değeri 0.5'den küçük ve maksimum γ değeri 2'den küçük olmalıdır. Buna ilaveten, izomerkezdeki doz öngörülen dozdan %3'den fazla olmamalıdır. Eğer kriterlerden biri sağlamazsa, fizikçi planı değerlendirmelidir.

Yöntemin yüksek doğruluğu sebebiyle, bunu gerçekleştirmek ve ölçümleri analiz etmek için gerekli süre kısıtlı olsa bile , EPID in vivo dozimetri şu anda Hollanda Kanser Enstitüsü'ndeki tüm IMRT tedavilerinde kullanılmaktadır. Bir sonraki adım riskteki organ sebebiyle hedef hacme verilen dozun doğruluğu için 3D yeniden yapılanma modelinin klinikteki kullanımıdır. Göğüs kanseri tedavilerinde tanjansiyel alanların kullanımının doğru sonuçlar verdiği zaten gösterilmiştir fakat bu yöntem IMRT alanları için test edilmelidir.

2.2 Dozimetri İçin Kullanılan Fantomlar

QA fantomları IEC/TR 60977 ve DIN 6847-5 nolu raporlara göre dizayn edilmiş olup, CT simülatörler ve Radyoterapi QA'i için uyarlanmıştır. QA için kübik fantom, disk fantom ve silindirik fantom en ideali olanlardır.

Küp Fantom: Radyografik film ile yapılan tutarlılık kontrollerinin yanı sıra ışık alanı / radyasyon alanı uygunluk doğrulaması için kullanılır.

Disk Fantom: İzomerkez doğrulaması için kullanılır.

Silindirik Fantom: Değişik gantri açıları ve ark demetleri için doz ölçümlerinin tutarlılığının doğrulanması için tasarlanmıştır (Iba).

- ❖ Antropomorfik IMRT Pelvik Fantom
- ❖ Acrylonitrile Butadiene Styrene Plastik Fantom (ABS)
- ❖ Scanditronix – Wellhofer RW3 IMRT Fantom (Art Phantom)
- ❖ Universal IMRT Verifikasyon Fantomu
- ❖ IMRT Vücut Fantomu
- ❖ İnhojenite Fantomu
- ❖ Heterojen CIRS IMRT Toraks Fantom
- ❖ Homojen PMMA Fantom
- ❖ IMRT Baş Verifikasyon Fantomu
- ❖ IMRT Baş ve Boyun Verifikasyon Fantomu
- ❖ IMRT Matris Verifikasyon Fantomu
- ❖ Su Fantomu

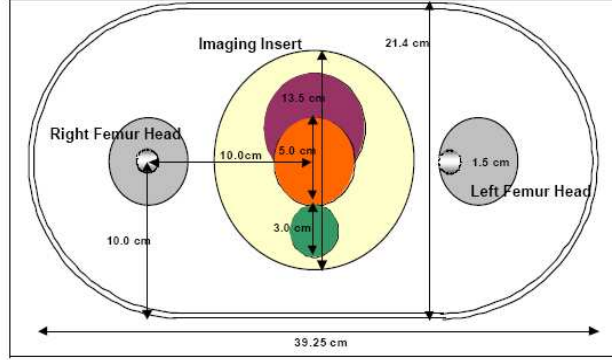
2.2.1 Antropomorfik IMRT pelvik fantom

Fantomun IMRT tedavileri için alan yerleşimi ve 3D doz dağılımı için kriterleri sağlayacak kabiliyeti vardır. Özellikle, fantomun tasarımı, hedef doz homojenite ölçümünü %5, yüksek doz gradyent bölgeleri için alan yerleşimi 2mm ve izomerkezdeki gerçek dozu %5 içinde sağlayacaktır.

Phantom Region	Phantom Material	Density (g/cm ³)	CT Number	Patient CT Number
Insert	acrylic	1.17	1123	-----
Rectum	polyethylene/wax	0.95/1.00	950	922
Prostate	Nylon	1.15	1088	1026
Bladder	polyethylene	0.95	923	1001
Femoral Heads	PBT-Polyester	1.31*	1203	1297
Marrow	acrylic	1.17	1123	-----
Phantom	PVC	1.37	1297	-----

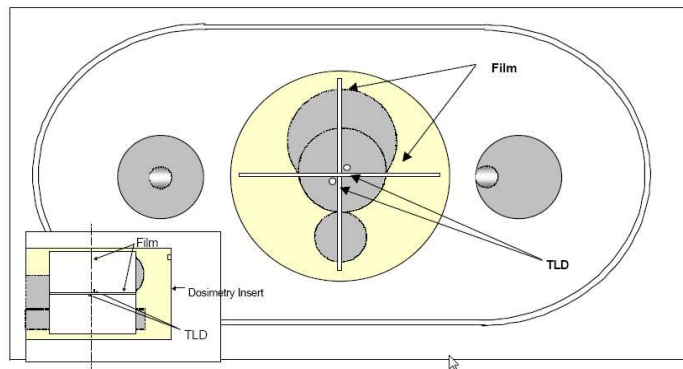
Şekil 2.57 Fantom malzemeleri ve yoğunlukları

Görüntülenebilir hedef ve kritik yapılar, heterojenite, gerçek doz, doz homojenitesi ve alan yerleşimi için dozimetre içermesi, kullanım kolaylığı, mevcut IMRT tekniklerine uyumlu olması, fantomun tasarım özellikleridir.



Şekil 2.58 IMRT Pelvik fantom tasarımının enine kesiti

TLD ve Radyokromik filmlerin her ikisi, iyi bir doz yanıtı, enerji ve açısal bağımlılığının olmayışı, sinyal/gürültü azalımı olmaksızın ölçülebilir sönme gözlenmesi ve yüksek doz gradyent bölgeleri için 2mm'lik uzaysal ayırma gücü özelliklerinden dolayı IMRT pelvik fantomu içinde kullanılmak üzere seçilebilir.



Şekil 2.59 Dozimetrelerin yerleştirilmesi

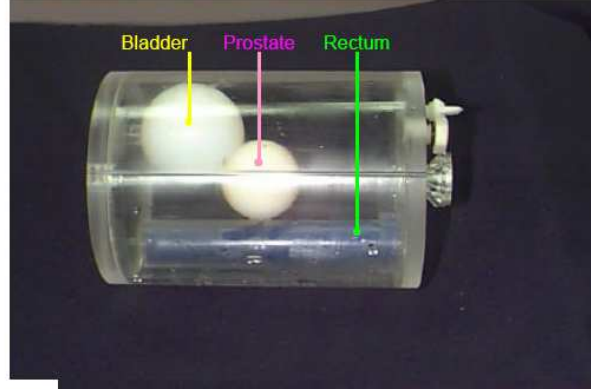
Hedefin dozimetreler ile kaplanması fantomun enine kesitinde görülmektedir. TLD kapsülleri hedefin merkezinden 3mm uzağa yerleştirilir. Film, dozimetri inserti içine filmi sabitlemek amacıyla pinhole kullanılarak yerleştirilir. Bu delikler hedefin merkezine bilinen mesafededirler ve fantom koordinat sistemi içine taranan filmlerin yerleştirilmesinde kullanılır. Işınlama esnasında heterojeniteyi sağlayan femoral başlar fantom kabuğu içine monte edilir ve hareket ettirilmez. Heterojenite doz bilgisini elde etmek için, TLD kapsülleri, tedavi hacminin merkezine paralel olarak acrylic insertlerin ucundan içeri doğru vidalanır. Yukarıda dozimetrelerin sagittal yerleşimlerinin görüntüsü verilmiştir.



Şekil 2.60 IMRT Pelvik fantom görüntüsü

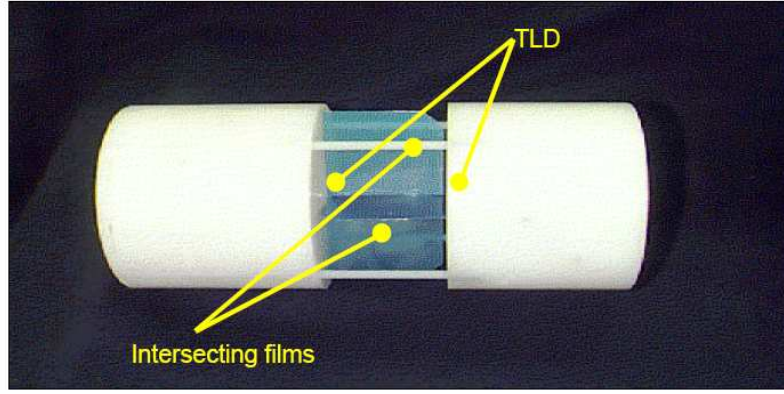
Fantom kargo ile gönderilebilecek kadar hafif ağırlıkta tasarlanmıştır. Su ile doldurulabilen PVC kabuktan oluşmuştur. Fantomu doldurma kolaylığı ve fantomdaki hava tuzaklarını minimize etmek için iki dolum ağzı ve boşaltım vidası vardır. Dolu fantomdaki küçük bir hava kabarcığı fantomun alt sonundaki dolum ağzının konumu nedeniyle kaçınılmazdır. Ancak tedavi alanından hava kabarcığının kaldırılması için güvenilir bir prosedür geliştirilmiştir. İzomerkez seçimindeki varyasyonları ortadan kaldırmak için, fantom kabuğunun solunda, sağında ve anterior tarafında lazer hizalayıcı kullanımı ile ilgilenilen hedefin merkezi işaretlenir. Her iki insert ile doldurulabilir PVC kovan 10kg. gelir. Dozimetri insertleri ve su ile doldurulunca fantomun kütlesi 21.7kg

gelir. Kabuk hemen hemen ortalama bir hasta boyutunda tasarlanmıştır. Boyutu ve şekli IAEA pelvik fantomundan modellenmiştir.



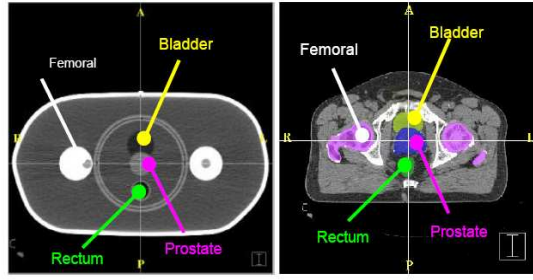
Şekil 2.61 Görüntüleme insert'leri

İk adet değiştirilebilir inset'ü vardır. Görüntüleme ya da anatomi insert'ünde su doldurulabilir acrylic kovan içine monte edilmiş prostat, mesane ve rektum yapıları vardır. Bu insert fantomun CT ile görüntülenmesini ve daha sonra da 3D tedavi planlama sisteminde tedavinin planlanmasını sağlar. Görüntüleme insert'ü su ile doldurulabilen boş bir akrilik kovandır. Sıkışmış hava insert'ün alt ucundaki hava boşaltım kanalına doğru hareket ettirilir. Insert fantom içinde bir hizalayıcı çentik (notch) kullanılarak hizalanır. Fantomdan kolay çıkartmak için insert'ün alt ucuna monte edilmiş bir kol vardır. Fantomun insert kolunda son derece sıkı bir uyum nedeniyle 4 hava bırakma çentiği insert'ün uzunluğu boyunca işlenmiştir. Prostatı simüle eden küre naylon top kovan içine monte edilmiştir. Mesane simülasyonu, polietilen malzemeden yapılmış olup prostatın etrafını hafifçe çanak gibi kavrar. Balmumundan yapılmış bir silindir, rektum ve rektal duvarı temsil eden ince bir polietilen tübü içine alır. Rektumu içeren polietilen tüp balmumu ile çevrilidir ve ayrıca onu suya karşı da korur. Hasta anatomisini doğrulukla temsil etmek için balmumu rektumun merkezine doğru, bir hava boşluğu yapılmıştır.



Şekil 2.62 Görelî doz dağılımını ölçmek için kullanılan radyokromik filmler ve TLD'lerin yerleşimi

Dozimetri insert'ü yüksek etkili polistirenden oluşan katı bir silindirdir. Görüntüleme insert'ü gibi fantom kovanında insert'ü doğru yerleştirmek için hizalama çentiği kullanılır. Havanın serbest kalacağı çentik, insert'ün uzunluğu boyunca işlenmiştir. Dosimetri insert'ü içindeki dozimetreler ve görelî doz dağılımlarını ölçmek için radyokromik filmin iki kesişen kısmı görüntüleme insert'ündeki prostatın merkezine göre bilinen konumda yerleştirilir. Dozimetri insertü, merkezleri anatomik görüntüleme insertündeki prostat hedefinin merkezinin bilinen yerine göre superior anterior konumda, inferior-posterior konumda 3mm uzakta iki TLD kapsül barındırır. Gerçek nokta dozu ölçümünün uzaysal konumunu geliştirmek için, kapsüllerin içindeki tozun boyutlarının minimuma indirilmesi için (4mmx3mm) sıkıştırılır. Hemen hemen küresel bir geometriye sahip olması açısal bağımlılığı ortadan kaldırır. Aynı tip kapsül femoral baş insertünde kullanılır. Filmler, dozu sınırlayan yapıların(femoral başlar, mesane ve rektum) doğrultusunda doz profillerini elde etmek için en uygun konumlandırma olan koronal ve sagittal düzlemde yerleştirilir.



Şekil 2.63 Gerçek hasta anatomisine göre tasarlanan fantom yapısı

Fantom yukarıda görüldüğü gibi Mimic gerçek hasta anatomisine göre tasarlanmıştır. Femoral başlar, mesane ve rektum tedavi planı optimizasyonunu sürdürmek için kullanılan kritik organlardır. Femoral başın akrilik insertleri kemik iliğini simüle eden femoral başın orta kısmında düşük yoğunluklu bir bölge yaratır. Femoral baş içerisinde TLD kolunun asimetrik konumlandırılışı tedavi planlamacısını fantomu soldan sağa tanımlamasını, ters planlama optimizasyonunda simetriden dolayı gizlenebilen hataların ortaya çıkmasını sağlar.

Sonuç olarak;

- Heterojen, antropomorfik doz doğrulama fantomu IMRT için kapsamlı bir kalite güvence aracı olarak tasarlanmıştır.
- Fantom;
 - ✓ Mutlak dozu $\pm\%5$ içinde
 - ✓ Hedefteki doz homojenitesini $\pm\%5$ içinde,
 - ✓ Doz lokalizasyonu yüksek gradyent alanları için $\pm 2\text{mm}$ içinde

Değerlendirebilir (Radford vd. 2000).

2.2.2 Acrylonitrile butadiene styrene plastik (abs) fantom

ABS plastiğin radyasyon etkileşimleri ve dozimetri ile ilgili özellikleri radyoterapide doz ölçümlerinde yaygın olarak kullanılan fantom malzemeleri ile karşılaştırılmıştır. ABS IMRT fantomu iyon odaları, radyografik ya da radyokromik filmler, TLD'ler, MOSFET'ler ve Jel dozimetreler gibi çeşitli tipteki dedektörleri tutmak için uygun koşullara sahiptir.

Katı veya plastik su malzemesinden yapılan fantomlar IMRT'de tedavi öncesi doz doğrulama işlemi için uygundur. Çok pahalı ve bazı sınırlı ölçüm seçenekleri vardır. Bu yüzden; bir noktadaki dozu doğrulama opsiyonu olan ve 2 ve 3 boyutta doz dağılımını elde etmeye yarayacak doku eşdeğeri bir fantom tasarımına ihtiyaç duyulmuştur. Ve bu fantom uygun fiyatlı olmalıdır. Bütün bu ihtiyaçların ışığında düşük maliyetli ve doku-eşdeğeri olan bir IMRT fantomu tasarlanıp üretilmiştir. Dozimetrik amaçlar için malzemenin doku eş değeri olması, radyasyonun enerjisine ve çeşidine bağlıdır. Foton demeti olması durumunda; toplam azalım katsayısı, elektron demeti olması durumunda; malzemenin durdurma gücü verilen radyasyon enerjisi için doku ile kıyaslanabilir olmalıdır (ICRU Report 44).

ABS plastik IMRT fantomunun üretimi için doku eşdeğeri bir malzemedir. Bu fantomda; iyon odası, TLD'ler, radyokromik ve radyografik film kullanılarak, IMRT tedavi öncesi doz doğrulama ölçümleri yapılır. Maliyeti 200\$ civarında, 5mm kalınlığında, 1.2 ile 2.4m² yüzeyi olan bir yaprak malzemedir. ABS akrilonitril ve sitren'nin polibütadin varlığında polimerizasyonu ile oluşan bir kopolimerdir.
$$\left[\left(C_8H_8 \bullet C_4H_6 \bullet C_3H_3N \right)_n \right]$$

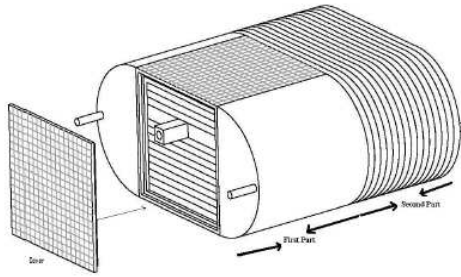
ABS'nin bileşimi;

Akrilonitrile---- %15___ %35

Bütadin----- %5___ %30

Sitren-----%40___ %60

Fantom malzemesinin suya göre elektron yoğunluğu ABS'nin kimyasal bileşimi kullanılarak sayısal değerlendirme ile, fantomun CT ile taranan görüntüsü yakın zamanda kalibrasyonu yapılan tedavi planlama sistemine aktararak tahmin edilmiştir. Fantom malzemesi için, toplam azalım katsayısı, malzemeyi oluşturan elementlerin azalım katsayıları kullanılarak da hesaplanmıştır. ABS malzemesi, sıkça kullanılan fantom malzemelerinin fiziksel parametrelerine ilişkin Co-60 gama ışınları, 6MV ve 15MV X-ışınları için yapılan ölçümler sonucu kıyaslanabilir olduğunu göstermiştir.



Şekil 2.64 ABS fantomunun şematik görüntüsü

ABS fantomu eliptiktir ve boyutları gerçek bir hastanın ışınlanmasındaki tüm saçılma koşullarını sağlayacak yeterlidir. Bu fantom 2 kısımdan oluşur. İlk kısımda, iyon odaları, TLD diskleri, radyokromik filmler ve jel dozimetre gibi dedektörler kullanılır. İkinci kısım ise; sadece radyografik filmin tutulacağı kısımdır.

İlk kısım; silindirik bir iyon odası fantomun merkezindeki bölgede $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ 'lük grid içine yerleştirilecek şekilde tasarlanmıştır. Bu grid içerisinde iyon odasının konumlandırılması, insert'lerin uygun hareketi ile mümkündür. Bu bölümde yeniden pozisyonlandırma için üç indirgeme işareti mevcuttur.

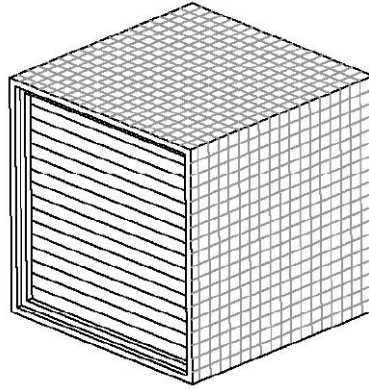
Fantomun ikinci kısmı her biri üç indirgeme işareti içeren film yönelimini tanımlamak için, 1cm kalınlığında eliptik dilimler içerir. Şekil 2.65 $15 \times 15 \times 15 \text{ cm}^3$ 'lük küp insert'ü gösterir. Jel dozimetre kabının yerleştirilebileceği 8cm'lik silindirik deliği vardır. Geniş jel örneği tüm hedef hacimlerdeki doz dağılımını elde etmek için kullanılabilir. Geniş

jel hacmi, geniş hedef hacminde ve bazen komşu kritik yapılarda doz dağılımı ölçümüne olanak verir.



Şekil 2.65 Düşük maliyetli IMRT fantomu, Jel dozimetre kabının yerleştirileceği bölüm gösterilmektedir.

Şekil 2.66. 15cmx15cm’lik radyokromik film örneğini tutan kolları gösterir ki burada radyokromik film örneği bir yığın oluşturmak için sandviç gibi plakalar arasına sıkıştırılmıştır. Radyokromik film yığınları 3 boyutta olduğu gibi 2 boyutlu doz dağılımı analizi için kullanılabilir.



Şekil 2.66 Radyokromik filmin yerleştirileceği bölmelerin şematik görüntüsü



Şekil 2.67 Radyokromik filmlerin konulacağı bölmeler

ABS fantom 4.5mm çapında ve 0.8mm kalınlığında merkezler arası uzaklığı yani uzaysal ayırma gücü 7mm olacak şekilde TLD'lerin yerleştirileceği bir TLD tepsi provizyonuna sahiptir.



Şekil 2.68 ABS fantomunun genel görüntüsü

ABS IMRT fantomunda çeşitli dedektörlerin kullanımını göstermek için doz doğrulama ölçümleri radyografik film, radyokromik film ve iyonizasyon odası ile birlikte TLD ile yürütülür. Radyografik film (EDR2 film-Eastman Kodak Company) fantomun ikinci kısmına yerleştirilir ve planlanan IMRT tedavisinin gereksinimi kadar ışınlanır. EDR2 filminin okuması “VIDAR Dosimetry Pro Advantage Scanner” ile yapılır (VIDAR systems Corporation, Herndon, VA). EDR2 filmi transvers düzlemdeki doz dağılımını verir. EDR2'nin kalibrasyonu 6MV'lık X-ışınları ile yapılır.

15cmx15cm’lik Gafkromik EBT filmi (NJ, USA) fantomun ilk kısmında 5cm derine yerleştirilir ve planlanan IMRT tedavisinin gerektirdiği kadar ışınlanır. Işınlanan film flatbed tarayıcı (EPSON Expression 10000XL; EPSON, UK) ile okunur. Tarama “EPSON SCAN” yazılımı kullanılarak tüm filtreler kapalıyken yapılır. Görüntü iletim “transmission” modunda taranır ve RGB’de sıkıştırılmamış dosya formatı TIFF olarak kaydedilir. EBT filmleri için soğurma piki kırmızı bölgeye düşer ve bu yüzden görüntünün kırmızı bileşeni film okumasını maksimumda yapmak için ImageJ yazılımı kullanılarak çıkarılır. Gafkromik EBT filmi koronal düzlemde doz dağılımı verilerini verir. Taranan görüntülerin 2 boyuttaki dozimetrik analizleri IMRT doz verifikasyon yazılımı OmniPro-I’MRT (Sweeden) ile yürütülür.(OmniPro-I’MRT version 1.5;IBA Dosimetry, Upsala, Sweeden) EBT filminin kalibrasyon eğrisini elde etmek için; 4cmx4cm’lik film örneği konvansiyonel katı fantom içerisine, radyasyon demetine dik olacak şekilde yerleştirilir ve 50, 100, 200, 300 ve 400cGy doz aralıkları için 6MV X-ışınları ile ışınlanır. Işınlanan film örnekleri bahsedildiği şekilde taranır. Doz yanıt eğrisi çizilir ve bu verilere uyan en iyi eğri ışınlanan filmlerin ;

$D = a * OD + b * OD^c$ polinomu ifadesi kullanılarak optik yoğunluk bilgisinden bilinmeyen doz değerleri bulunur. a,b,c serbest fit parametreleridir (Ferreira vd. 2009).

TLD tepsisi LiF:Mg,Ti (MTS-N; TLD, Poland) 4.5mm çapındaki ve 0.8mm kalınlığındaki diskler fantomun ilk kısmında 5cm derinliğe yerleştirilir ve tedavi planlama sisteminin belirlediği dozda ışınlanır. TLD disklerinin okunması TLD’lerin ışınlanmasından 24 saat sonra TLD okuyucu ile (Rexon UL320, USA) yapılır. Programlı sıcaklık profili ile TL okuması integrasyon modunda alınır. TLD’lerin disk kalibrasyonu 6MV X-ışınları ile yapılır.

ABS fantomunun maliyeti Scanditronix-Wellhöfer IMRT RW3 fantomuna göre 8-10 kat daha ucuzdur(Kumar vd. 2010).

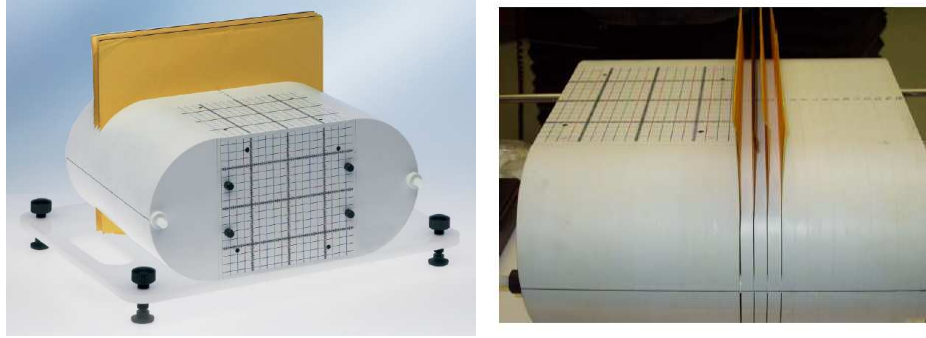
2.2.3 Scanditronix – Wellhofer RW3 IMRT fantom (art phantom)

Scanditronix – Wellhofer I'mRT gövde şeklindeki fantom su eşdeğeri RW3 malzemesinden yapılmıştır. Bu fantom aynı zamanda “Art Phantom” olarak da bilinir. Bu malzeme beyaz polisitren içinde %2 titanyum oksit (TiO_2) içerir.



Şekil 2.69 Art Fantom ile tipik bir ölçüm (İnal vd. 2010)

Efektif derinlik için iyon odası okumaları; 6MV fotonlar için 0'dan 18cm'e kadar %1 içinde kalacak şekilde su ile eşleştirilir.



Şekil 2.70 IMRT fantomunun çoklu film ölçümleri için uygunluğu



Şekil 2.71 IMRT fantomunun baş ve boyun ile stereotaktik uygulamalar için modüler tasarımı

33cm(L)x36cm(W)x18cm(H) boyutlarında, 1.045g/cm^3 yoğunluğunda, 22 kg ağırlığındadır.

Klinik rutinde IMRT tedavilerinin implementasyonu esnasında; ölçülen doz dağılımına karşı planlanan doz dağılımının tutarlılığını kontrol etmek için film dozimetre kullanılır. Yeni IMRT fantomu gerçek doz doğruluğu ve çoklu film ölçümleri için su eşdeğeri bir fantomdur. Değişken modüler tasarımı genel vücut, baş-boyun ve stereotaktik uygulamalar için kullanılabilir.

I'mRT fantomunun içinde vücudun genel yapısına ait kesitler vardır. Bu kesitler geniş IMRT alanları için eş zamanlı olarak 15 film, ışına maruz kalabilecek şekilde tasarlanmıştır. Film doz dağılımları ile OmniPro I'mRT yazılımındaki planlanan TPS verilerinin karşılaştırılması, IMRT dağıtım halkasının tam doğrulukla çalıştığını gösterir.



Şekil 2.72 IMRT fantomunun içinde vücudun genel yapısına ait kesitler vardır. Küp fantom kısmı torso içine yerleştirildiğinde orijinal antropomorfik şekil alır.

Genel vücut su eşdeğeri RW3 materyalinin modüler dizaynı, baş, boyun ve stereotaktik IMRT tedavi planlarının film doğrulaması için dizayn edilmiştir. Linak ve CT tarayıcılarda kolay ayarlanabilir. Farklı iyon odaları ve özellikle fonksiyonel olarak mevcut olan TLD tepsisi ile de mutlak doz tayini için uygundur.

Kalınlığı 1cm olup maksimum 16cmx16cm boyutlarında 15 film koyulabilecek film tablası ile bu filmler, transvers, koronal ve sagittal olarak yerleştirilebilir. Kübik fantom bedenin içine girerek; eski orijinal antropomorfik şeklini tekrardan kazanır. Baş ve boyun/stereotaktik küp fantom kısmında; film kalınlıklarının kompensasyonu; 10mm'den 16 tabaka, 1mm'den 1 tabaka, 2mm'den 2 tabaka, 5mm'den 1 tabaka, toplam 20 tabaka vardır. Filmler kesilerek hazırlanır. Film işaretleme karanlık odada manuel olarak yapılır.

Modüler IMRT fantomu Hamburg-Eppendorf Üniversite Hastanesi ve Euromechanics işbirliği ile geliştirilmiş, çıkarılabilir kübik bir fantomdur.



Şekil 2.73 Fantomun CT içinde kolayca ayarlanabilmesini sağlayan renkli markerlar

Hızlandırıcının altındaki ve CT tarayıcının içindeki fantomun kolay ayarlanabilmesi için marker'lar küpün yüzeyine farklı renklerle işaretlenir. İsteğe bağlı olarak 6 yer belirleme plakası seti kübik fantomun CT tarayıcıda kullanımı için mevcuttur.



Şekil 2.74 Mutlak doz doğrulama için fantomun kübik modüler kısmı içine farklı tipteki iyon odalarının yerleştirilmesi

Doz doğrulaması için farklı tipteki iyon odaları için birkaç yardımcı insert yapılabilir. Film kaplı levha ile iyon odalarının kombinasyonu fantom içine herhangi bir şekilde yerleştirilebilir.



Şekil 2.75 TLD plakasının tek ya da film ile birleştirilerek fantomun kübik modüler kısmına yerleştirilmesi

İsteğe göre bir veya daha fazla TLD plakası tek başına bir uygulama veya film ile birleştirilerek, küp fantom içine yerleştirilebilir. Her TLD plakası 1cm aralıklarla yerleştirilen 196 adet TLD dedektör çubukları ile doldurulabilir (IBA).

2.2.4 IMRT verifikasyon fantomu (Universal IMRT verification phantom)

Radyografik film ve 0.125cm^3 iyon odası kullanarak IMRT doz doğrulaması için yapılmış akrilik fantomdur. IMRT’de alt ve toplam demet kontrolü yapar. Radyografik film ve 5 iyon odası yerleşimi için uygundur. Delme ile film pozisyonu işaretlenir.

IMRT doz doğrulama fantomunun amacı, doz dağılımını ve IMRT alt veya toplam demetlerden üretilen mutlak doz değerlerini doğrulamaktır. Doğrulama; IMRT verifikasyon fantomu ışılandıktan sonra tedavi planlama sisteminin hesapladığı değer ile ölçülen fantom değerleri karşılaştırılarak yapılır. T400201 tip IMRT verifikasyon fantomu, kullanıcının radyografik film kullanarak IMRT demetlerinin uzaysal dağılımını kontrol etmesini sağlar.



Şekil 2.76 IMRT verifikasyon fantomu

Fantoma bağlanan iyon odaları mutlak doz değerlerini ölçer. Fantom 25cmx30cm boyutlarında 5 adet film yerleştirmeye uygun yapılmıştır. 0.125cm^3 hacimli iyon odası 31002/31010 serisindendir. Filmin konumu; fantomun ve iyon odasının yönelimine göre iğneler ile işaretlenir. Fantom 30cmx30cm akrilik 2 adet bloktan oluşur. Filmin derinliği 50mm ve iyon odası derinliği ise 60mm'dedir. Fantomun basit şekli boyutlarının tedavi planlama sistemi içerisine girişini kolaylaştırır (PTW).

2.2.5 IMRT vücut fantomu (IMRT body phantom)

Dilimlenmiş tabakalı RW3 fantomu IMRT demetlerinin doğruluğu için radyografik film kullanarak, kullanıcının IMRT tedavi planını doğrulamasını sağlar. Tabaka şeklinde RW3 su eşdeğeri malzemeden yapılmıştır. Radyografik filmler için uygundur.



Şekil 2.77 IMRT vücut fantomu

IMRT vücut fantomu 30 kesit içerir. Her biri 30cmx30cmx1cm boyutlarındadır. Fantom RW3 su eşdeğeri malzemeden yapılmıştır. Plakalar plastik vidalar ile birbirlerine sıkıca tutturulmuşlardır. Filmler plakalar arasına yerleştirilebilir. Her film iğne ile işaretlenebilir. Markerlar için lazerler ile yapılan hizalama işaretleri tabakaların kesim uçlarındadır (PTW).

2.2.6 İnhojenite fantomu (Inhomogeneity phantom)

İnhojenite fantomu inhojenite doz ölçümleri için vücudun taklitidir. İnsertler doku, kemik ve akciğerin taklitidir. Doz ölçümü iyon odası, film ya da 2D Seven29 sistemi ile yapılır. İnsertler fantomun bir tabakasına sığar.

IMRT inhojenite fantomu, radyoterapi tedavi planlama sisteminin (TPS) temel verilerini doğrulamak için kullanılır. İnhojeniteler için TPS'in düzeltmeleri IMRT inhojenite fantomu ile doğrulanır. IMRT inhojenite fantomu temel bir tabaka ve dördü farklı malzemeden oluşan 5 insetten oluşur. 3 insert insan vücudundaki inhojenite'lerin taklitidir.(1xkemik,1xdoku, 1xakciğer) 2 insert ise akrilik cam'dan (PMMA) yapılmıştır. İnhojenite fantom T40020 model 1.010 serili Universal IMRT fantomun altına yerleştirilerek film, iyon odası veya 2D Seven29 sistemi ile kullanılır. Ya da 30cmx30cm'lik plaka fantomun üzerine yerleştirilir.



Şekil 2.78 İnhojenite fantom görüntüsü

İnhojenite fantomun boyutu 30cmx30cmx2.5cm'dir. Kullanıcının ihtiyacına göre insertler değiştirilebilir. IMRT inhojenite fantomu CT test fantomu değildir. Fantomun Hounsfield birimleri CT tarama ile tanımlanmalıdır (PTW).

2.2.7 Heterojen CIRS IMRT toraks fantom (Heterogenous CIRS IMRT thorax phantom)

Sıkça uygulanan prosedür; homojen bir katı su fantomunda film kullanarak düzlemsel doz ölçümleri ya da iyon odası kullanarak nokta doz ölçümleridir. Tüm bu ölçümler özel bir IMRT planı için, MLC'lerin performansını ve linak değerlendirmesini sağlarken; heterojen materyallerde IMRT planı için tedavi planlama sisteminin doz hesaplama doğruluğunu direkt sağlamaz. Bilhassa akciğer kanseri durumunda çok önemlidir. Çünkü tümörde veya ciğerin sınırlarında (ki akciğer düşük yoğunlukta bir ortamdır) yanıl elektron iletimini konvansiyonel pencil beam algoritması ile ele almak kolay değildir (Butson vd. 2000, Laub vd. 2001, Ma vd. 2003, McDermott ve vd. 2003, Jang vd. 2006, Davidson vd. 2007).

IMRT QA için genellikle katı su fantomu kullanılır. Fakat akciğer gibi düşük yoğunluklu bir ortamda tedavi planlama sisteminin heterojenite düzeltme algoritmasını doğrulamaz. Bunun için Norfolk, Virginia, USA'nın ürettiği ticari Toraks fantom CIRS kullanılır. Doz Monte Carlo yöntemi ve Pencil Beam metodu ile hesaplanır. PB/MC, TLD/MC, akciğer, kemik ve dokudaki ölçüm işlemlerini CIRS fantomunda değerlendirmek için kontrol çizelgesi ve kapasite indeksi (cpm) kullanılır.

IMRT QA ölçümleri genellikle fantom set-up ve cihazın günlük çıkışında %3'e kadar olan doz doğruluğundaki belirsizlikten etkilenir. Monte Carlo hesaplamaları araç-gereç set up'ından, cihazın çıkışındaki dalgalanmalardan etkilenmez. Üstelik Monte Carlo ortamın geometrisine göre herhangi bir düzeltme yapmadan ortam dozunu hesaplar. Monte Carlo yöntemi IMRT rutin QA'de gerçek bir akciğer fantomu için iyi bir yöntemdir.(gerçek akciğer hastalarının IMRT planını kullanarak)

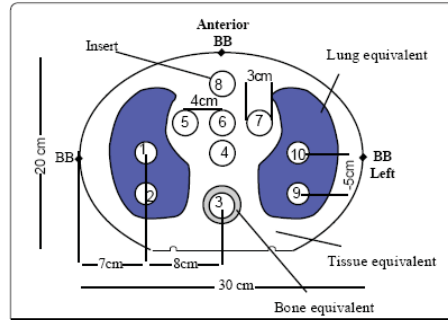
Özellikle akciğer IMRT planlarının QA'i için heterojen ortamda TPS'in doz hesaplama doğruluğunu değerlendirmek için, antropomorfik tip toraks fantomu veya CIRS IMRT toraksx fantomu kullanılır. CIRS fantom; iyon odaları ve termoluminesan dozimetre ölçümleri için çeşitli doku eşdeğeri ve heterojen ortam insertlerinden oluşur. Bu fantom

önceleri konvolüsyon/süperpozisyon algoritmasını doğrulamak için kullanılmıştır. (Breitmanet vd. 2007)

Klinik özellikler ($\pm 3\%$) işlem performansını tanımlama amacı için yetersizdir. Çünkü klinik kriterler işlem performansından bağımsızdır. Bundan dolayı kontrol çizelgeleri kullanılır. Kontrol çizelgeleri merkez doğrusu olarak bilinen ortalama bir değer ve kontrol çizelge limiti olarak adlandırılan müdahale seviyesini içerir. Kontrol çizelgesi sınırları içindeki veri noktalarının sadece rastgele hatalara tabi olduğu düşünülür.

CIRS thorax fantom, gerçek heterojen toraks fantomu olarak kullanılır. Fantomun farmer tipi iyon odası veya nokta doz ölçümleri için TLD'lerin kullanımını sağlayacak değiştirilebilir insert'leri vardır. İntert'ler; akciğerde iki insert, akciğer eşdeğer materyal ile doldurulmuş, 1 insert'de gövdenin omurga kısmında bulunan kemik eşdeğeri malzeme ile doldurulmuştur.

CIRS akciğer fantomunun kesit görüntüsü Şekil 2.79'da verilmiştir.



Şekil 2.79CIRS akciğer fantomunun kesit görüntüsü

Şekil 2.79'da CIRS toraks fantomunun kesit görüntüsü, fantom boyutlarını ve akciğer eşdeğeri insertlerin (1, 2, 9 ve 10), kemik eş değeri insertünün (3) ve dokü eşdeğeri insertlerin (4, 5, 6, 7 ve 8) yerleşimleri gösterilmiştir. Fantom akciğer eşdeğeri

($\rho=0.21\text{g/cm}^3$) ve kemik eşdeğeri ($\rho=1.60\text{g/cm}^3$) malzemeden oluşan akciğer ve omurgaya karşılık gelen bölgede değiştirilebilir insert'ler içerir.

Fantomu CT taramasından önce, 2mm çapındaki kurşun indirgeme işaretleri fantomun sol, sağ ve anterior yüzeyine yerleştirilir. Bu işaretleyiciler fantomu CT yatağı üzerinde hizalamak için kullanılır ve bu marker'ların koordinatları tedavi planlama sisteminden gelen bilgilerin Monte Carlo koordinasyonu ya da pencil beam sistem koordinatları koordinasyonu için referans olarak kullanılır. Her insertteki aktif iyon odası hacmi'nin (0.65ccm) lokalizasyonu sanki çevrelenmiş hacim, iyon odasının aktif hacmiymiş gibi TPS'de çevrelenir. CIRS fantomunun tedavi odasında ölçümler için set up'ı yapılır ve BB'ye lazerler aracılığı ile hizalanır. Daha sonra iyon odası ciğerlerin, kemiğin ve doku içine yerleştirilerek toraks fantomunda ölçümler alınır.

Birbirine eşdeğer 3 farmer iyon odası fantomda nokta dozu ölçümleri için kullanılır. Linak için kabul koşullarını izleyerek, 5cm derinlik, 10cmx10cm alan boyutu, 100 cm SSD ve 100cGy (100MU) için, kalibrasyon işlemi her iyon odası için, okumalar cGy cinsinden doza çevrilerek yapılır.

Aynı fantom set-up'ı 3mm silindirik TLD'ler kullanılarak da yapılmıştır. TLD'ler 400°C'de 1 saat tavllanır ve sonra 100°C'de 24 saat tavlansak ışınlamaya hazırlanır. Özel TLD insertleri kullanılarak, iyon odaları aynı yerde yerleştirilir. TLD'ler fantoma yüklendikten sonra, IMRT tedavi planı işletilir. Işınlanan TLD'ler TLD okuyucu sistemde 100°C'ye ısıtılarak okunur. TLD'leri okumak için Harshaw TLD okuyucu Model 500A kullanılır. TLD'ler kullanılarak yapılan ölçümler her hasta için ayrı ayrı 5 kez tekrarlanır. Dozların karşılaştırılması amacı için, TLD doz ölçümleri planın tahmini verdiği doza normalize edilir.

PB algoritması yanal saçılmadaki doz dikkate alınmadan yol uzunluğu düzeltme tabanlı bir algoritmadır. Sonuç olarak PB algoritması ve iyon odası ölçümleri, Monte Carlo hesaplarına göre, arasındaki doz farkının yüzdesi 15 hastada akciğer, doku ve kemik için değerlendirilmiştir.

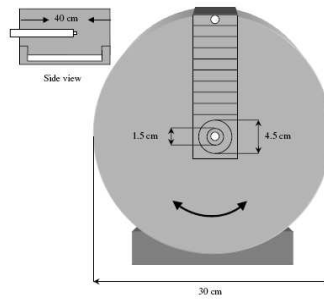
Siebers, 2000’de ve Bouchard, 2004’te yaptığı çalışmalarda farklılıkları; akciğer için %1, kemik için %10, hava için %13 bulmuştur. Bouchard ise tek bir IMRT alanı için düzeltme faktörünün en yüksek %10 olabileceğini belirtmiştir.

PB hesaplanan doz, akciğer bölgesinde %6 içinde kalması ile sistemli bir şekilde MC hesaplamalarını abartır. MC hesapları ile iyon odası ölçümleri arasındaki fark akciğer içerisinde %4’tür. MC hesaplamaları ile kemik ve doku bölgelerinde iyon odası ve TLD’ler ile ölçülen dozlar arasındaki yüzde doz farkı $\pm\%4$ ’dür.

Pencil beam algoritmasının hesapladığı veriler ciğerlerde çok abartılı çıkıyor ancak kemik ve doku için MC hesaplamaları ile benzer sonuçlar alınmıştır (Aljarrah vd. 2010).

2.2.8 Homojen PMMA fantom (Homogenous PMMA phantom)

Doz dağılımı doğruluğunu kontrol etmek ve klinik tedavi planlama, optimizasyon sisteminin hesapladığı MU ve IMRT için Monte Carlo metodu ile doz dağılımı doğruluğunu kontrol etmek için PMMA QA fantomu tasarlanmıştır.

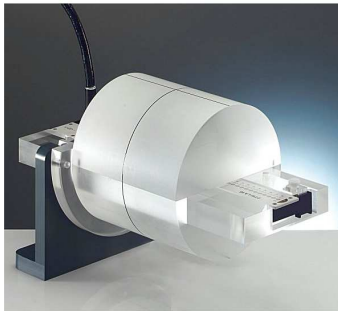


Şekil 2.80 PMMA fantomun kesit görüntüsü

Bu fantom; 30cm çapında, 40cm uzunluğunda, çeşitli kemik ve akciğer insertleri içeren silindirik PMMA malzemeden yapılmıştır. Formalizasyon; PMMA fantomunda gerçek dozun suya göre ölçülmesi ile geliştirilmiştir. Aynı boyutlarda bir başka silindirik fantom fakat sudan yapılmış, PMMA fantomundan elde edilen sonuçları doğrulamak için kullanılmıştır. PMMA fantom 4, 6 ve 15MV foton demetleri ile ışınlanmış ve doz iyon odası kullanılarak ölçülmüş ve sonuçlar CORVUS, NOMOS gibi ters planlama sistemlerinin hesapladığı değerler ve Monte Carlo yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar; CORVUS ve Monte Carlo'nun hesapladığı doz dağılımları açık ve yoğunluk ayarlı alanlar için PMMA'da ölçülen sonuçlar ile kıyaslandığında maksimum dozun %2 içinde birbiri ile tutarlı olduğunu göstermiştir. Benzer sonuçlar Monte Carlo hesaplamaları ile PMMA fantom içindeki kemik ve akciğer heterojeniteleri için yapılan ölçümlerde de grlmştir. Oysa CORVUS'unki %4 farklı sonuç vermektedir. 1999'dan beri Stanford'da hasta IMRT doz doğrulamasında rutin QA prosedüründe QA fantomu olarak PMMA fantomu kullanılmaktadır (Ma vd. 2003).

2.2.9 IMRT baş verifikasyon fantomu (IMRT verification head phantom)

Doğrusal iyon odaları dizisi LA48 ile stereotaktik IMRT demetlerinin doğruluğunda kullanılan silindirik PMMA fantomdur. Kullanıcının stereotaktik tedavi planlarını doğrulamasını sağlar. İnsan başını simüle eden akrilik (PMMA) malzemeden yapılmış silindirik şekilde 20cm çapında ve 22cm yüksekliğindedir. Tedavi masasına ve stereotaktik sisteme özel bir cihaz ile tutturulan bu sistemde silindirik fantom eksenindeki doz profili ölçülür.



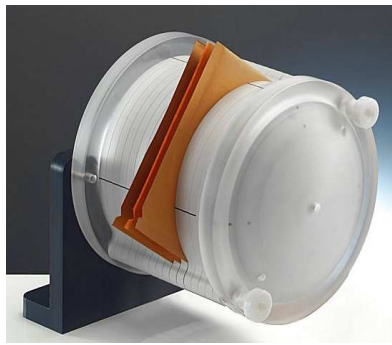
şekil 2.81 IMRT doğrulamada kullanılan baş fantomunun görüntüsü

LA-48 doğrusal dizi ME48 genişletici ile MULTIDOS dozimetresine bağlanır ve PC yazılımı ile çalıştırılır(PTW).

2.2.10 IMRT baş ve boyun verifikasyon fantomu (IMRT verification head/neck phantom)

İnsan kafası ve boynunu simüle eden, dilimlenmiş silindirik RW3 fantomunda, stereotaktik IMRT demetlerinin doğrulaması radyografik film kullanılarak yapılır.

Kullanıcının stereotaktik tedavi planlarının doğruluğunu kontrol etmesini sağlar. Fantomun eksenine iyon odası ve radyografik film yerleştirmeye uygundur. Fantom stereotaktik sisteme ve tedavi masasına özel kol ile tutturulur. T40015 model IMRT baş ve boyun fantomu; 1cm kalınlığındaki su eşdeğeri RW3 materyalinden yapılmış tabakalar içeren 20 cm yüksekliğinde, 20cm çapında bir silindirdir. Tekli paketler halinde olan filmler tabakaların arasına hizalanıp, silindirin arka tarafındaki akrilik çubuklar ile sabitlenerek yerleştirilir. Tabakaların üzerindeki 5 delik film üzerinde iğne kullanarak koordinat sistemini işaretlemeyi mümkün kılar. 0.125cm^3 'lük veya 0.3cm^3 'lük semiflex iyon odası silindirin eksenini boyunca bir deliğe yerleştirilerek veriler alınır (PTW).



Şekil 2.82 IMRT demetlerinin doğrulamasında kullanılan baş ve boyun fantomunun görüntüsü

2.2.1.1 IMRT matris verifikasyon fantomu (IMRT verification matrix phantom)

Semiflex iyon odaları kullanılarak stereotaktik IMRT demetlerinin doğruluğu için üzerinde iyon odası delikleri bulunan, insan başını ve boynunu simüle eden, silindirik RW3 fantomdur. Kullanıcının stereotaktik tedavi planlarını doğrulamasını yarar. Matris içindeki 25 delik farklı fantom konumlarında ve derinliklerinde semiflex iyon odaları için uygundur. Stereotaktik sistem ve tedavi masasına özel bir kol ile monte edilebilir. T40026 model IMRT matris fantom 20cm yüksekliğindedir. Çapı 20cm'dir. Fantom içerisindeki semiflex iyon odalarının yerleşimi tüm yükseklik üzerinden 25 delik ile verilir. İyon odaları istenilen konuma kadar herhangi bir deliğe yerleştirilebilir ve daha sonra güvenli bir şekilde sabitlenir. Kullanılmayan delikler madde ile aynı yoğunluklu tıpaçlar aracılığı ile kapatılır (PTW).



Şekil 2.83 IMRT doğrulamasında kullanılan matris fantomunun görüntüsü

2.2.1.2 Su fantomu (Blue phantom)

Su fantomu, gerekli spesifikasyonlar için özelleştirilmiş maksimum verimlilik ve doğruluk elde etmek için tasarlanmış su fantomudur. Doğrulukta süreklilik, esneklik, uzun dönemde mekanik kararlılık ve güvenilirlik su fantomu'nun özelliklerindendir.

Su fantom tankının mekaniği yüksek hassasiyetli manyetostriktif algılayıcı teknolojisi ile donatılmıştır. Üstün manyetostriktif algılayıcı, doğrudan temas etmeyen, en yüksek dedektör pozisyonlama doğruluğunu sağlayacak mutlak konum algılayıcısıdır. Sürekli tarama modu özelliği vardır. Sürekli tarama modu yüksek uzaysal çözünürlük ile

birlikte kısa ölçüm zamanı sağlar. Mikro hizalama tekniği ile sistem, su yüzeyine son derece hızlı ve yüksek hassasiyetle yatay hizalanır. Görsel kontroller set-up doğruluğunda yüksek güvenilirlik sağlar.



Şekil 2.84 Su fantomunun görüntüsü

Büyük alandan küçük alan ölçümlerine kadar tüm ölçümler için çözüm sunabilen modüler bir tasarımı vardır. Diyotlara ve iyon odalarına aynı anda destek verebilmek için bir kontrolör ve iki bağımsız elektrometre içeren ve daha fazla kolaylık için tedavi odasının içine yerleştirilebilen bir tasarımı vardır. Dahili basınç ve sıcaklık algılayıcı arayüzleri mutlak dozimetride otomatik Ctp düzeltmeleri için hazırlanmıştır. Fantomların set-up'ı için interaktif mikro hizalama sistemi en verimli özelliğidir (IBA).

2.3 IMRT QA'da Kullanılan Protokoller

2.3.1 Aapm task grup 119

AAPM task grup 119 IMRT kabul testleri için temel beklenti değerleri olarak kantitatif uyum limitleri üretmişlerdir. IMRT tedavilerinin planlanması ve dağıtımının değerlendirilmesi için bir dizi test geliştirmişlerdir. Her test dikdörtgen fantomlar içine çizilmiş korunacak yapıların ve hedeflerin konturlarını kullanır. Bu testler, çeşitli IMRT planlama ve dağıtım sistemleri kullanarak 9 kurum tarafından planlanıp, dağıtılıp, ölçülüp, analiz edilmiştir. Her kurum Radyolojik Fizik Merkezi kimliklendirme testini

geçmelidir. Planlanan ve ölçülen dozlar arasındaki uyum, yüksek ve düşük doz bölgelerinde iyon odası dozimetrisi kullanılarak, fantom içinde dozun dağıtıldığı tüm alanlarda koronal düzlemlerde film dozimetrisi kullanılarak, merkezi eksene dik ölçülen her alan için düzlemsel dozimetri kullanılarak tanımlanır. Düzlemsel doz dağılımları %3, 3mm gama kriteri kullanılarak değerlendirilir. $tolerans.sınırı = |ortalama| + 1.96\sigma$ kavramını kullanan test sonuçları için, ortalama değer ve standart sapma tolerans limitlerini geliştirmek için kullanılır. Diğer bir kurum, bu gruba kıyaslama için temel oluşturacak protokolleri ve test sonuçlarını kullanabilir.

Çizelge 2.1 IMRT tedavilerinde Palta ve arkadaşları tarafından 2003'te önerilen tolerans limiti ve müdahale sınırları değerleri (Alber vd. 2008)

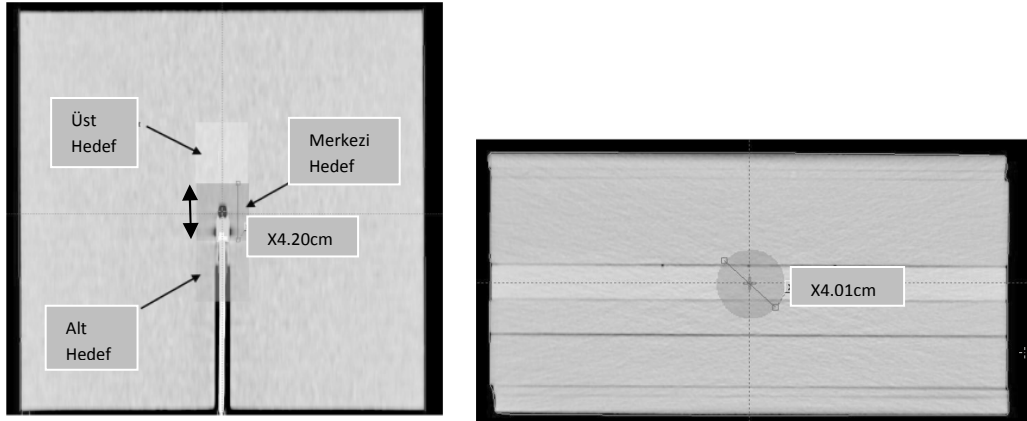
Bölge	Tolerans Limiti	Müdahale Seviyesi
Yüksek doz, düşük doz gradyent	±%3	±%5
Yüksek doz, yüksek doz gradyent	%10 veya 2mm DTA	%15 veya 3mm DTA
Düşük doz, düşük doz gradyent	%4	%7

* Tolerans sınırları; ortalama sapma değeri ile 1.96SD değerinin toplamı olarak tanımlanır. Tüm bölgeler için tolerans sınırlarının hesaplanmasında kullanılan ortalama sapma, $100\% \times (D_{hesaplanan} - D_{gerçek} / D_{tahmin edilen})$ formülü ile bulunan tahmini doz yüzdesi olarak ifade edilir.

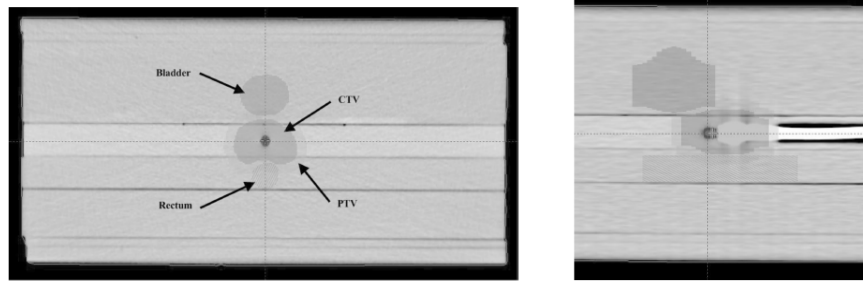
2.3.1.1 Fantomlar

Enstitüler aşağıdaki özellikleri sağlayan, planlamaların ve ölçümlerin içinde yapılabileceği bir fantom seçimi istediler. Fantom koronal düzlemde yapılabilecek , nokta ölçümlerine (iyon odası gibi) ve düzlemsel doz ölçümlerine (film gibi) imkan tanımalıdır. Fantom su eşdeğeri plastik dilimler içermeli ve genellikle bir kenarı 20-30cm olan kare ya da dikdörtgen olmalı, toplam kalınlığı 15-20cm olmalıdır. Böylelikle iyon odası fantomun ön yüzeyinin 7.5-10cm kadar altında merkezde yerleştirilebilir olmalıdır. Merkezi ölçüm düzleminde film ve iyon odası yerleştirmeye de müsait

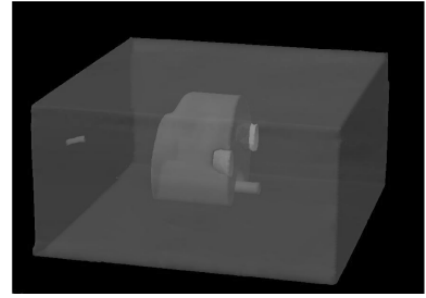
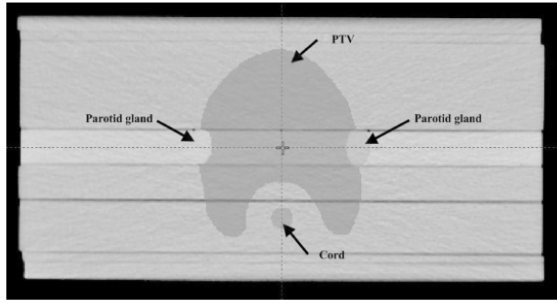
olmalıdır. Böylelikle film ölçüm sonuçları iyon odası ölçüm sonuçlarına normalize edilebilir. Her kurum planlama ve ölçüm için kendi fantomunu belirler. Planlar üzerinde belirtilen yapılar ile fantomda ya da indirilmiş bir CT çalışmasında yapılır ve sonra ölçümler, hasta kalite güvence ölçümlerini gerçekleştirmeye benzer bir şekilde bölgesel fantoma transfer edilir.



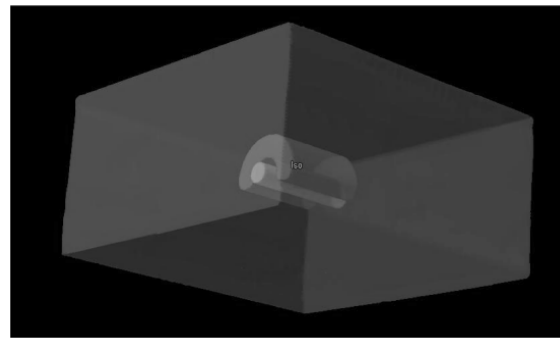
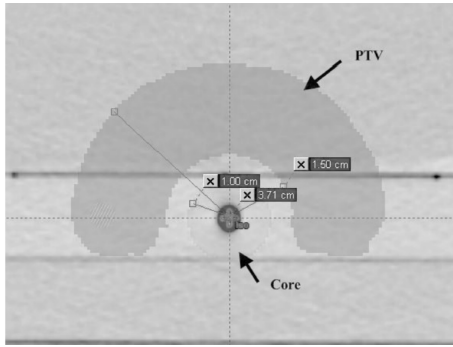
Şekil 2.85 Çok hedefli yapılar. Alt, Üst ve Merkezi hedef. Bu üç silindirik hedef dönme eksenini boyunca kümelenmişlerdir. Her biri yaklaşık 4cm çapında ve 4cm uzunluğundadır. Koronal ve transvers görünüm gösterilmiştir.



Şekil 2.86 Prostat taklidi yapı. Prostat, CTV, PTV, mesane ve rektum. Prostat CTV RL yönünde 4.0cm. , AP yönünde 2.6cm. ve SI yönünde 6.5cm. ebadı olan kabaca bir elipsoiddir. Prostat PTV CTV'nin etrafında 0.6cm'lik yaygınlıktadır. Rektum 1.5cm çapında, prostat görüntüsünün arka girintisine bitişik, silindirik bir yapıdır. PTV, en geniş PTV diliminde rektal hacmin yaklaşık 1/3'ünü kaplar. Mesane RL yönünde 5.0cm, AP yönünde 4.0cm ve SI yönünde 5.0cm boyutlarında kabaca elipsoid şeklinde olup prostat görüntüsünün üstünde merkezdedir. Transvers ve koronal görünüşler gösterilmiştir.



Şekil 2.87 Baş ve boyun taklidi yapı: Baş/Boyun PTV'si, cord ve paratoid glandler. PTV deriden 0.6cm içeri çekilmiştir. PTV ile cord arasında 1.5cm'lik mesafe (gap) bırakılmıştır. Paratoid gland'ler korunacak yapılar olup, PTV'inin üzerinde yer alırlar. Enine ve 3 boyutlu görüşler gösterilmiştir.



Şekil 2.88 Çşeklinde Yapı: Çşeklinde PTV ve çekirdek. Merkez çekirdek 1cm yarıçapında bir silindirdir. Çekirdek ve PTV arasındaki mesafe (gap) 1.5cm'dir böylelikle PTV içindeki yayın yarıçapı 1.5cm'dir. PTV'nin dış yayı 3.7cm yarıçapındadır. PTV 8cm, çekirdek 10cm uzunluğundadır. Enine ve 3 boyutlu görüşler gösterilmiştir.

2.3.1.2 İyon odası ölçümleri

IMRT QA çalışmaları için uygun bir iyon odası seçilmelidir. Bu da geleneksel olarak kullanılan Farmer iyon odasından daha küçük hacimli olmalıdır. Örneğin 0.125cm^3 'lük iyon odası gibi. İyon odası ölçümleri planlanan gantri ve kolimatör açılarını kullanarak ışınlanan fantomdaki tüm alanlar için yapılmalıdır. Testlerin büyük çoğunluğu için, testler en azından iki pozisyon için yapılmalıdır. Bunlardan ilki, hedefin içinde diğeri ise korunacak yapılarda düşük dozda iyon odasını konumlandırarak ölçüm almaktır. Dozun en az 30cGy olması beklenir, böylece çok düşük doz ölçümleri ile ilgili sorunlar ortaya çıkmaz.

İyon odası okumalarının doza dönüşümü, 10x10'luk kare alanın izomerkezde düzenlenerek fantomun ışınlanmasıyla yapılır. Ve bu geometride okunan dozun planlanan doza oranı kurulur. Bu işlemler linak'ların günlük çıkışlarındaki dalgalanmaların ve fantom ile sıvı su arasındaki farklılıkların etkisini azaltmak için yapılır.

2.3.1.3 Film ölçümleri

Film için yapılacak her test en azından bir koronal düzlemde yerleştirilmeli ve fantom planlanan gantri ve kolimatör açılarında tüm alanlar radyasyona maruz kalacak şekilde ışınlanmalıdır. Kurumlardan film dozimetrisi için en doğru protokolleri kullanmaları beklenir. Doz dağılımı %3 doz farkı ve 3mm DTA gama kriteri kullanılarak analiz edilir. Film ile elde edilen düzlemsel doz dağılımı, iyon odası ile uygun bir noktada yüksek dozda, düşük gradyent bölgesinde ölçülen doza normalize edilebilir. Gama analizi çok düşük dozu önlemek için, bölgeler ile sınırlandırılmıştır. Bunu yapmanın iki yolundan biri şudur: Eğer yazılım eşik dozu kullanarak ilgi alanını tanımlarsa, sonra maksimum dozun %10'una ayarlanır. Eğer yazılım tanımlı dikdörtgen ilgi alanına gereksinim duyarsa, jaw ayarları alan için gantri açısı 0° veya 180° olarak ayarlanır. Gama kriterini geçen noktaların yüzdesi seçilen alana ve kullanılan yazılımda düşük doz noktalarının algoritmaya nasıl uygulandığının detaylarına bağlı olduğundan bu sınırlama yapılmıştır (Ezzell vd. 2009).

2.3.1.4 Alan başına ölçüm

Gama kriteri %3 ve 3mm DTA kullanılmalı ve ilgi alanı tanımlanmalıdır. Ya %10'luk doz eşiği ya da ilgi alanı jaw ayarları ile tanımlanmalıdır. Kurumlardan 5'i bu ölçümleri Sun Nuclear firmasının ürettiği MapCheck diyod dizileri sistemini kullanarak yapmışlardır (Letourneau vd. 2004). Mümkün olabilecek kadar geniş ölçüde analizleri standartlaştırmak için kullanıcı tercihleri için bir dizi ortak karar alınmıştır. Bunlar;

- ✓ mutlak doz(bir normalizasyon değerine göre skalandırılmayan ölçülen doz değeri),
- ✓ %10 eşik dozu(maksimum dozun %10'unu gösteren izodoz eğrisi ile tanımlanan ilgi alanı) (PTW)
- ✓ Van Dyk yüzde farklılığı(Dyk vd. 1993) (bölgesel noktaya değil de bölgedeki maksimum noktaya göre dozdaki farklılığın yüzdesi) ,
- ✓ uygulanan belirsizlik ölçümü (analiz yaklaşık olarak %1 oranında tahmini ölçüm hatası içerir. Böylelikle %3'lük nominal doz farkı %4 olabilir.)

2D diziler sadece doz ölçeklendirmesini değil uyuşan noktalar arasındaki uzaklığı da kıyasladığından, 2D dizilerdeki gama geçiş oranı doz ölçeklendirme faktörü hatasını direkt yansıtmayabilir. Gama değeri kullanılan veri analiz metodu ile kritere bağlıdır. Örneğin, default olarak maksimum doza normalize edilen Van Dyk gama kriterinde olduğu gibi, MLC iletim faktörü, “Tongue and Groove” etkisi ve doz kalibrasyonundan gelen bazı hatalar saklı kalabilir. Başka bir uygun seçenek de önceden tanımlanmış bir eşik ile ölçülen noktalardaki ortalama hata yüzdeleri ve gama analizini birleştirmektir (Both 2007).

Fantom, doz değerlendirmek için TLD'leri, hedef ile riskteki organ arasındaki doz gradyentini değerlendirmek için radyokromik film kullanır. Planlanan doz ile hedef bölgede TLD'ler aracılığı ile ölçülen doz arasındaki ortalama uyum %2.6'lık standart sapma ile %0.4'dür. Riskteki organlar için yapılan TLD ölçümleri için ortalama uyum %18.8'lik bir standart sapma ile %1.4'tür. (Bu dozlar bölgesel doz yüzdesi olup tahmin edilen doz değildir. PTV'deki tahmini ortalama doz 7.13cGy, ve korunacak yapılardaki tahmini doz 2.77cGy'dir.) DTA ise 1.3mm'lik standart sapma ile birlikte 1.1mm'dir.

Tedavi planlama sistemi modellemesi TG53'e göre yapılmıştır.

Alan- alan diyot dizileri ölçümlerinin analizi %3 doz farkı ve 3mm DTA ile ortalama %80.5'luk bir gama geçiş oranı başarı ile elde edilmiştir.

Pertürbasyonlar çok yapraklı kolimatörlerin iletim faktörlerine, Gauss parametrelerine ve enerji spektrumuna, modelleme işlemi sırasında ölçümlerin fit edilmesini önemli ölçüde etkilemeden uygulanmıştır. IMRT planları için ölçümlerle karşılaştırabilecek için ilgili doz dağılımları yaratılıp, verilen belli bir DTA ve doz sapmasındaki yüzde değeri için gama geçiş oranının en fazla MLC'lerin iletim faktörüne hassas olduğu bulunmuştur. 10MV'luk demet için MLC iletimini %3'den %1.5'a düşürerek, prostat IMRT planlarının QA'i için ortalama gama geçiş oranı %80.5'dan %93.3'e değişir. (3mm DTA ve %3 doz farkı)

İyon odaları sonuçları film kalibrasyonunu ayarlamak için kullanılmıştır. Filmler 3mm DTA ve %4 doz uyumu gama kriteri kullanılarak bir tesiste tutarlılık geliştirmek için analiz edilmiştir. Birkaç Avrupa kurumu deneyimlerini "Guidelines for the Verification of IMRT" adlı ESTRO kitapçığında özetlemişlerdir. Aynı zamanda tolerans sınırlarının kullanımını burada açıklamışlardır. Hedef alanlardaki iyon odası ölçümleri için tolerans sınırını %3, nokta doz doğrulaması için müdahale seviyesini %5 olarak tavsiye etmişlerdir.(Markus Alber vd. ESTRO, Brüksel, Belçika, 2008)

İki dozimetrik parametre doz farklılığı ve DTA, planlanan ve dağıtılan IMRT alanları arasındaki uyuşumu değerlendirmek için sıklıkla kullanılır (DYK vd. 1993). Bazı araştırmacılara göre %3'lük doz farkı ve 3mm DTA planlanan ve dağıtılan IMRT alanlarındaki oluşum(Depuyt vd. 2002). Doz farklılığı ve DTA göz önünde bulundurularak, IMRT QA analiz aracının diğer bir yaygın kullanımı gama indeksidir (Low vd. 1998).

Gama=1 ya da $\gamma < 1$ kısmen noktalar %3 doz farklılığının ve 3mm DTA kriterinin içinde kaldığını (fall) gösterir. Gama=1 ya da $\gamma > 1$ ise noktalar %3, 3mm kriterinin dışında kalır. (Farklı bir renk ile gösterilir.)Yüksek gama değerlerinin bulunduğu alanlarda doz MLC'ler tarafından modifiye edilmez. Bu bölgenin normalde düşük doz gradyentli bölge olması umulur, fakat bu tip alanlarda dozdaki küçük farklılıklar (MLC kaçığı) büyük gama değerlerine sebep olur (Howell vd. 2008).

Her kıyaslama metodu yöntemin kuvvetli ve de zayıf olduğu yönleri gösterir. Doz farklılığı testi, doz domaininde nokta nokta hesaplanan 2 doz dağılımı farkının olduğu yerde, en basit ve sezgisel bir yoldur. Fakat, yüksek doz gradyent bölgesinde büyük doz dağılımı farkı, küçük hizalama hataları büyük doz hatalarına çevrilebildiğinden daha az klinik öneme sahiptir (Van Dyk vd. 1993, Low vd. 1998). DTA ölçümü düşük doz gradyent bölgesinde çalışmaz. Ve bundan dolayı birleşik analiz olarak adlandırılan işlemde , doz farkı ölçümleri ile sık sık eklem bölgesinde(düşük-yüksek ayrımı olduğu bölgede) kullanılır (Shiu vd. 1992, Cheng vd. 1996, Harms vd. 1998). Bileşik analiz hem yüksek hem de düşük doz gradyent bölgesinde çalışır. Doz farklılığı ve DTA kriterinin her ikisi birden uymadığında bu kıyaslama da uymaz. Bundan dolayı bu test niceliksel olmanın aksine daha nitelikselidir (kalması ya da geçmesi anlamında). Gama indeks hesaplaması, doz ve uzaysal kriterlere dayandırılan nicel ölçümler yapabilme imkanından dolayı son zamanlarda popüler doz karşılaştırma yöntemi haline gelmiştir (Low vd. 1998, Depuydt vd. 2002, Bakai vd. 2003, Low ve Dempsey 2003, Van Esch vd. 2004).

Gama indeksinin zayıf olduğu yön, gama değeri nicel olmasına rağmen klinik olarak doz farkından daha az sezgiseldir. Örneğin 5cGy'lik ya da %5'lik doz farkını kolaylıkla anlayabiliriz ama gama indeks değeri olan 1.5'u anlamak daha zordur. Buna ilave olarak gama indeksinin bir işareti yoktur böylelikle kıyaslama bölgesinde hangi doz değerinin daha yüksek olduğunu anlatamayız. Bu ölçümün diğer bir eksikliği doz grid ayırma gücüne hassas olmasıdır (Depuydt vd. 2002, Low ve Dempsey 2003). Bakai ve arkadaşları 2003'te referans doz dağılımının gradyentini temel alan yaklaşımlar kullanarak hesaplamalar yapmışlardır. Gama indeks metodunun bu eksikliği kısmen giderilmiştir (Jiang vd. 2006).

Doz farklılığı bir çok yolla açıklanabilir. Bazen doz farkının mutlak değeri ile ilgileniriz fakat genellikle fark özel bir değeri olan doza normalize edilir, örneğin tahmin edilen doz, maksimum doz ya da aynı derinlikte demet eksenı üzerindeki doz gibi. Böyle bir normalizasyon riskteki organlar ile yakından ilişkili olan bölgesel doz farklılığını yansıtmaz. Düşük doz gradyent bölgesinde; uzaysal özellikleri göz önünde bulundurmadan doz farklılığını değerlendirmek yeterlidir. Yüksek doz gradyent

bölgelerinde; normalize edilmiş doz farklılıkları çok anlamlı değildir ve DTA cinsine çevrilmelidir, “quality assurance of treatment planning systems” raporunda uygulandığı gibi. (Dyk vd. 1993,Venselaar vd. 2001, Mjnheer vd. 2004) Low ve arkadaşları; 2 boyutlu doz dağılımının kantitatif olarak değerlendirilebilmesi için χ değerlendirme metodunu önerdiler (Low vd. 1998). Bu kavram ilgilenilen her nokta için uyuşum için gerekli olan uzaklık DTA ile doz farklılığı kriterini içerir.

Ortaya çıkmayan artefaktlar için doğrusal interpolasyon kullanmak ya da hesaplama zamanını azaltmak için değerlendirilen noktaları farklı filtre seviyelerinde kategorilere ayırdılar. Sonunda, ilgilenilen her nokta için χ değerini geçme ya da kalma kararına indirgediler.

Hesaplamanın sonucu olarak geçen ya da kalan noktaların haritası elde edilmiş fakat nümerik χ değeri gibi kantitatif bilgi kaybedilmiştir. Bakai ve arkadaşları (2003), gama değerlendirme metodunu, bölgesel eşiklerin kabulüne bağlı doz gradyentlerini tanıstırarak geliştirmiştir. Low ve Dempsey (2003) gürültünün varlığında ve Monte Carlo doz hesaplamalarının içinde χ dağılımının davranışını sınavıp ve piksel aralarındaki mesafenin etkisini değerlendirmiştir.

Yüksek doz gradyentli bölgedeki χ hesaplarındaki artefaktlardan kaçınmak için doz matrisinin çözünürlüğü ve DTA kriteri üzerinde düşünölmeye gereksinim vardır.Low ve Dempsey’nin (2003) analizlerine dayanarak piksel çözünürlüğü ve DTA kriteri arasında 1:3 minimum oran tavsiye edilir.

Gama değerlendirme ve kabul kriteri dozimetrik ekipman, hesaplama ve ölçüm gridi ve data analizi yazılımı gibi bir sürü faktöre bağlıdır. Kriter koronal ve aksiyal düzlemler için de farklı olabilir çünkü düzlemlerde izomerkezden uzaklaştıkça doz hesaplamalarında farklı doğruluklar oluşabilir. Örneğin; off-axis demetin yumuşama etkisi gibi. Bu yüzden tüm durumlar için genel bir kriter önermek imkansızdır (Ezzell vd. 2009).

2.3.2 Avrupalı Araştırma Grupları

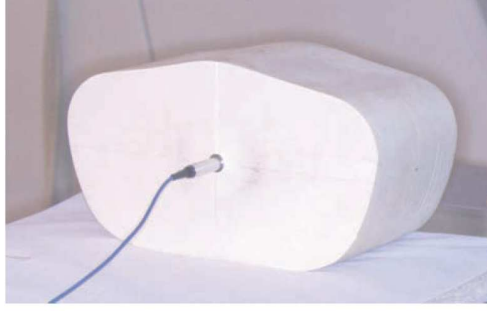
İdeal hasta spesifik QA prosedürleri, gerçek hasta tedavisi sırasında, tercihen radyoterapi teknoloji uzmanları tarafından uygulanan in vivo dozimetrei yöntemleri kullanılarak yapılır. Bu yöntemler hala pek sık yapılmamakla birlikte, QA prosedürlerinin çoğu tedaviye başlamadan önce yapılmalıdır. Tedavi öncesi hasta QA işlemleri alanına göre ayrılabilir ve toplam plan doğruluğu, alan-alan doğrulamanın avantajları vardır ki bunlar çıkan hatanın sadece özel bir alana ya da segment ilişkili olduğunun anlaşılabilmesine ve böylelikle hata kaynağının kolaylıkla izlenebilmesine olanak sağlar. Gerçek hasta tedavisinde bu hataların etkisini tahmin etmek kolay değildir, bu nedenle planın doğruluğu bir çok grup tarafından kontrol edilmiş ve “piramit kavramı” yaklaşımı ile aydınlatılmıştır.

Her alanın kendi içindeki mümkün olabilen farklılıklar şu an toplam doz dağılımı ile açıklanmıştır. Bu da klinik etkilerinin tahminlerine müsaade eder. Ayrıca alan-alan doğrulama gantri açısı genellikle 0°’de iken yapılır. Bu da yanlış gantri açısı etkisini veya doz dağılımı sırasında MLC konumundaki yerçekimi etkisini azaltır.

Hasta spesifik tedavi öncesi QA mümkün olduğunca basit tutulmalıdır, çünkü QA başarısı hasta sayısı ile doğru orantılıdır. Diğer taraftan, ard arda sıralayıcı (sequencer), dağıtım ekipmanı ve TPS kombinasyonu ile ortaya çıkabilen hataları ve sorunları dedekte edebilmede yeterince geniş olmalıdır. Bunun genellikle gerekli doğruluk ve mevcut kaynaklar gibi spesifik yerel koşullara bağlı olan hassas bir dengesi vardır. Örneğin, uyumluluk (agreement) kriterlerini belirlemek için gama değerlendirmesinin kullanımının kolaylığında, kantitatif bilgi kaybolur. Ama hedef bariz hataları algılamak olmalıdır. Bu nedenle deneysel doz dağılımını yapmak için ya da durgun olan müdahale seviyeleri ile bağımsız doz hesaplamaları yapmak için makul bir yaklaşım yapılabilir. Birkaç Avrupa merkezinde rutin olarak uygulanan hasta spesifik QA prosedürleri ile ilgili pratik çözümler:

2.3.2.1 Ghent Üniversitesi Hastanesi, Ghent, Belçika

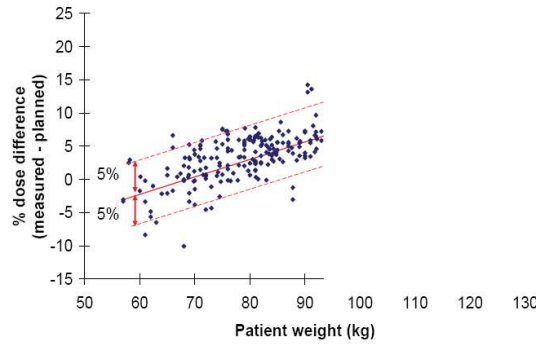
Pratik bir hasta spesifik QC testi; asıl hasta tedavisinin içerisinde bir veya birkaç nokta dedektör bulunduran fantoma uygulanmasıdır. Şekil 2.89’da IMRT prostat hastalarının QA’i için kullanılan fantom gösterilmiştir.



Şekil 2.89 İzomerkezde bir iyon odası bulunduran prostat IMRT hastalarının QA’inde kullanılan referans fantom görüntüsü.

Belçikada Ghent Üniversite hastanesinde rutinde kullanılan izomerkeze yerleştirilen iyon odalı fantom. Bu yöntem klinikte uygulanan MU’ların sayısı için iyon odası okumaları hasta ağırlığı ile orantılı olduğunu belirtir. Uniform yüksek doz alanlarındaki izodoz eğrileri, prostat IMRT tedavisi için yeterli koşulları sağlar.

Şekil 2.90’da GUH’da tedavi edilen 236 prostat hastasının CT verilerini kullanarak ölçülen ve planlanan doz arasındaki farklılıklar gösterilmiştir.



Şekil 2.90 İzomerkezdeki hasta CT verilerinin hasta ağırlığına göre çizilmesiyle elde edilen grafikte planlanan ve ölçülen doz arasındaki doz farklılıklarının doğrusal regresyon analizi . Sonuç korelasyon katsayısı 0.78’dir. Sadece 237 hastanın %7’si olan 17 kişide doz farklılığı, regresyon çizgisinden %5’lik sapma ile gösterilmiştir.

185’i 3-alan tekniği ile 1’i 5-alan tekniği ile, 3’ü 6-alan tekniği ile, 25’i 7 –alan, 22’si 8-alan tekniği ile ışınlanarak tedavi edilmişlerdir. 3-alan tedavisindeki her demetin ağırlığı yaklaşık 90MU’dur. Diğer demet konfigürasyonlarındaki MU’ların sayıları çeşitlidir.

Sonuç doz hesabı için ticari sistemlerde planlama amaçlı optimizasyon programları kullanılır. Çünkü tüm hasta doğrulama işlemlerinde aynı fantom kullanılır ve ağır hastalar genellikle ince hastalara göre daha çok MU’ya gereksinim duyarlar. Yüksek okumalar büyük hasta ağırlıkları için gözlenir. Gerileme analizi, bu farklılıkların çoğunun sadece hasta ağırlığındaki farklılıklar ile açıklanabileceğini anlatır. Geriye kalan farklılıklar %5’ten fazla ise MU doğrulama ölçümü tekrarlanmalıdır. Hala farklılıklar %5’ten fazla ise, doz dağılımı hastanın verilerini kullanmak yerine referans fantomun CT verilerini kullanarak hesaplanır. 17 hastanın 15’inde %5 tolerans seviyesini aşmıştır. Yeniden hesaplanan doz ise ölçülen dozun %5’i içinde kalmıştır. Bu da 15 hasta için fantom ve gerçek hasta geometrisi arasındaki farklılıkların gözlenen farklılıkların sebebi olduğu anlamına gelir. 236 hastanın sadece 2’sinde tedavi planında bir hata gözlenen farklılıkların merkezidir. Her iki durumda optimize edilmiş bir plandan erken bir plan yanlışlıkla hızlandırıcıya gönderilmiş ve hızlandırıcı tarafından da yürütülmüştür.

2.3.2.2 Santa Maria Nuova Hastanesi, Reggio Emilia, İtalya

Baş ve boyun hastalarının IMRT tedavi doğrulaması “sliding window” tekniği uygulanarak genellikle 7-alanlı verilir. Bu iş 2D dedektör dizileri (PTW Seven29) kullanılarak alan-alan doğrulama yapılır. Ve bu ölçüm su eşdeğeri bir fantomda 5cm derinlikte gerçekleştirilir. Ölçümlerin uzaysal ayırma gücünü arttırmak için cihaz x ve y ekseninde 5mm kaydırılır ve hepsi PTW yazılımı ile birleştirilir. %3'lük doz farklılığı ve 3mm'lik DTA kriteri ile gama değerlendirmesi uygulanır. Eğer gama yüzdesi 1'den düşük %90'dan yüksek ise alan kabul edilir. Bağımsız MU programı ile izomerkezde hesaplanan toplam doz; TPS ile hesaplanan toplam dozdan %3'ten fazla değilse plan kabul edilir.

2.3.2.3 Tübingen Üniversite Hastanesi, Tübingen, Almanya

Tübingen hastanesinde tüm IMRT tedavileri Monte Carlo hesaplamalarının yüksek doğrulukla optimizasyonu yapılmaktadır. Bunun için sadece TPS'den Linak'a planın doğru transferinin doğruluğu, MLC'lerin doğru performanslarını doğrulayan yoğun bir program ile birlikte yapılır. Buna ilave olarak rutin spesifik hasta QA programı segmentlerin toplam sayısı ve tedavi planından Linak'a transfer edilen MU'ları içerir. Bu “olasılık kontrolü” hedef hacmi ışınlayan fotonların toplam sayısı IMRT için ve konformal açık demet (wedge yok) kullanan 3DCRT'ye yoğunluk ağırlığı eşdeğer olmalıdır. Yönü her demetin içinde ve demetler arasında foton etkisinin yeniden dağıtılmasıdır. Buna göre, etkinin MU cinsinden anlamı ;
$$\frac{\text{toplam}(\text{segment.bölgesixMU})}{\text{demet.bölgesi}}$$
, tüm demetler üzerinde toplamı alınır, aynı hastanın 3DCRT tedavisi için gerekli olan MU'ların sayısı ile karşılaştırılabilecek bir sayı elde edilir ve demet yönelimlerinin benzer dağılımı elde edilir.

MLC segmentlerinin şekli ve ağırlıklarının son optimizasyonu sırasında sistem Monte Carlo hesaplamasını kullanır. Böylelikle son doz dağılımı, optimizasyon sonucundaki doz dağılımına eş değer olur.

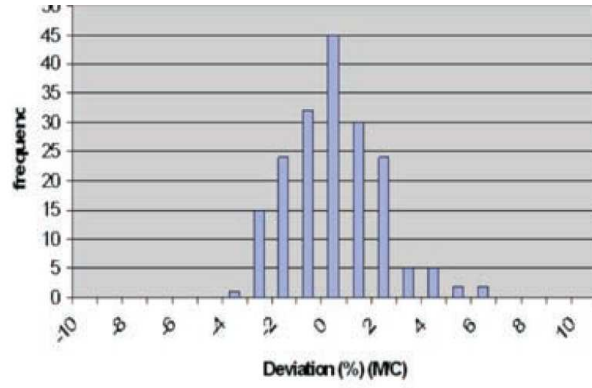
Normalde IMRT doz dağılımları deneysel olarak doğrulanamıyor ve sadece olasılık kontrol edilebiliyor. Bu özel durum için, film ölçümleri ile tam bir doğrulama küp fantomunda dikey etki alanında her demet için yapılır. Ölçümler 3,10 ve 20cm derinlikte yapılır. Genel olarak noktaların çoğu hemen hemen her yerde %2 / 2mm kabul sınırları içinde kalmıştır. Monte Carlo hesaplamalarında ayarlanmış hızlandırıcı kafa modeli yüksek seviyede titizlik gerektirir.

2.3.2.4 Seville Üniversitesi Virgen Macarena Hastanesi, Seville, İspanya

Burada bağımsız doz hesaplamaları özel yazılmış Monte Carlo simülasyon sistemleri kullanılarak hesaplanır. 6-alanlı 13 segmentli teknik, 497MU kullanılmıştır. Monte Carlo ile elde edilen DVH ve TPS hesaplamaları karşılaştırılmıştır. Gama değerlendirmesinde gözlenen farklılıklara rağmen son klinik değerlendirme bu planın kabul edilebilir olduğunu düşündürmüştür çünkü MC hesaplamaları özellikle paratroidler ve OAR'lar için yüksek doğrulukla sonuç vermiş ve daha düşük doz göstermiştir.

2.3.2.5 Üniversite Hastanesi U.C.L-St. Luc, Brüksel, Belçika

Bu hastanede, hasta spesifik QA her bir tomoterapi tedavisi için yapılır ve “cheese fantom” kullanılır. İyon odaları ölçümü ve TPS doz hesaplamaları arasındaki karşılaştırmanın sonuçları Şekil 2.91’de verilmiştir.



Şekil 2.91 185 iyon odası ölçümü -%0.5’lik gerçek sapma(mean) ve %1.9’luk standart sapma sonucunu ortaya koyar.

%4’ten fazla sapma varsa, doz dağılımına göre iyon odasının görünen konumu kontrol edilmelidir. Genellikle iyon odasının pozisyonu kısmen yüksek doz gradyent bölgesinde olduğunu gösterir. Film ölçümlerine gama değerlendirmesi %3 doz farklılığı kriteri ve 3mm DTA kriteri uygulanır.

2.3.2.6 Medical University, Vienna-AKH Wien, Viyana, Avusturya

“Step and shoot” tekniği kullanılarak yapılan IMRT tedavilerinin doğruluğu 2006’dan bu yana bağımsız doz hesaplamalarının kullanılması ile yapılmaktadır. Bu amaç için ESTRO projesinde geliştirilen yazılım faydalıdır. Prosedür, homojen baş ve boyun ya da pelvis fantomu için IMRT hastalarının planlarının yeniden hesaplanması ve birden fazla noktada çıkan dozun karşılaştırılmasıdır ya da ilgili noktalarda bir hat (doğru) boyunca klinikteki uygulanan TPS’i tanımlamaktır.

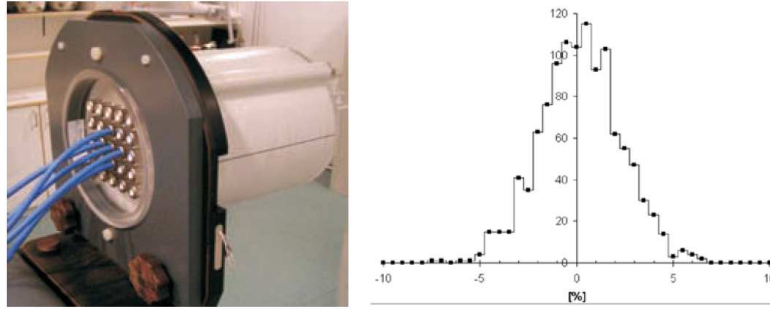
IMRT planı genellikle 2MU, 4cm² alan boyutu, minimum segment başına 2 açık yaprak ve 15 segment, maksimum demet başına 10 yoğunluk seviyesi kullanılarak uygulanır.

Yapılan MU çalışmalarının kıyaslanması sonucuna dayanarak, tüm IMRT planları ve izomerkeze yakın noktalarda dozdaki sapmanın geçerlilik limiti, olması gerekene göre %3'tür.

2.3.2.7 Alman Kanser Araştırma merkezi, Heidelberg, Almanya

Burada hasta spesifik IMRT QA2 kısma ayrılır. İlk kısımda tedavi öncesi gerçek doz doğruluğu yapılır. İkinci kısım; ilk ışınlama fraksiyonu sırasında hastanın önündeki etkinin doğruluğunun belirlenmesini kapsar.

İlk kısımda; 5 iyon odası (0.125cm^3), katı su matris iyon odası fantomu kullanılarak yüksek doz bölgesine yerleştirilerek, düşük doz gradyenti ölçümleri ile hızlı dozimetrik toplam plan doğrulama işlemi yapılır. Prosedür hızlıdır. 5 dozimetrik ölçüm 1 saat içinde yapılabilir. Yeni IMRT hastaları için; hasta spesifik QA programı haftada 1 kez yapılır.



Şekil 2.92 Sol: Katı su matris iyon odası fantomu. Sağ: İyon odası ölçümleri ile doz hesaplamaları arasındaki %sapmanın frekans dağılımı. (262 IMRT hastası için 1131 ölçüm noktası)

Planın kabulü için tolerans sınırı tek bir IMRT durumu için; $\pm 5\%$ tek bir ölçüm noktası için, $\pm 3\%$ tüm ölçüm noktalarındaki ortalamadır.

İkinci kısımda; IMRT hasta tedavisinin ilk kısmında özel bir film tepsisi linak'ın ilgili kısmına yerleştirilir. Radyografik film her IMRT alanı için giriş doz dağılımını ölçmek için ışınlanır. Film tepsisinin tasarımı korelasyon için koordinat sistemini işaretleyecek klavuz iğneleri, filmin build-up malzemesi olan ve demetin elektron kontaminasyonunu engellemek için kullanılan bakır tabakayı içerir.

Geri tedavi planlama sistemlerinden alınan ilk etki histogramları, saçılma modeli temelli konvolüsyon kerneli kullanılarak yumuşak etki dağılımına çevrilir, sonra MLC kaçakları düzeltilir ve IMRT yoğunluk dağılımı ile karşılaştırılır. İki etki matrisinin değerlendirmesi, maksimum %5 etki ve 1mm tolerans seviyesini kullanarak yaprak pozisyon karşılaştırması içerir. Etki profilleri, etkilerin fark matrisi ve gama değerlendirmesi yazılımının içinde mevcuttur.

2.3.2.8 San Raffaele Hastanesi, Milan, İtalya

Hasta spesifik QA “cheese fantom” kullanılarak helikal tomoterapi tedavisi için kullanılır.

2.3.2.9 Lund Üniversite Hastanesi, Lund, İsveç

Tedavi öncesi IMRT doğruluğu her hasta için özellikle baş ve boyun hastaları olmak üzere yapılır. Tipik IMRT “step and shoot” planı alan başına 10-15 segmenti olan toplam 7 alandan oluşur. 2D diyot dizileri kullanılarak ölçüm yapılır. (Mapcheck, Sun Nuclear) MLC yaprak pozisyonlarındaki olası yerçekimi etkisini dikate almak için, diziler gantry ağzına doğru bir tutucu üzerine yerleştirilir. Bu yolla kolimatör ve gantri dönüşüne göre klinik planın aynı kalması sağlanır.



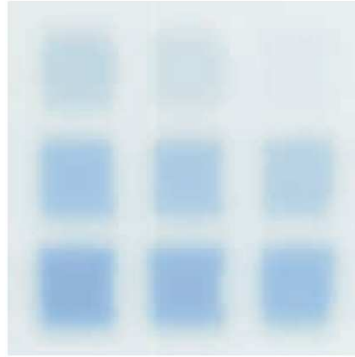
Şekil 2.93 Diyod dizilerinin yerleştirildiği kol tüm gantri dönüşü için tek tek alanların ölçümüne izin verir.

SSD 95cm’de demetin merkezi eksenine dik düzlem içerisinde 5cm derinlikte build-up malzemesi ilave edilir. Dedektör okumaları ile TPS doz matrisi arasındaki karşılaştırma gama değerlendirmesi kullanılarak yapılır. Şayet dedektörlerin en azından %90’ı için gama değeri ≤ 1 ise alan doğruluğu geçerlidir. Gama kriteri; demet stabilitesi, doz hesaplamaları ve set-up doğruluğu içeren belirsizlik kaynaklarının sayısının iç analizi üzerine kurulu doz farklılığı %3, DTA 3mm’dir. Başarısız olan noktalar için gama değerlendirmesi her klinik için tek tek yapılır. Bu noktalar genellikle düşük doz alanlarında bulunur, spinal cord gibi. Bu MLC ve Jaw’lara iletimin yanlış modellenmesinden kaynaklanır. Eğer ölçümler daha geniş alanlarda gama değerlendirmesinin başarısızlığını gösterirse, dozda hata hesaplanır ve bu hasta dozuna ilişkilendirilir. Kabul edilemeyecek bir doz aşımı bulunursa, tedavi planı yeniden optimize edilmeli ve bu da genellikle geniş segmentler kullanılarak yapılmalıdır.

2.3.2.10 University Medical Center Hamburg – Eppendorf, Hamburg, Almanya

IMRT tedavi doğrulaması her bir yeni IMRT hastası için yapılır. Bağımsız MU hesabı ile birleştirilen toplam plandaki doz dağılımının doğruluğu üzerine kurulmuştur. “Step and shoot” tekniğini uygulayan IMRT detayları 600MU’lar civarında 90 ile 100 segment aralığında 7 alanlı baş ve boyun tedavileri, 5 alanlı 40 ile 50 segment içeren 400MU’lar prostat tedavisi için kullanılır. Yoğunluk seviyeleri 7 ile 10 arasındadır ve etki matrisinin ayırma gücü 5mmx10mm ya da 10mmx10mm’dir.

RW3 katı su malzemeli her bir kenarı 18cm olan küp fantom, toplam planın doz doğruluğu için geliştirilmiştir. EASYCUBE olarak da adlandırılır ve ticari olarak temin edilebilir. Fantom EBT radyokromik film ve iyon odası ile kullanılır. Filmin kalibrasyonu $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'lik alan ile $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'lik alan segmentindeki farklı doz değerleri ile yapılır. Segmentler arasında 1cm gap bırakılır. Segmentler 0.1 ile 3Gy doz aralığını kapsar. Kalibrasyon her yeni film destesi için tekrarlanmalıdır. Planın bütününün değerlendirilmesi için 3 ile 5 film fantomda paralel düzlemlerde yerleştirilmelidirler. Temelde fantom transverse, sagital ve coronal yönde kullanılabilir. Rutin QA kontrollerinde genellikle koronal yönde kullanılır. Tüm plan doğruluğu için yeni bir tedavi planı, tüm tedavi parametrelerinin easycube fantomuna aktarımı ile (demet açısı, segmentler ve MU'lar gibi..) TPS'de yapılır. Bu hibrit plan için fantomun konumu planın doğruluğu için ilgili bölgeyi kapsamalıdır. Şayet mümkünse Easycube fantomunun merkezi izomerkez ile aynı olmalıdır. Fakat başka konumlarda da kullanılabilir.



Şekil 2.94 Solda EasyCube fantomu ve sağda hibrit plan için kullanılan kalibrasyon filmi görülmektedir.

Hibrit plana göre referans doz dağılımı ile ölçülen arasındaki karşılaştırma Gy cinsinden doz farklılığı olarak yapılır. Doz farkı 0.2Gy'den fazla olan alanlar ışınlanmamış alanların %5'inin altında olmalıdır. Bu şartlar oluşmazsa mümkün olan birkaç seçenek vardır. Filmin taranma yönü kontrol edilir. Film yeniden taranır. Yeniden taranma ve yeniden değerlendirme yapılır. Yeni bir doğrulama düzlemi seçilir ya da grid boyutunun

modifikasyonu ile plan yeniden hesaplanır. Eğer bunların hiçbirisi kabul edilebilir sonuçlar vermiyorsa, yeni bir tedavi planı oluşturulur.

Toplam doz 0.0015cm^3 'lük hacmi olan PinPoint iyon odası ile ölçülür. Easycube'de iyon odasını farklı konumlandırmak için fişler mevcuttur. Bu da 1cm genişlikteki grid içine yerleştirilmesine imkan verir. Planlanan ile ölçülen doz arasındaki fark %3'den küçükse, plan kabul edilebilirdir. %3 ile %5 arasındaki farklılıklar için daha fazla homojen bir doz bölgesinde başka bir nokta seçilir (Alber vd. 2008).

2.4 Dozimetrik Sistemlerin Karşılaştırılması

Üç farklı fiziksel prensip üzerine çalışan 2D dedektörleri; MapCheck diyet sistemleri (Sun Nuclear), I'mRT QA sintilasyon dedektörü (Scanditronix / Wellhöfer) ve Seven29 iyon odaları dizileri (PTW) alan ile ilişkili IMRT doğrulaması için test edilmiştir. Bu dedektörlerin performansları oluşturulan IMRT doz dağılımlarına karşı hesaplanan ile değerlendirilmiş ve radyografik film (EDR2, Kodak) kullanılarak yapılan ölçümlerden elde edilen veriler ile de karşılaştırılmıştır. Buna ilave olarak; ölçümler elmas, diyet (PTW) dedektörler, iyon odaları (PTW, Scanditronics/Wellhöfer) ve radyokromik filmler (Gafkromik Film, MD55,ISP) gibi nokta dedektörler kullanılarak da yapılmıştır.

2 boyutlu dedektör sistemlerinin üçünden elde edilen sonuçlar, TPS'in hesapladığı değerler ve standart dozimetrik araçlar, filmler ve ya çeşitli nokta doz dedektörlerinden elde edilen veriler ile son derece iyi bir uyum içerisinde olduğu gözlenmiştir. 2D dedektörlerin doğruluğu geniş bir dinamik aralık için doz maksimumuna en çok $\pm\%3$ ile normalize edilmiştir. Dik doz gradyent olan bölgelerde bile maksimum doz $\pm\%5$ 'i aşmamıştır. Dedektör sistemleri arasındaki asıl farklılık uzaysal ayırma gücü, alan boyutu ve mutlak dozimetrik ölçüm yapabilme kabiliyetidir (Wiezorek vd. 2005).

Radyografik film dozimetri 2 boyutlu doz dağılımı elde etmek için en sık kullanılan yöntemdir. Çok yüksek uzaysal ayırma gücünün olması avantaj olup, sıcaklık, kimyasal

banyo işlemlerinin standart yapılamaması gibi faktörler dozda tutarsızlıklara neden olması, enerji bağımlılığı, alan boyutu ve yöne bağımlı film hassasiyetinin olması, analiz zamanının yavaş olması ve eş zamanlı ölçüm yapılamaması dezavantajdır. Radyokromik filmler ise, radyografik filmlere göre kimyasal banyo işlemi kendiliğinden, dinamik aralığı çok yüksek, enerji bağımlılığı olmayan ve çoklu alanların ölçümünü yaklaşık 5 dakika içinde veren özelliği ile daha avantajlı olup sadece biraz daha pahalıdır.

CR'larda ise doz yanıtı 150cGy'e kadar yarı logaritmik, sonrasında platoya ulaşır. Enerji bağımlılığı vardır. CR tabakaları sonuçlarında düzeltme faktörü kullanılsa da %10-20 arasında açısal bağımlılık ve %2-%8 arasında alan boyutu bağımlılığı gösterir. Jel dozimetri 3 boyutlu ölçüm sağlar fakat jeli temin etmek zor ve maliyeti de çok düşük değildir.

Portal görüntülemeye set-up kolaydır. Portal görüntüleme iyon odasına göre farklı alan büyüklüklerine bağımlılığı vardır. Ancak ölçülen dozlardaki tutarsızlık planın karmaşık oluşundan yani fazla alan içermesinden bağımsızdır. Portal dozimetride gama geçiş yüzdesi alanın kompleks oluşundan bağımsızdır. Portal görüntülemeye panelin ayırma gücü 0.39mm'dir. Planın yapılmasının doğrulanmasında kolaylık sağlar. Ekstra veri exportu gerektirmez. Sonuçlar hasta veri tabanına entegre edilebilir. Kalibrasyonu çok zordur. Gerçek doz haritaları elde edilemez çünkü hasta dozu hesaplama algoritmalarını test edemez (konvolüsyon, süperpozisyon gibi). Portal dozimetrideki hesaplamalar doz haritasından değil, etki haritasından hesaplanır (Lucas 2008).

Yarı iletken veya iyon odaları dizileri doku eşdeğeri olmamakla birlikte, gerçek dozları elde edebilecek şekilde kalibre edilebilirler. Fakat uzaysal ayırma gücü 7 ile 10mm arasında sınırlıdır. Işınlanan düzlemde ölü bölgelerin oluşması, farklı ışınlamalar farklı bölgelerde yapıldığı durumlar hariç, gerçek kümülatif doz ölçümüne izin vermez. Bu süreç özellikle diyotlar için radyasyonun sertleşme etkisi ile sınırlıdır.

Plastik sintilatör dedektörleri, doku eşdeğeri olması, doz doğrusallığı, enerjiden bağımsız olması, tekrarlanabilirlik, radyasyon hasarına karşı dirençli oluşu ve sıcaklığa çok az bağımlı olması ile dozimetrik olarak istenen birçok özelliği sağlar.

2.5 Fantomların Karşılaştırılması

Antropomorfik fantomda; mutlak doz $\pm 5\%$ içinde, hedefteki doz homojenitesi $\pm 5\%$ içinde, doz lokalizasyonu yüksek gradyent alanları için $\pm 2\text{mm}$ 'de değerlendirilir. TLD ve radyokromik film için uygundur. Dozimetri insert'ü acrylic'ten yapılmış olup yoğunluğu 1.17g/cm^3 'dür. Su ile dolu iken 21.7kg , boş iken 10kg kütleindedir. Görüntüleme ya da anatomi insert'ü olarak bilinen kısmında su doldurulabilir, akrilik kovan içine monte edilmiş prostat, mesane ve rektum CT ile görüntülenebilir ve 3D tedavi planlama sistemi ile tedavi planlaması sağlanır.

ABS fantom; iyon odaları, radyografik ya da radyokromik filmler, TLD'ler, MOSFET'ler ve jel dozimetreler için uygun koşullara sahiptir. ABS plastik doku eşdeğeri bir malzemedir. 200\$ civarında, düşük maliyetlidir. Fantom eliptiktir ve boyutları ışınlanan gerçek hastadaki saçılma koşullarına uyum gösterecek şekilde tasarlanmıştır. 2 kısımdan oluşur. Birinci kısım; iyon odaları, TLD, radyokromik film ve jel dozimetreyi içine alır. 4.5mm çapında, 0.8mm kalınlığında ve merkezler arası uzaklığı (uzaysal ayırma gücü) 7mm olan TLD'ler, tepsi üzerine yerleştirilir. İkinci kısım ise radyografik filmin tutulacağı kısımdır. Geniş jel hacmi, geniş hedef hacminde ve bazen komşu kritik yapılarda doz dağılımı ölçümüne imkan verir.

Scanditronix-Wellhöfer RW3 IMRT fantomu, su eşdeğeri RW3 malzemedir. yapılmıştır. Eş zamanlı 15 film ışınlamaya uygun tasarlanmıştır. 22kg kütleindedir. Vücudun genel yapısına ait kesitler içerir. Baş ve boyun modüler tasarımı sayesinde stereotaktik uygulamalar için idealdir. Küp fantom torso içine yerleştirildiğinde orijinal antropomorfik şekil alır. Farklı iyon odaları ve TLD ölçümleri için uygundur. 196 adet TLD tepsiye 1cm aralıklar ile yerleştirilir. Linak ve CT tarayıcılar için fantomun ayarlanması kolaydır. 1600-2000\$ civarında maliyeti vardır.

IMRT verifikasyon fantomu, akrilik 2 adet bloktan oluşmuştur. Radyografik film ve 0.125cm^3 'lük iyon odası kullanılarak IMRT doz doğrulaması yapılır. 5 ayrı iyon odası kullanılabilecek şekilde dizayn edilmiştir. Tek demet ve tüm demet kontrolü yapılabilir. $25\text{cm} \times 30\text{cm}$ boyutlarındadır. Film derinliği 50mm, iyon odası derinliği 60mm'dedir. Fantomun basit şekli, boyutlarının tedavi planlama sistemi içerisine girişini kolaylaştırır.

IMRT vücut fantomu, RW3 su eşdeğeri malzemeden yapılmıştır. Radyografik film için uygundur. 30 kesit içerir. Her bir kesit $30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 1\text{cm}$ boyutundadır.

İnhomojenite fantomu; doku, kemik ve akciğeri simüle eden 5 insertten oluşmuştur. 3 insert 1xkemik, 1xdoku, 1xakciğer, 2 insert akrilik cam PMMA'dan yapılmıştır. İnhomojeniteler için TPS düzeltmeleri fantom ile sağlanır. Doz ölçümü iyon odası, film ya da 2D Seven29 sistemi ile yapılır. Boyutu $30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 2.5\text{cm}$ 'dir. Fantomun Hounsfield birimleri CT tarama ile tanımlanmalıdır. Ama CT fantomu değildir.

Heterojen CIRS IMRT toraks fantomu iyon odaları ve termolüminesans dozimetreler ile ölçüm yapmak için uygundur. Doz değerlendirmesi için kapasite indeksi (cpm) kullanılır. 5cm derinlik, $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ alan boyutu, 100cm SSD ve 100cGy (100MU) için iyon odası okumaları cGy cinsinden doza çevrilerek yapılır. Akciğer gibi düşük yoğunluklu bir ortamda katı su fantomu TPS'in heterojenite düzeltme algoritmasını doğrulamaz. Bu yüzden CIRS kullanılır. Doz Monte Carlo yöntemi ve Pencil Beam metodu ile hesaplanır. PB algoritması ile akciğerde hesaplanan değerler abartılı çıkmasına rağmen kemik ve doku için MC hesaplamaları ile benzer sonuçlar verir.

Homojen PMMA fantom, PMMA malzemeden yapılmıştır. 30cm çapında, 40cm uzunluğunda, kemik ve akciğer insertleri içeren bir geometridir. TPS'in hesapladığı MU ve IMRT için Monte Carlo metodu ile doz dağılımı doğruluğunu kontrol etmek için tasarlanmıştır. Gerçek dozun suya göre ölçülmesi ile geliştirilmiştir. CORVUS, NOMOS gibi ters planlama sistemlerinin hesapladığı değerler ile Monte Carlo

hesaplamalarından elde edilen değerler karşılaştırılır. Açık ve yoğunluk ayarlı alanlar için doz %2 içinde birbiri ile tutarlıdır.

IMRT baş verifikasyon fantomu, LA-48 iyon odaları dizisi ile ME48 genişletici ve MULTIDOS dozimetresi ile beraber kullanılmaya uygun tasarlanmıştır. Stereotaktik IMRT uygulamaları için kullanılır. Akrilik PMMA malzemedendir. 20cm çapında, 22cm yüksekliğindedir.

IMRT baş ve boyun verifikasyon fantomu, RW3 su eşdeğeri malzemedendir. Stereotaktik IMRT uygulamaları için tasarlanmıştır. Radyografik film ve iyon odası kullanılır. Çapı 20cm ve 1cm'lik RW3 malzemedendir yapılmış tabakalar içeren 20cm yüksekliğinde silindir geometridir. 0.125cm^3 ve 0.3cm^3 'lük iyon odası kullanılır. IMRT matris verifikasyon fantomu, semiflex iyon odaları ile ölçüm için uygundur. RW3 su eşdeğeri malzemedendir yapılmıştır. 20cm çapında, 20cm yüksekliğinde silindirik geometridir. 25 farklı derinlikte iyon odası ölçümü için tasarlanmıştır.

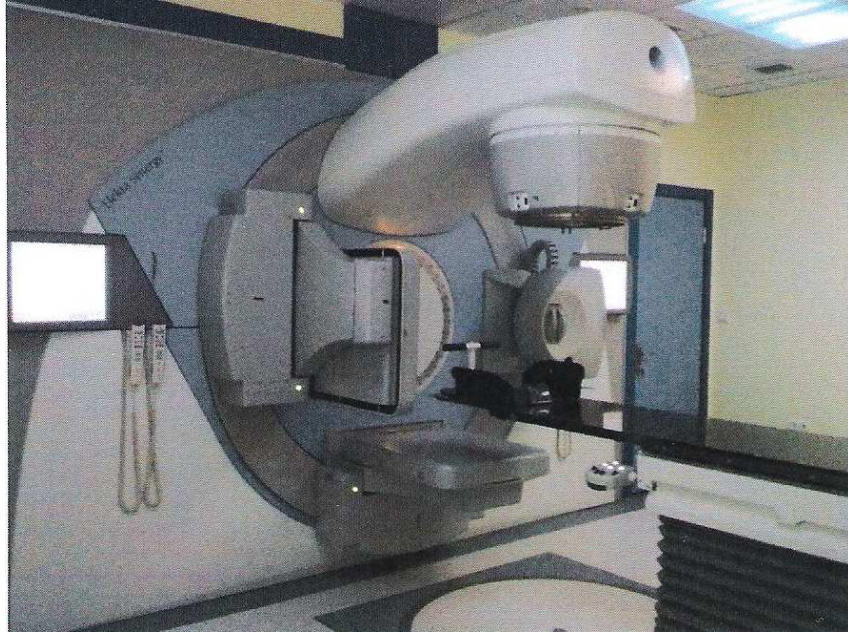
Su fantomu, tankın mekaniği; yüksek hassasiyetli manyetostriktif algılayıcı teknolojisi ile donatılmıştır. Mikro hizalama tekniği ile, dedektörler su yüzeyine son derece hızlı ve yüksek hassasiyetle hizalanır. Diyotlara ve iyon odalarına destek verecek donanımı vardır. Dahili basınç ve sıcaklık algılayıcı arayüzleri mutlak dozimetride otomatik Ctp düzeltmeleri için hazırlanmıştır.

3. MATERİYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyaller

3.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazı

1. Bu çalışmada Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Elekta marka Synergy model, IMRT ve IGRT gibi tedavi tekniklerinin uygulanabildiği çok fonksiyonlu bir lineer hızlandırıcıdır. Cihaza monte edilmiş Cone Beam CT ve flat panel EPID mevcuttur. Bu hızlandırıcı, 6MV ve 18MV x-ışını enerjileri ve 6, 9, 12, 15 ve 18MeV elektron enerjileri üretmektedir.



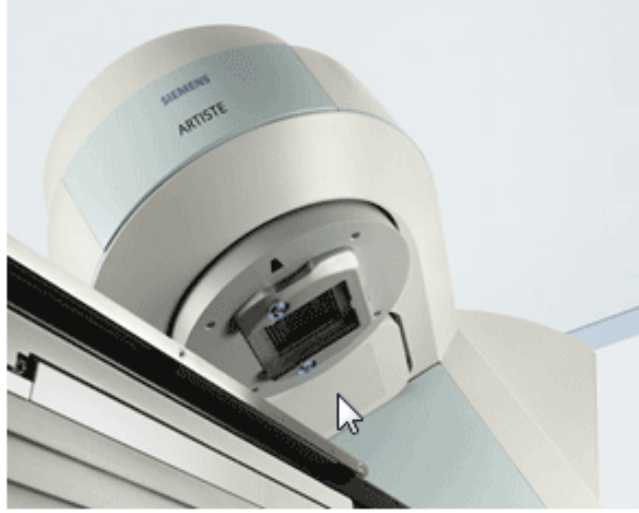
Şekil 3.1 Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı

2. Philips marka SL25 model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. 6MV ve 25MV x-ışını enerjileri ve 4, 6, 8, 10, 12, 15 ve 18MeV elektron enerjileri üretmektedir. 40 çift MLC bulundurur.



Şekil 3.2 Philips marka SL25 model lineer hızlandırıcı

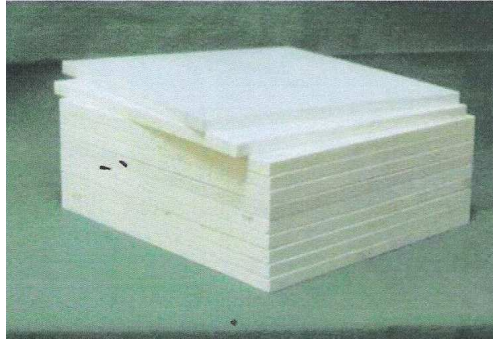
3. Siemens marka Artiste model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Tedaviler, tüm alanı kapsayan en yüksek sayıda yaprağa sahip (160 yaprak) hassas ve yüksek hızlı MLC ile uygulanmaktadır. Böylece tümörün gerçek şeklini alabilen portlarla yüksek konformite sağlanmaktadır. Sadece ışınlanacak segmentleri yaratarak bir dizi işlemi kısaltan ve daha güvenli hale getiren akıllı tedavi planlama sistemi Prowess Panther ile IMRT uygulamasını 5 dakikanın altına indirmek mümkün olmaktadır.



Şekil 3.3 Siemens marka Artiste model lineer hızlandırıcı

3.1.2 RW3 Katı su fantomu

Radyoterapide yüksek enerjili foton ve elektron demetleri için üretilmiş su eşdeğeri bir fantomdur. İyon odasının yerleştirilebileceği özel bir insert bulunmaktadır. Bu plakalar her bir iyon odası hacmine göre özel üretilmektedir. 40x40cm²'lik plakalar 1mm, 2mm, 5mm ve 10mm gibi farklı kalınlıklarda üretilmektedir. Fotonlar için 70 kV-50 MV arasında, elektronlar için 1 MeV-50 MeV arasındaki enerjiler için ölçüm olanağı sunmaktadır.



Şekil 3.4 RW3 katı su fantomu

3.1.3 IMRT vücut fantomu

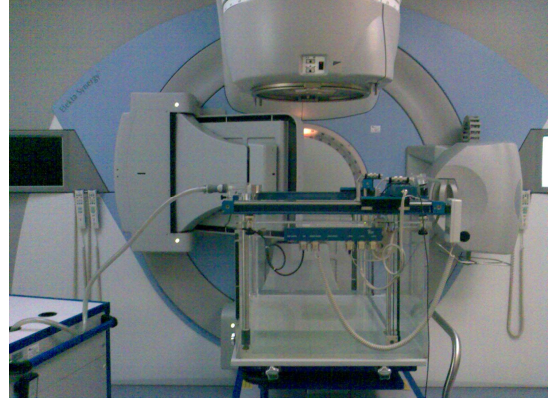
Dilimlenmiş tabakalı RW3 fantomu IMRT demetlerinin doğruluğu için iyon odası ve radyografik film kullanarak, kullanıcının IMRT tedavi planını doğrulamasını sağlar. IMRT body fantom 30 kesit içerir. Her biri 30cmx30cmx1cm boyutlarındadır. Filmler plakalar arasına yerleştirilebilir. Her film iğne ile işaretlenebilir.



Şekil 3.5 IMRT vücut fantomunun görüntüsü

3.1.4 Su fantomu

Büyük alandan küçük alan ölçümlerine kadar tüm ölçümler için çözüm sunabilen, diyotlara ve iyon odalarına aynı anda destek verebilmek için bir kontrolör ve iki bağımsız elektrometre içeren bir tasarımı vardır. Dahili basınç ve sıcaklık algılayıcı arayüzleri mutlak dozimetride otomatik C_{tp} düzeltmeleri için hazırlanmıştır. Demet profili, R_{100} , R_{50} , d_{max} , %DD, alan düzgünlük ve simetri ölçümleri yapılabilir.



Şekil 3.6 Su fantomunun Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı ile kullanılması

3.1.5 Elektrometre

Elektrometre iyon odasının merkezi elektrodunda toplanan yükün ölçülmesini sağlamaktadır. Okunulan değer suda soğurulan dozu hesaplamada kullanılır. Birlikte kullanılacak iyon odası ve elektrometrenin kalibrasyonu SSDL’de gerçekleştirilir. Ölçümlerde Farmer 2570/1B ile PTW Unidos E elektrometreleri kullanılmıştır.



Şekil 3.7 Farmer 2570/1B elektrometre



Şekil 3.8 PTW Unidos E tipi elektrometre

3.1.6 İyon odası

İyon odası, elektrik yükünün ölçülüp suda soğurulan doza çevrilmesi için kullanılmaktadır. Silindirik iyon odaları bir merkezi elektrot, onun çevresinde hava

boşluğu ve boşluğu dış ortamdan ayıran iyon odası duvarından oluşmaktadır. Duvar malzemesi iyon odası içindeki havada elektronik dengenin kurulmasını sağlamaktadır. Duvar materyali farklı malzemeden oluşabilir. Silindirik iyon odaları ile yapılan ölçümlerde yöne bağımlılık yoktur. İyon odası yapısının olabildiğince homojen olması gerekmektedir. Iba marka CC01, CC04 ve Farmer tipi FC65-P ile PTW-Freiburg PinPoint 31014 model iyon odaları kullanılmıştır. Bu iyon odalarına ait teknik bilgiler Çizelge 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.9 CC01 iyon odası



Şekil 3.10 CCO4 iyon odası



Şekil 3.11 Farmer FC65-P iyon odası



Şekil 3.12 PinPoint 31014 iyon odası

Çizelge 3.1 Iba marka CCO1, CCO4 ve FC65-P ile PTW-Freiburg PinPoint 31014 model iyon odalarının teknik özellikleri

Özellik	CCO1	CCO4	FC65-P	PinPoint
Boşluk Hacmi (cm³)	0.01	0.04	0.65	0.015
Boşluk Uzunluğu (mm)	3.6	3.6	23	5
Boşluk Yarıçapı (mm)	1	2	3.05	1
Duvar Malzemesi	C552	C552	Acrylic (PMMA)+Grafit(C)	Acrylic (PMMA)+Grafit(C)
Duvar Malzemesinin Kalınlığı	0.5mm	0.4mm	0.4mm	0.57mm PMMA+0.09mm Grafit
Duvarın Alan Yoğunluğu (g/cm²)	0.088	0.070	0.056	0.084
Merkezi Elektrot	Çelik	C552	Alüminyum	Alüminyum
Uzaysal Ayırma Gücü	Evet	Evet	Hayır	Evet
Referans Noktası(mm)	14	13	13	3.4

3.1.7 2D Seven29 sistemi

2 boyutlu iyon odaları dizilerinden oluşan Seven29 yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamalarının doğruluğunu sağlamak için tasarlanmıştır. Dedektör 27x27 cm²'lik alana yerleştirilmiş 729 adet birbirinden bağımsız iyon odasından oluşmuştur. İyon odalarının efektif noktası yüzeyin 0.5cm altındadır. Yüzey materyali PMMA'dır. Sistemin gelen bilgiyi oluşturma ve işleme süresi 400ms ile 999ms arasında değişmektedir. Sistem suda soğurulan doz (Gy) ve soğurulan doz hızını (Gy/dak)

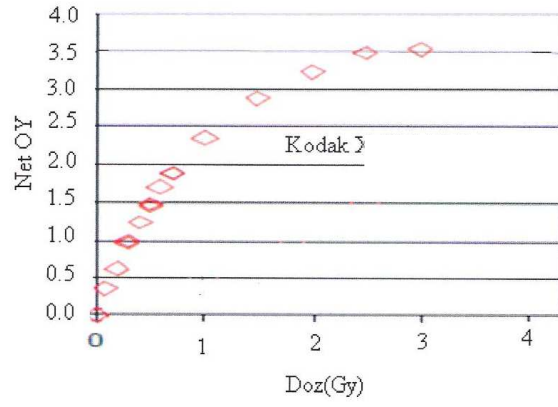
ölçmemizi sağlar. Sistemin kalibrasyonu üretici firma tarafından Co-60 radyasyon kaynağı ile yapılmıştır. Çalışma sırasında yapılan tüm ölçümlerde sıcaklık-basınç düzeltmesi yapılmıştır. Ölçümlerde klinik uygulamalarda kullanılan 300 MU/dak doz hızı kullanılmıştır. Seven29 sistemi kullanılmadan önce kalibrasyonu yapılmıştır.



Şekil 3.13 2D Seven29 sistemi

3.1.8 Radyografik film

Bu çalışmada KODAK marka X-OMAT V film kullanılmıştır. Kodak X-OMAT V film emülsiyonu, ortalama tanecik boyutlarının $2\mu\text{m}$ olduğu düzensiz AgBr taneciklerinden oluşmaktadır. Gümüş miktarı yaklaşık 4.2g/m^2 'dir. Filmde maksimum ışık soğurulumu 380-420nm arasındadır. Film yaklaşık 3Gy'lık bir dozda doyuma ulaşır. Yavaş bir filmdir. Hazır paketli olarak kasetless kullanılır. Şekil 3.14'de Kodak X-OMAT V filmine ait doz yanıt eğrisi verilmiştir (Tülek 2010).

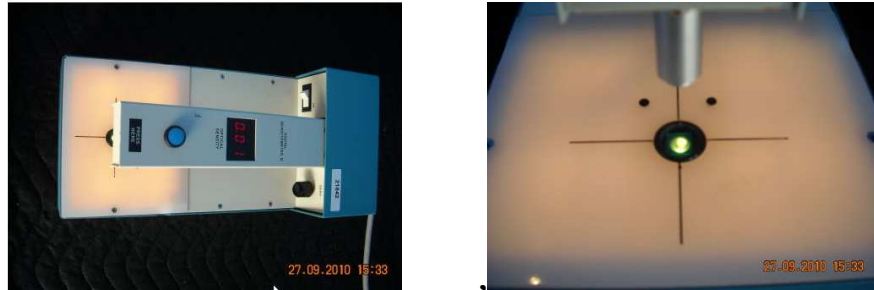


Şekil 3.14 Kodak X-OMAT V film doz-yanıt eğrisi

3.1.9 Dansitometre

Filmin x-ışını fotonlarına vermiş olduğu yanıt sonucunda filmin üzerinde oluşan siyahlaşmalara dansite denir. Kısaca dansite, film üzerindeki kararma derecesidir. Film üzerindeki yararlı dansite dizisi 0,25–2,5 değerleri arasındadır. Filmin kararması (optik yoğunluk) dansitometre ile ölçülür.

Bu çalışmada Victoreen marka dansitometre kullanılmıştır.



Şekil 3.15 Victoreen marka dansitometre

3.2 Teknik ve Yöntemler

3.2.1 Alan düzgünlüğü ve simetrisi

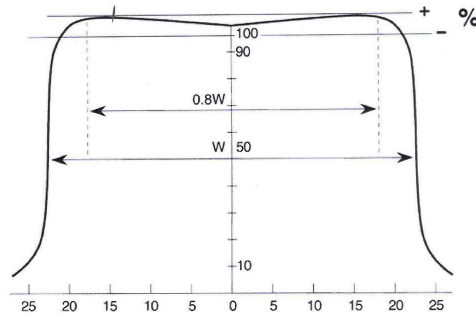
Foton demeti için düzgünlük d=10cm derinlikte, maksimum 30cmx30cm ve 10cmx10cm olmak üzere iki alan boyutunda ölçülmelidir. Tolerans $\pm\%3$ 'dür. AAPM 45 nolu araştırma grubunun raporuna göre düzgünlük, elde edilen profildeki yarı yükseklikteki tam genişliğin %80'indeki dozdaki değişimdir. Bu değişim ya da düzgünlük (F) matematiksel olarak;

$$F = \frac{M - m}{M + m} \times \%100 \quad \text{şeklinde ifade edilir.}$$

M: Alanın %80'indeki maksimum doz değeri

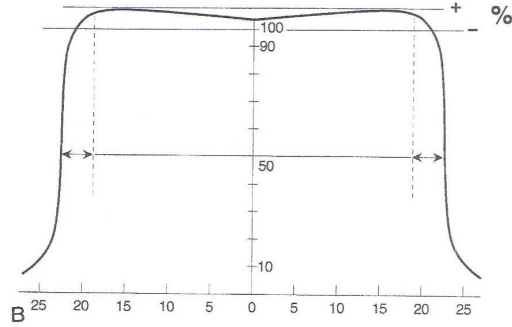
m: Alanın %80'indeki minimum doz değeri

Düzgünlük için elde edilen profil, simetri için de kullanılır. Merkezi eksen den katlanarak iki yarı profil karşılaştırılır. Referans bölgesinde, simetrik olarak iki nokta çiftinin farkı $\pm\%2$ 'den büyük olmamalıdır (Khan).



Şekil 3.16 Foton demeti için oluşturulan doz profili

Boyer'e göre alan düzgünlüğünün referans bölgesi, penumbra etkilerini de kapsayacak şekilde alan boyutunun yüzdesi ile değil de Şekil 3.17'de gösterildiği gibi alan kenarlarından 2cm içeriye doğru genişleyen bölge olarak tanımlanır.



Şekil 3.17 Alan kenarlarından 2cm içeride ölçülen düğünlük

3.2.2 Küçük alan dozimetri doğruluğu

Step and Shoot tekniği ile uygulanan IMRT uygulamalarında $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ 'ye kadar küçük alanlar kullanılmaktadır. Kullanılabilecek minimum alan, lineer hızlandırıcı yaprak genişliğine bağlıdır. Bu testte $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $3.5 \times 3.5 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $4.5 \times 4.5 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $5.5 \times 5.5 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, $9 \times 9 \text{ cm}^2$ ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanlarda doz verimlerine bakılmıştır.

Ölçümler, 6MV x-ışını enerjisinde, RW3 katı su fantomunda 10cm derinlikte, SSD=100cm'de ve gantri=0°'de yapılmıştır. 10cmx10cm alan boyutu ve her enerji için ölçümlerin her gün, diğer alan boyutları için yılda bir defa yapılması önerilmektedir. Ölçümlerde Farmer 2570/1B elektrometre ve İba marka FC65-P, CC01 ve CC04 iyon odaları kullanılmıştır.

3.2.3 Hasta tedavi planı doğrulama teknikleri

Step and Shoot tekniğinde tüm tedavi doğruluğu küçük hacimli iyon odası ve Seven29 sistemi ile test edilmiştir. Dozimetrik karşılaştırmalar, fantom için TPS’de hesaplanan doz ile fantomda ölçülen doz arasında yapılmıştır. Bu ölçümlerde PTW-Freiburg 31014 PinPoint iyon odası, Seven29 sistemi ve 30x30 cm²’lik IMRT vücut fantomu ile PTW Unidos E tipi elektrometre kullanılmıştır.

3.2.4 Hasta seçimi

İyon odası ile yapılacak hasta dozimetri kontrollerinde uygulama için 3’ü nazofarenks, 2’si larenks,4’ü prostat ve 1’i akciğer olmak üzere 10 hasta seçilmiştir. 2D Seven29 sistemi ile yapılan dozimetrik kontrol için 5 alanlı tedavi planı yapılan 3 prostat hastası seçilmiştir.

3.2.5 İyon odası

IMRT’de hasta dozimetri kontrollerinde kullanılacak iyon odası seçiminde dikkatli olunmalıdır. Kullanılan iyon odası, hacimsel olarak farmer iyon odasından küçük olmalıdır. Ölçümlerde PTW-Freiburg PinPoint 31014 iyon odası, 30x30cm²’lik IMRT vücut fantomu, PTW-Unidos E tipi elektrometre kullanılmıştır. TPS’de oluşturulan hasta planı fantoma aktarılıp, fantom için doz hesabı yapılmıştır. İyon odası fantomda kontrol edilmek istenen noktaya yerleştirilerek, fantom planlanan tüm gantri ve kolimatör açılarında ışınlanarak doz ölçümü yapılmıştır. Tüm ölçümler yüksek doz, düşük doz gradyent bölgesinde ve yüksek doz, yüksek doz gradyent bölgesinde alınmıştır.



Şekil 3.18 İyon odası ile hasta dozimetri kontrolünde fantom görüntüsü

3.2.6 2D Seven29 sistemi

2D dedektör sistemi bilgisayarlı tomografide sistemin altına 5cm kalınlığında, üzerinde 4.5cm kalınlığında RW3 su eşdeğeri IMRT vücut fantom plakaları yerleştirilerek tomografi görüntüleri elde edildi. Elde edilen görüntüler tedavi planlama sistemine aktarıldı. Hasta planlamasının aynısı Seven29 sistemi üzerine yerleştirilerek hesaplama yapıldı.



Şekil 3.19 Seven29 sistemi'nin tomografi görüntüsünün alınması için RW3 plakaları ile kullanımı

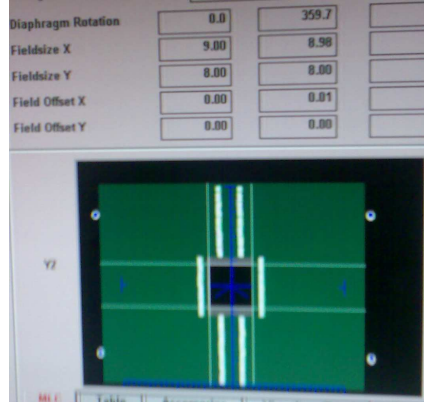
3.2.7 Film yanıtı ve iyon odaları ile karşılaştırılması

9x8 cm²'lik açık alanda Kodak X-OMAT V film, katı su fantomu plakaları arasına radyasyon demetine dik olacak şekilde yerleştirilir ve 50, 100, 200, 300 ve 400cGy doz aralıkları için 6MV X-ışınları ile ışınlanır. Işınlama geometrisi Şekil 3.20'de, açık alan görüntüsü ise Şekil 3.21'de verilmiştir. Doza karşı filmdeki optik yoğunluklar ölçülmüştür. Daha sonra 3 farklı düzensiz alan oluşturulup bunlardan 1 nolu alan 50cGy, 2 nolu alan 100cGy ve 3 nolu alan 150cGy ile ışınlanmıştır. Düzensiz alan şekilleri Şekil 3.22, Şekil 3.23 ve Şekil 3.24'de verilmiştir.

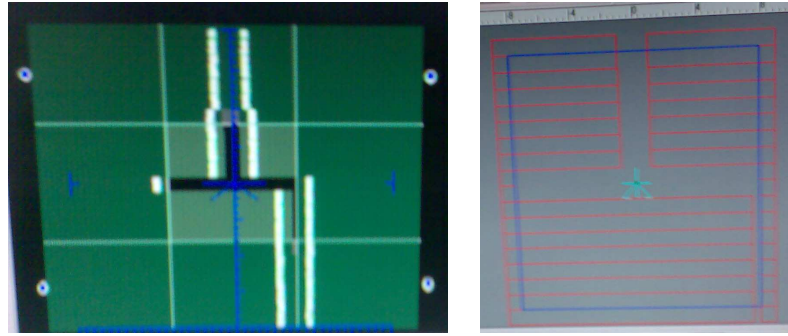
9x8 cm²'lik açık alanda 50, 100, 150, 200, 300 ve 400cGy'lik doza karşı iyon odaları ile izomerkezde, düzensiz alanlarda ise hem merkezde hem de merkezin dışında 3 noktada ölçüm yapılmıştır.



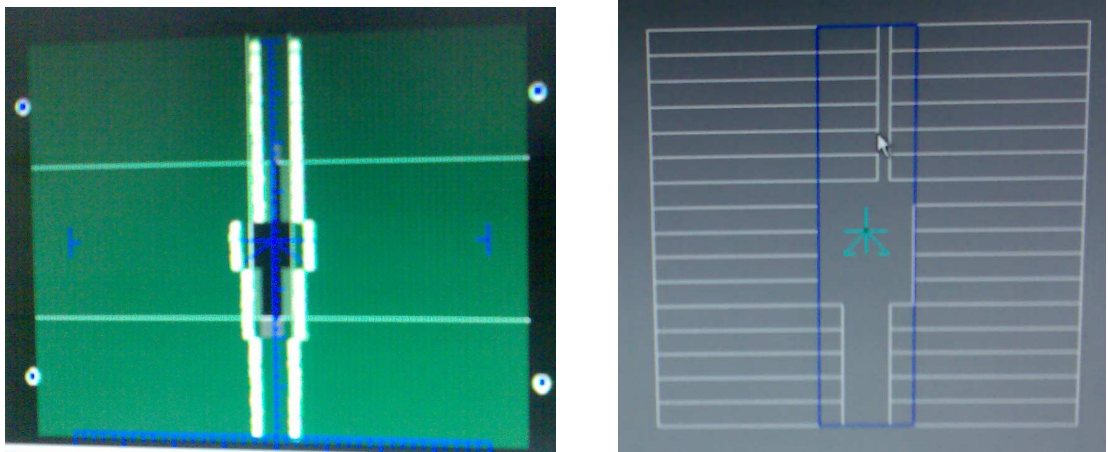
Şekil 3.20 Film ışınlama geometrisi



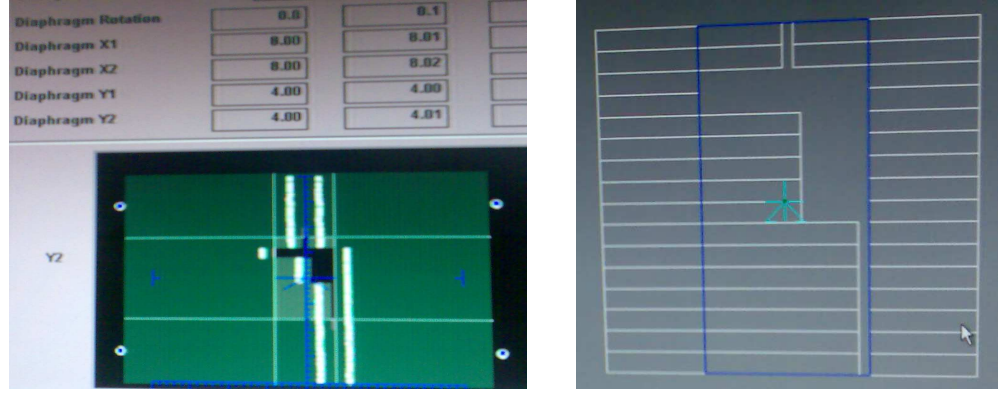
Şekil 3.21 9x8cm²'lik açık alan görüntüsü



Şekil 3.22 MLC'lerin konumlandırılması ile oluşturulan 1 nolu düzensiz alan görüntüsü



Şekil 3.23 MLC'lerin konumlandırılması ile oluşturulan 2 nolu düzensiz alan görüntüsü



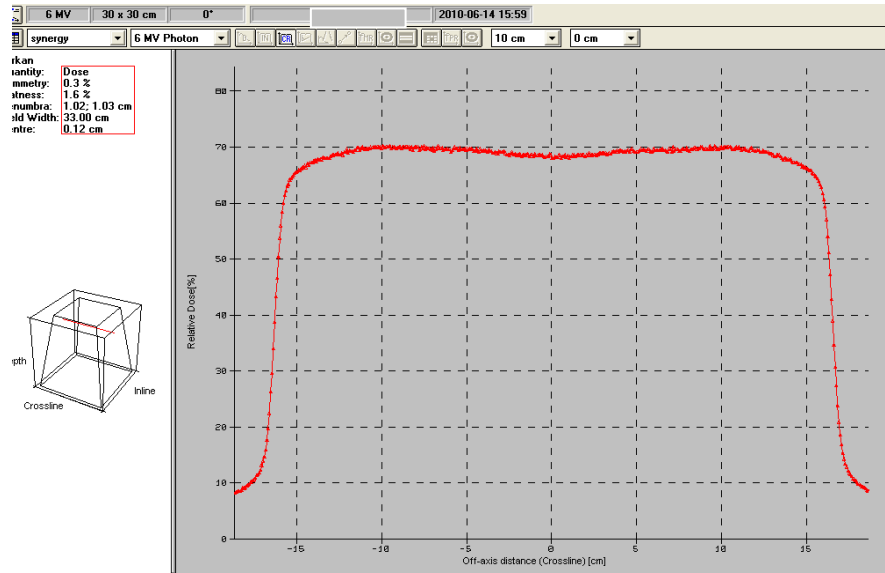
Şekil 3.24 MLC'lerin konumlandırılması ile oluşturulan 3 nolu düzensiz alan görüntüsü

Film için yapılan işlemler FC65-P, CC01 ve CC04 iyon odaları ile tekrarlanmıştır. Tüm ölçümler d_{maks} 'da, SSD=100cm ve gantri=0°'de yapılmıştır.

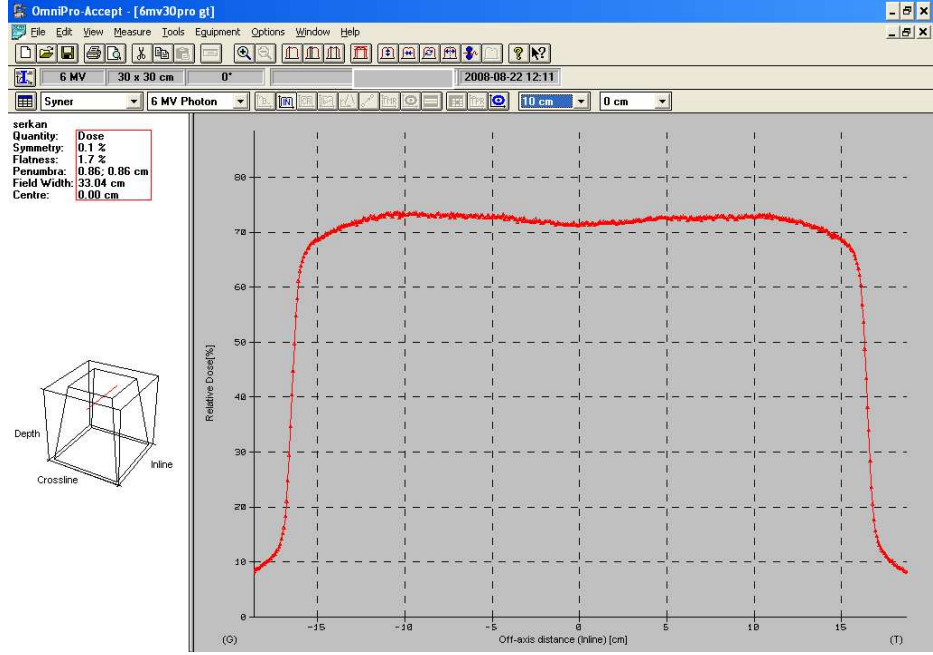
4.ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1 Alan Düzgünlüğü ve Simetrisi

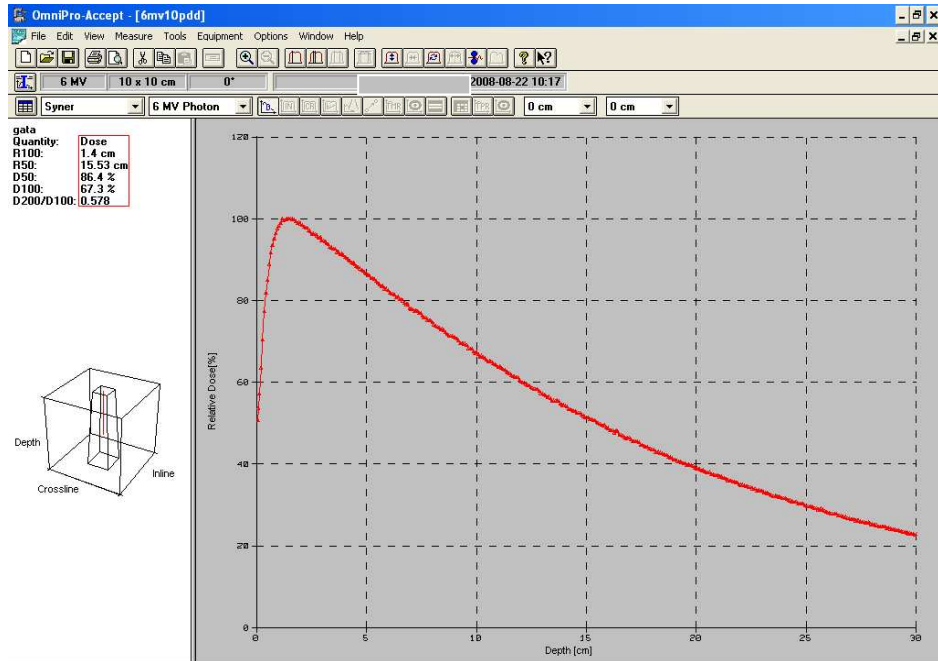
Ölçümler, Elekta marka Synergy model kullanılarak 6MV ve 18MV x-ışın enerjisinde, su fantomda CC013 iyon odası ile 10cm derinde, 30x30 cm² alan boyutunda düzgünlük ve simetri ölçümleri, 10x10 cm² alan boyutunda ise %DD ölçümleri yapılmıştır. 6MV ve 18MV x-ışını enerjileri için Düzgünlük AB, Düzgünlük GT, Simetri AB, Simetri GT, %DD ölçümleri sonuçları Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil.4.5, Şekil 4.6'da ve Çizelge 4.1'de verilmiştir.



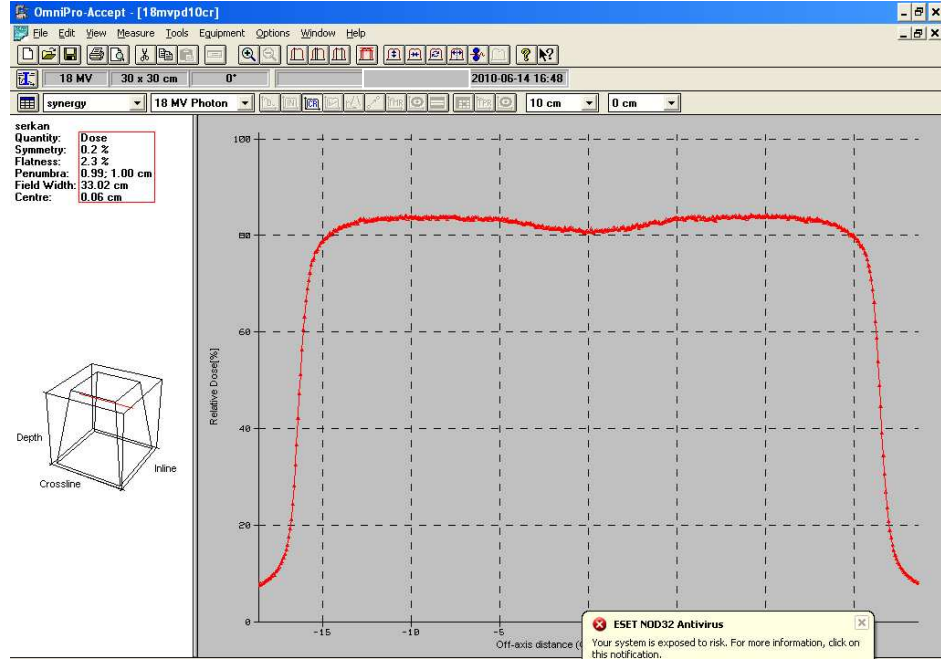
Şekil 4.1 6MV'de 10cm derinlikte 30x30 cm² alan boyutunda, AB yönünde ki doz profili



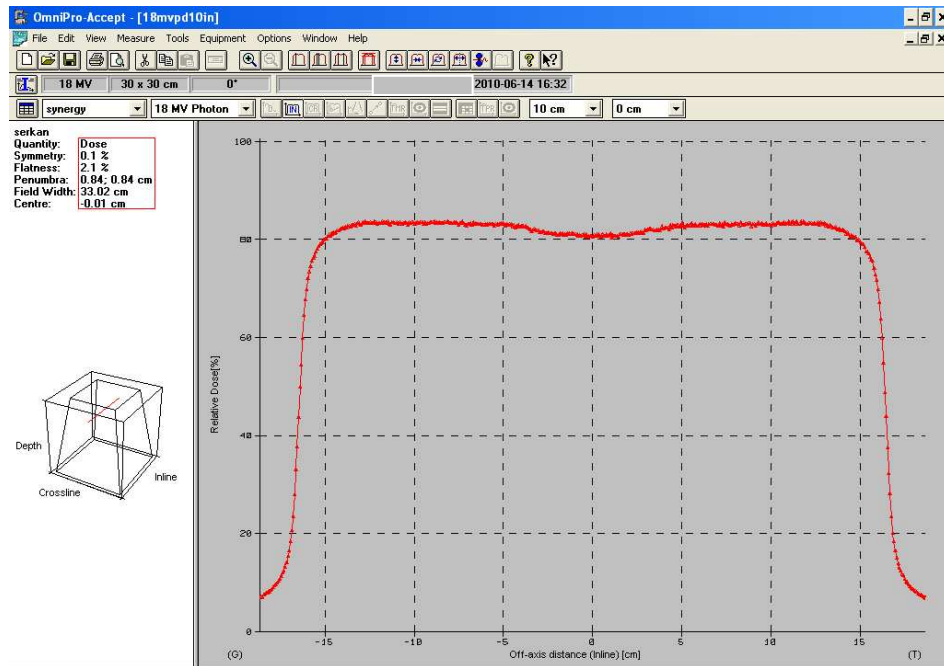
Şekil 4.2 6MV’de 10cm derinlikte 30x30 cm² alan boyutunda, GT yönünde ki doz profili



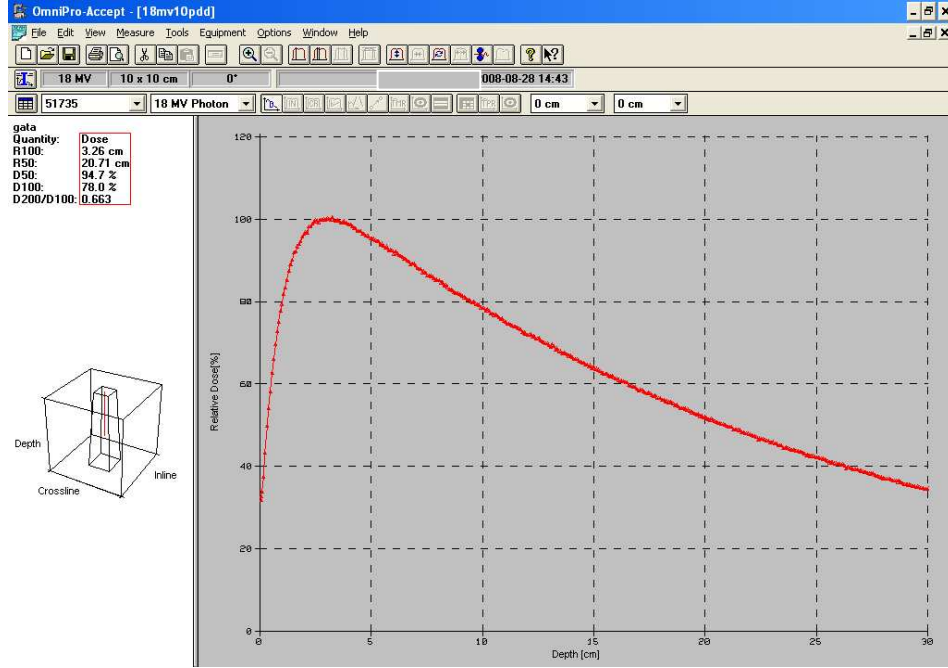
Şekil 4.3 6MV’de 10x10 cm² alan boyutundaki %DD



Şekil 4.4 18 MV’de 10cm derinlikte 30x30 cm² alan boyutunda, AB yönünde ki doz profili



Şekil 4.5 18 MV’de 10cm derinlikte 30x30 cm² alan boyutunda, GT yönünde ki doz profili



Şekil 4.6 18MV’de , 10x10 cm² alan boyutundaki %DD

Çizelge 4.1 6MV ve 18MV x-ışını enerjileri için düzgünlük, simetri, penumbra ve d_{maks} ölçümleri

	Düzgünlük (%)		Simetri (%)		Penumbra (cm)		d_{maks} (cm)
	AB	GT	AB	GT	AB	GT	
6MV	1.6	1.7	0.3	0.1	1.02;1.03	0.86;0.86	1.4
18MV	2.3	2.1	0.2	0.1	0.99;1	0.84;0.84	3.26

4.2 Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu

Ölçümler 6MV x-ışın enerjisinde, RW3 katı su fantomunda 10cm derinlikte, SSD=100cm’de, gantri=0°’de üç farklı iyon odası ile yapılmıştır. Her ışınlamada 100MU verilmiştir. Her iyon odası için 1x1 cm²’den 5.5x5.5 cm²’ye kadar 0.5cm artış ile ve 6x6 cm²’den 10x10 cm²’ye kadar 1 cm’lik artış ile ölçümler yapılmıştır. Her bir

ışınlamada 100MU verilmiştir. Ölçümler 916.5 mbar basınç ve 19.4°C sıcaklıkta yapılmıştır.

Doz hesaplamalarında IAEA TRS 398 numaralı protokol kullanılmıştır. TRS 398'e göre CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları için SSDL laboratuvarı tarafından verilen kalibrasyon faktörleri ve iyon odalarına ait k_{Q,Q_0} değerleri Çizelge 4.2'de verilmiştir.

4x4 cm²'den küçük alanlar için %DD değerleri Origin 7.0 yazılımı kullanılarak ekstrapolasyon yöntemi ile elde edilmiş olup veriler Çizelge 4.3'de verilmiştir.

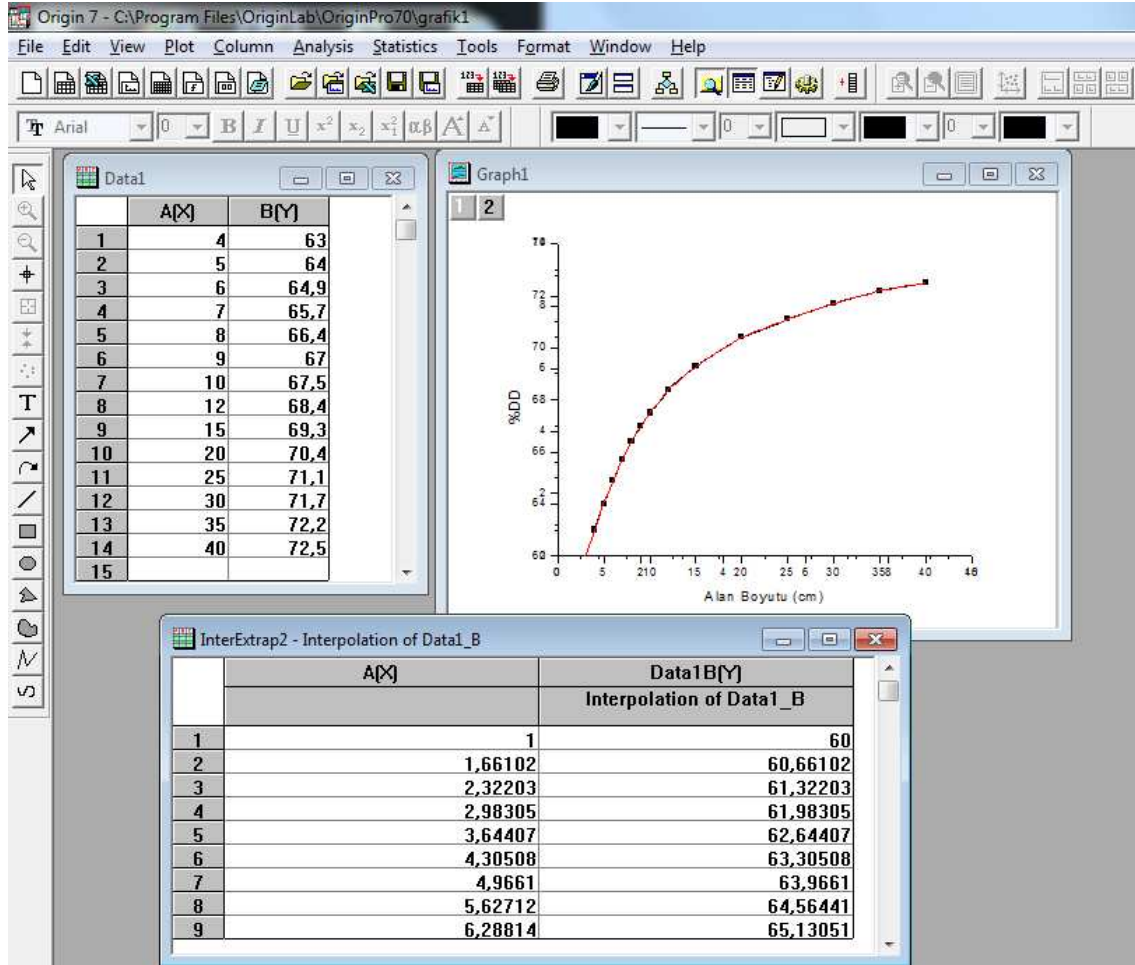
Üç ayrı iyon odası için Farmer tipi 2570/1B elektrometreden elde edilen okuma değerleri (nC), farklı alanlarda 6MV için %DD değerleri ve TRS 398'e göre d_{maks} 'da hesaplanan soğurulan doz değerleri Çizelge 4.4'de verilmiştir.

FC65-P, CC01 ve CC04 iyon odaları için d_{maks} 'da hesaplanan soğurulan doz değerlerinden Doz(cGy)/MU'ya karşı farklı alanlara göre grafiği Şekil 4.7'de verilmiştir.

Çizelge 4.2 TRS 398'e göre CC01, CC04 ve FC65-P için kalibrasyon faktörleri

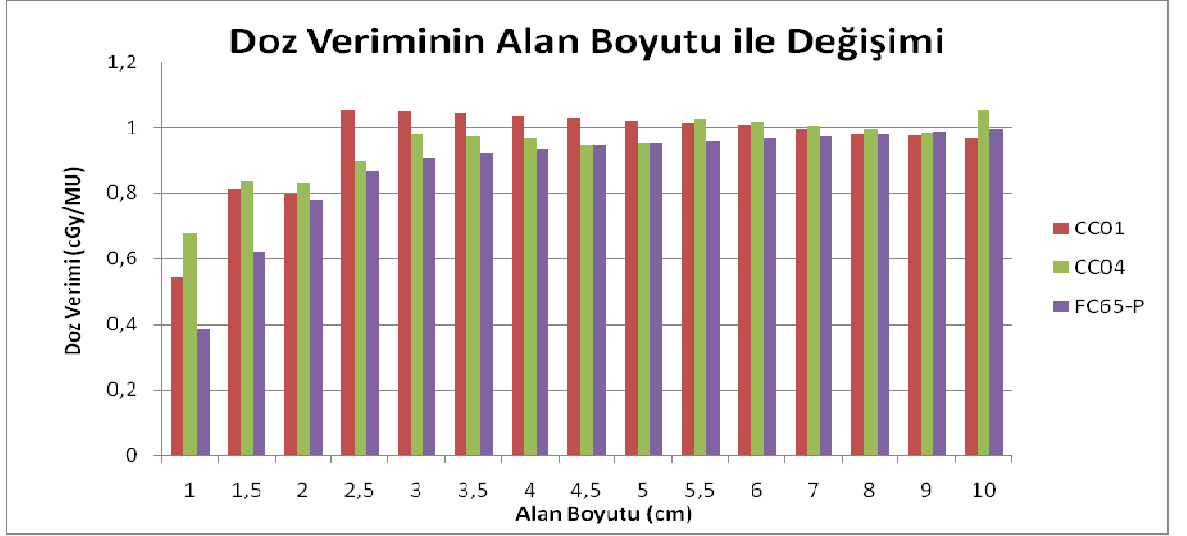
İyon Odası	N_{D,w,Q_0} (mGy/nC)	k_{Q,Q_0}
CC01	2971,744	0,9963
CC04	925,052	0,9952
FC65-P	47,873	0,9932

Çizelge 4.3 Origin 7.0 yazılımı kullanılarak elde edilen küçük alan boyutuna karşı %DD değerleri



Çizelge 4.4 6MV x-ışını enerjisinde CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS-398’e göre d_{maks} ’da hesaplanan doz değerleri

Alan (cm ²)	10cm’de %DD	Elektrometre Okuma (nC)			D ₁₀ ’da hesaplanan doz			d _{maks} ’da hesaplanan doz		
		CC01	CC04	FC65-P	CC01	CC04	FC65-P	CC01	CC04	FC65-P
1x1	60	0.1	0.4	4.4	32.66	40.63	23.08	54.4	67.7	38.5
1.5x1.5	60.5	0.15	0.5	7.2	48.99	50.78	37.77	80.9	83.9	62.4
2x2	61.3	0.15	0.5	9.1	48.99	50.78	47.74	79.9	82.8	77.8
2.5x2.5	62.1	0.2	0.55	10.26	65.33	55.86	53.82	105.2	89.9	86.7
3x3	62.3	0.2	0.6	10.75	65.33	60.94	56.39	104.8	97.8	90.5
3.5x3.5	62.6	0.2	0.6	11	65.33	60.94	57.70	104.3	97.3	92.2
4x4	63.0	0.2	0.6	11.25	65.33	60.94	59.02	103.6	96.7	93.7
4.5x4.5	63.5	0.2	0.6	11.45	65.33	60.94	60.06	102.8	94.6	94.6
5x5	64.0	0.2	0.6	11.6	65.33	60.94	60.85	102	95.2	95.1
5.5x5.5	64.4	0.2	0.65	11.75	65.33	66.02	61.64	101.4	102.5	95.70
6x6	64.9	0.2	0.65	11.95	65.33	66.02	62.69	100.6	101.7	96.6
7x7	65.7	0.2	0.65	12.20	65.33	66.02	64.00	99.4	100.5	97.4
8x8	66.4	0.2	0.65	12.45	65.33	66.02	65.31	98.4	99.4	98.3
9x9	67.0	0.2	0.65	12.65	65.33	66.02	66.36	97.5	98.5	99.0
10x10	67.5	0.2	0.7	12.80	65.33	71.09	67.15	96.8	105.3	99.5



Şekil 4.7 6MV x-ışını enerjisinde CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları ile farklı alanlarda doz verimlerinin karşılaştırılması

Son üretilen iyon odalarının kalibrasyon faktörleri bulunurken bazen sıkıntı yaşanabiliyor. Bu yüzden hesaplamalarda kolaylık olması açısından 2 farklı yöntem tavsiye edilebilir. Bunlardan birincisi “CCP” diğeri ise k_Q değeri bilinen eş değer bir iyon odası kullanmaktır. Bu yöntemler kullanılarak d_{maks} ’da hesaplanan soğurulan doz değerleri için birer örnek verilmiştir.

CCP yönteminde; referans iyon odası olarak kullandığımız FC65-P iyon odası için doz hesabı yapıldı. d_{maks} için hem Farmer hem de CC01 ve C04 ile bulmamız gereken doz 100cGy olması gerektiğinden, referans iyon odası için 10cm’de hesaplanan doz CC01 veya CC04 için bulmamız gereken doza eşit olmalıdır. Bu yüzden 10cm’de Farmer için hesaplanan doz 67cGy, TRS-398’e göre; CC01 veya CC04 için elektrometreden okunan değer, $N_{D,w}$ ve k_Q değerleri ile ilişkilendirilir.

Örnekmeyi CC01 için yaparsak; $d=10cm$ ’de FC65-P ile okuduğumuz doz 67.15cGy değerini kullanarak CC01 için k_Q değeri hesaplanır.

$$D_w = M_U \times N_{D,w} \times k_Q$$

$$67.15 \text{ cGy} = 0.22066 \times 297.17436 \times k_Q$$

$$k_Q = 1.02403 \quad \text{CC01 için bulduğumuz } k_Q \text{ değeridir.}$$

$$D_{10} = 0.2 \times 1.10330 \times 297.1744 \times 1.02403$$

$$D_{10} = 67.15 \text{ cGy}$$

Bulunan k_Q değeri ile 10cm’de soğurulan doz değeri hesaplanır. Bu değer 10x10 cm²’lik alan için CC01 ile ölçülen 65.33cGy değerinden yaklaşık %3 eksiktir.

k_Q değeri bilinen eşdeğer bir iyon odası kullanarak; CC01 veya CC04 için d=10cm’deki soğurulan doz hesaplanabilir. CC01 için örneklersek;

6MV x-ışını enerjisi için $\text{TPR}_{10}^{20} = 0.677$ değeri için TRS-398 protokolünde s.72’deki tablo.14 değerlendirilir. Bu iyon odaları 0.01cm³ ve 0.04cm³’lük küçük hacmi ile PTW 23323 mikro hacimli iyon odasına benzer olduğu düşünülerek PTW 23323 mikro iyon odasının k_Q değeri kullanılarak hesaplama yapılmıştır.

PTW 23323 mikro iyon odası için $k_Q = 0.99$ alınmıştır. Buna göre CC01 için d=10cm’de soğurulan doz 64.9cGy olarak hesaplanmıştır. CC01 iyon odası ile d=10cm’de ölçülen doz 65.33cGy olarak bulunmuştur.

4.3 Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri

İyon odası kullanılarak yapılan dozimetrik kontrolde, Şekil 4.8’de A.K’ya ait planlama, Şekil 4.9’da ise TPS’den fantoma aktarılan izodoz haritası, Şekil 4.10’da planlama yaparken kullanılan kritik organ ve hedef organ için verilen doz sınırlamaları ve bu doğrultuda oluşan IMRT QA doz hacim histogramının Prowess Panther ile elde edilen sonucu gösterilmiştir.

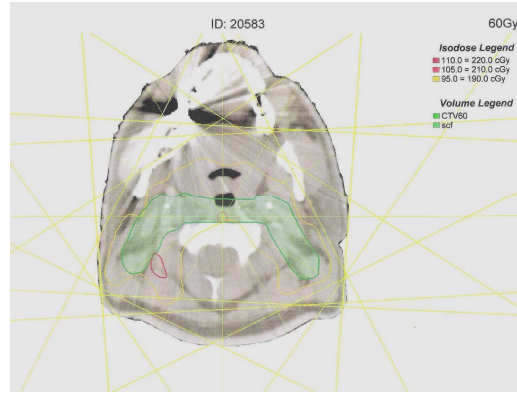
Step and shoot tekniği birden çok segmentten oluştuğu için tek demet doğrulama yöntemi zor olmaktadır. Toplam tedavi doğrulama tekniğinde hastaya uygulanan tedavinin birebir hali fantoma uygulanır. Bunun için 10 hasta seçilmiş olup hastaların tedavi planları TPS tarafından fantoma aktarıldıktan sonra yüksek doz, yüksek doz gradyent ve yüksek doz, düşük doz gradyent bölgesinde TPS'in hesapladığı ortalama doz değeri ile PinPoint iyon odası ile ölçülen doz değeri karşılaştırılmış olup, sonuçlar Çizelge 4.5'de verilmiştir.

2D Seven29 sistemi kullanılarak yapılan dozimetrik kontrolde ise, Şekil 4.11'de gösterilen tedavi planlama sisteminden array üzerinde yapılan hasta planı için doz haritaları oluşturuldu. Daha sonraki aşamada 2 D Seven29 sistemi lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanarak hasta özel Seven29 sistemi için ölçüm sonuçları elde edildi. Sistem üzerine 4,5 cm RW3 plaka yerleştirildi. SSD=95 cm olacak şekilde sistem hasta tedavi planında kullanılan MU değerlerinde planlamadaki tüm alanlar için ışınladı. Tedavi planlamasında hasta planı Seven29 sistemi üzerine aktarılırken planlama sistemi tüm gantri açılarını 0 derece olarak kabul ettiği için Seven29 sisteminin ışınlamaları gantri 0°'de yapıldı.

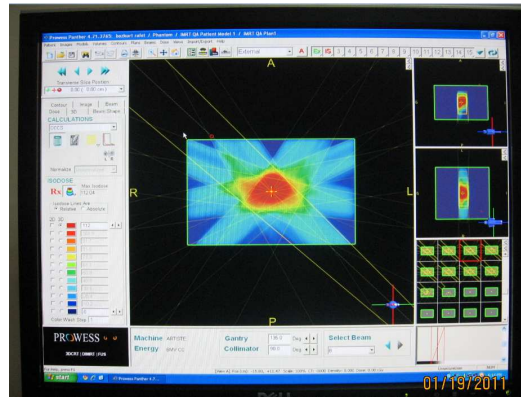
Ölçümler için 2D Seven29 için hazırlanan Verisoft programı kullanılarak, Seven29 için yapılan ölçüm sonucu elde edilen doz haritaları ile tedavi planlama sisteminin hesapladığı doz haritaları Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'de verilmiştir. Plan doğruluklarını karşılaştırabilmek için doz değeriendirilmesi yapıldı. Doz değeriendirmesi yapılırken gantri yönüne paralel (GT) ve dik yönde (AB) doz dağılım profilleri elde edilmiş olup Şekil 4.14 ve Şekil 4.15'de gösterilmiştir.

Ayrıca tedavi planlarındaki sıcak (dozun yüksek olduğu) ve soğuk (dozun düşük olduğu) noktalar saptanmış olup Şekil 4.16'da gösterilmiştir.

Tedavi planları gama analizi kullanılarak karşılaştırılmış olup, sonuçlar Çizelge 4.6'da verilmiştir.



Şekil 4.8 A.K'nın nazofarenks tedavi planı



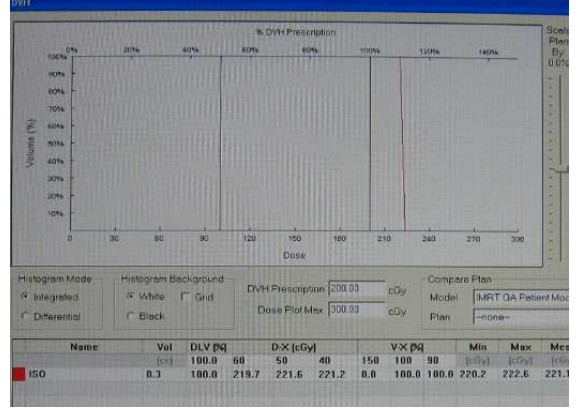
Şekil 4.9 A.K'nın tedavisinin TPS tarafından fantoma aktarıldığında gözlenen izodoz haritası

Dose Volume Histogram

Patient Name: *H.Klnalaf^Akram^^^*
 Patient ID: 20583
 Institution: Physician

Volume Name	
Volume Total (cc)	0.3
DLV at 100.0 cGy	0.0 cc 0.0 %
D100	47.5 cGy 23.7 %
D90	45.7 cGy 23.4 %
D80	50.4 cGy 25.2 %
V150	0.0 cc 0.0 %
V100	0.0 cc 0.0 %
V90	0.0 cc 0.0 %
Min Dose	47.3 cGy 23.7 %
Max Dose	62.7 cGy 31.4 %
Mean Dose	54.3 cGy 27.2 %
EUD (cGy)	-

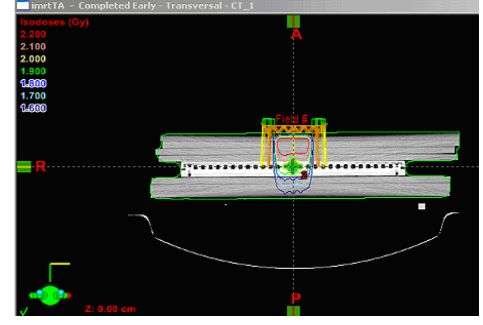
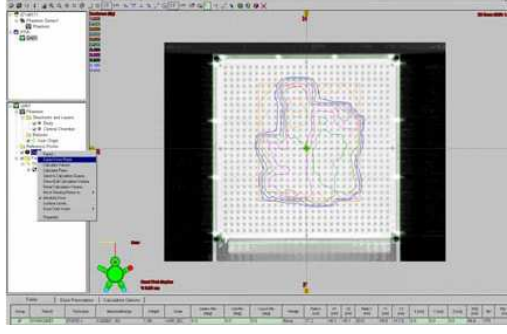
Karşılaştırmada
kullanılacak
değer



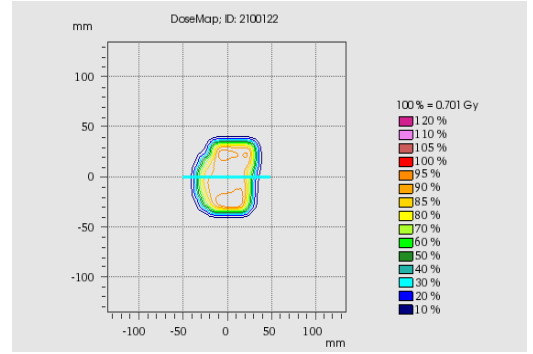
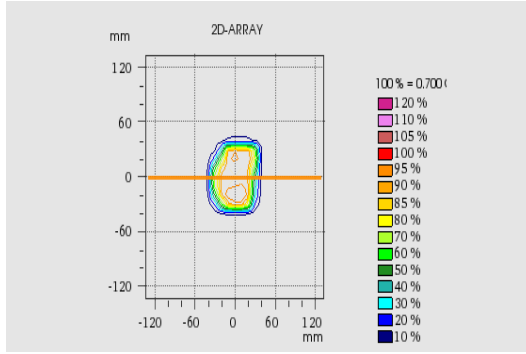
Şekil 4.10 A.K'nın IMRT QA doz hacim histogramındaki doz dağılımları

Çizelge 4.5 TPS’de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri

Hasta Adı	TPS’de hesaplanan doz (cGy)		İyon odası ile ölçülen doz (cGy)		Farklılıklar (%)	
	Y.D, D.D.G. Bölgesi (İzomerkez)	Y.D, Y.D.G. Bölgesi	Y.D, D.D.G. Bölgesi	Y.D, Y.D.G. Bölgesi	Y.D, D.D.G. Bölgesi	Y.D, Y.D.G. Bölgesi
A. Klnalaf	54.3 (%27.2)	162.2 (%81.1)	52.6	150.83	3.2	7
R.Bozkurt	221.1 (110.6)	60.6 (%30.3)	218.7	49.82	1.1	8.4
C.Erkol	219.3 (%109.7)	55.4 (%27.7)	209.6	49.82	3.1	8.4
A.Akoz	134.0 (%67)	45.3 (%22.6)	42.5	132.3	1.2	6.5
M.E.Ercan	100 (%50)	214.1 (%107.1)	103	210.93	3	1.5
S.Göçen	129.7 (%86.5)	40.9 (%27.3)	128	39.08	1.3	4
B.Gökcan	52.3 (%29.1)	136.1 (%75.6)	53	130.48	1	4
H.Mahmutoğlu	97.6 (%48.8)	152.1 (%76)	96.4	145.57	1.2	4
H.Akdeniz	91.1 (%45.5)	162.4 (%81.2)	89.1	155.4	1.9	4
M.E.Ercan	247.1 (%123.6)	81.6 (%40.8)	250.68	81.58	1.4	0

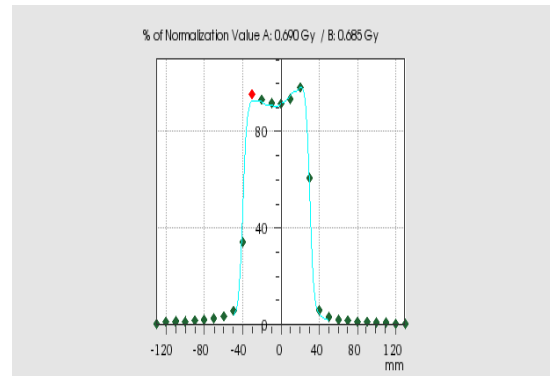
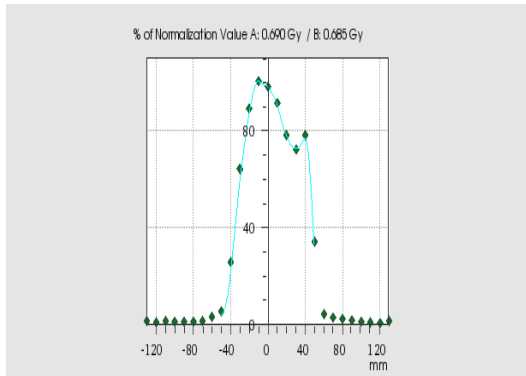


Şekil 4.11 Hastaya özel hazırlanan TPS’de oluşturulan plan



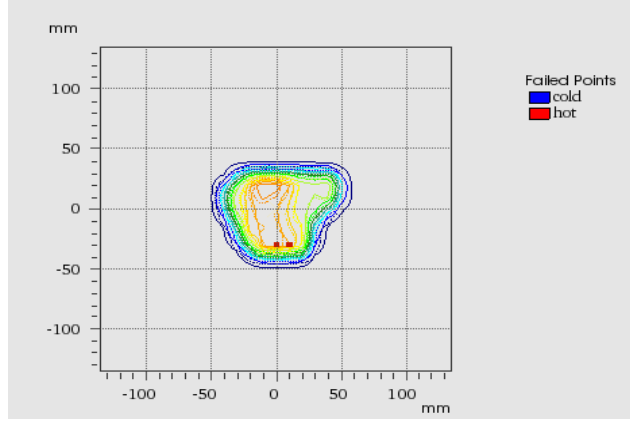
Şekil 4.12 2D Seven29 ile ölçülen doz haritası

Şekil 4.13 TPS’in hesapladığı doz haritası



Şekil 4.14 AB yönündeki doz profili

Şekil 4.15 GT yönündeki doz profili



Şekil 4.16 Array ölçümünden elde edilen sıcak ve soğuk noktaların gösterimi. Planlamalar karşılaştırıldığında sıcak noktalar kırmızı ile gösteriliyor.

Çizelge 4.6 Gama değerlendirme sonuçları

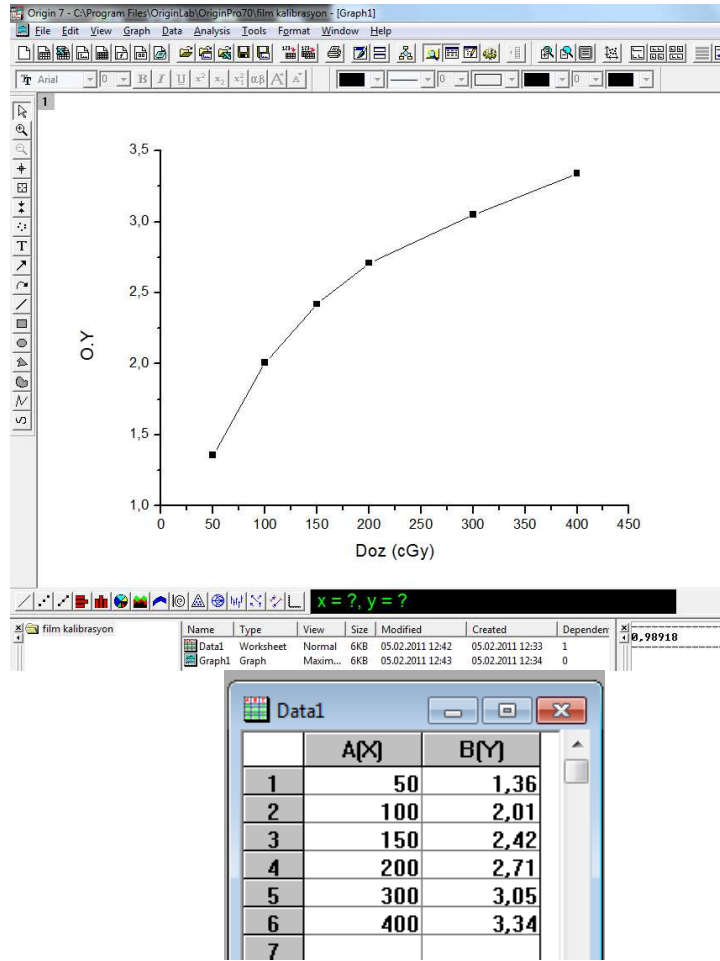
Gamma (%)	Alan 1	Alan 2	Alan 3	Alan 4	Alan 5
Hasta 1	98	90	92	90	98
Hasta 2	97	100	95	98	98
Hasta 3	95	94	90	97	98

4.4 Film Yanıtı ve İyon Odası Karşılaştırması

Kodak X-OMAT V film kullanılarak 9x8 cm²'lik açık alanda 50, 100, 150, 200, 300 ve 400cGy'lik doz ile ışınlanmış olup film görüntüsü Şekil 4.17'de, verilen doza karşı filmdeki optik yoğunluklar ölçülmüş olup sonuçlar Kodak X-OMAT V film Doz-O.Y doz yanıt eğrisi Şekil 4.18'de verilmiştir.

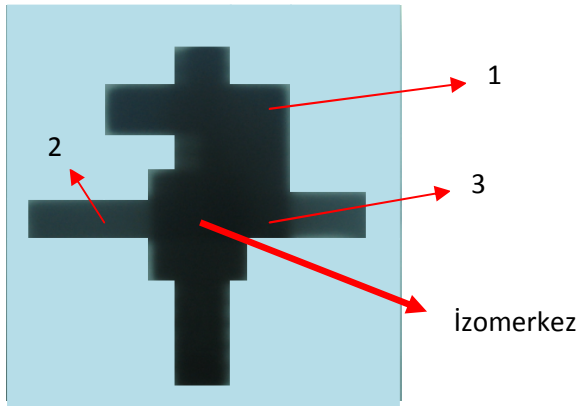


Şekil 4.17 9x8cm² açık alan için kalibrasyon filmi

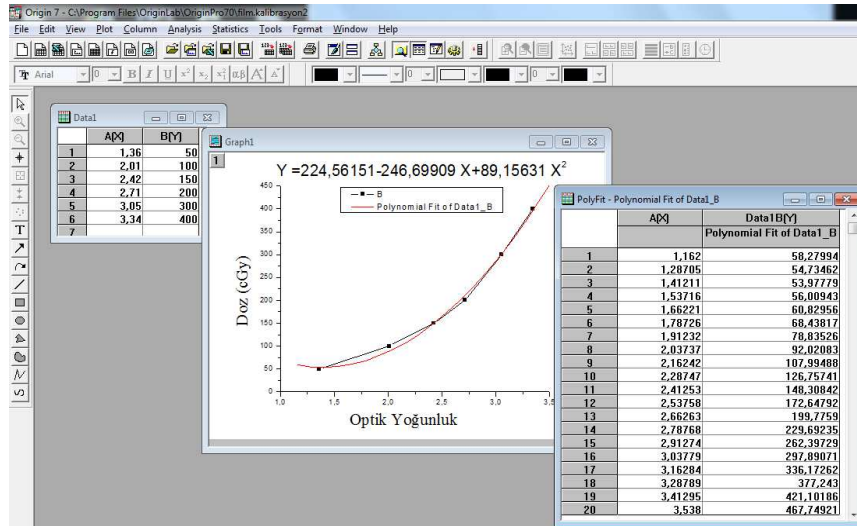


Şekil 4.18 Kodak X-OMAT V film doz yanıt eğrisi

Daha sonra 3 farklı düzensiz alandan 1. alan 50MU, 2. alan 100MU ve 3. alan 150MU ile ışınlanmıştır. Işınlanan düzensiz alanların banyo edildikten sonraki görüntüsü Şekil 4.19’da verilmiştir. Kodak X-OMAT V filminin kalibrasyon eğrisi O.Y-Doz değerlerine göre yeniden düzenlenmiştir. Kalibrasyon eğrisi üstel bir fonksiyona fit edilmiştir (Şekil 4.20). Bu alanlar üzerinde izomerkez ve 3 farklı noktadaki optik yoğunluklar ölçülmüş ve bu yoğunluklara karşı gelen dozlar ise, fit edilen fonksiyonun denkleminde hesaplanıp sonuçlar Çizelge 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.19 Farklı dozlar ile ışınlanan düzensiz alanın film üzerindeki görüntüsü ve ölçüm noktaları



Şekil 4.20 Kalibrasyon eğrisinin O.Y-Doz düzenlemesi ve fit fonksiyonu ile bu fonksiyonu oluşturan veri noktaları

Çizelge 4.7 Düzensiz alanda okunan optik yoğunluklara karşı hesaplanan doz değerleri

	BÖLGE			
	İzomerkez	1	2	3
Optik Yoğunluk	2.47	2.38	1.47	2.68
Doz (cGy)	159.1	142.4	54.6	203.8

9x8 cm²'lik açık alanda 50, 100, 150, 200, 300 ve 400cGy'lik doza karşı iyon odaları ile izomerkezde, düzensiz alanlarda ise hem izomerkezde hem de merkezin dışında 3 noktada ölçüm yapılmıştır. Ölçüm sonuçları Çizelge 4.8'de verilmiştir. Ölçüm yapıldığında ortam sıcaklığı 19.5°C ve basınç 923.5mbar'dır.

Çizelge 4.8 9x8 cm²'lik açık alan için 3 farklı iyon odası ile d_{maks}'ta alınan ölçümler ve hesaplanan soğurulan doz değerleri

Işınlama Süresi (MU)	Elektrometre Okuması (nC)			d_{maks}'ta hesaplanan doz (cGy)		
	FC65-P	CC01	CC04	FC65-P	CC01	CC04
50	9.5	0.15	0.45	49.5	48.6	45.4
100	19	0.25	0.95	98.9	81.1	95.8
150	28.5	0.40	1.45	148.4	129.7	146.2
200	38	0.55	1.90	197.9	178.4	191.6
300	57.10	0.85	2.85	297.4	275.6	287.4
400	76.15	1.10	3.85	396.6	356.7	388.2

Çizelge 4.9, Çizelge 4.10 ve Çizelge 4.11'de 16x16cm²'lik alan boyutunun izomerkezine yerleştirilen 3 farklı düzensiz alan için izomerkezde ve farklı 3 bölgede, 3 iyon odası ile alınan ölçüm sonuçları ve d_{maks}'ta hesaplanan soğurulan doz değerleri

verilmiştir. 1.Bölge longitudinal +5.2cm ve lateral sol 2.5cm, 2.Bölge lateral sağ 5.2cm ve 3.Bölge lateral sol 2.5cm koordinatlarında seçilmiştir.

Çizelge 4.12’de ise film ışınlaması sonucu elde edilen düzensiz alandaki doz değerleri ile, iyon odaları ölçüm sonuçları verilmiştir. İyon odaları ile alınan ölçümlerde üst üste ışınlanan alanlardaki dozlar toplanarak verilmiştir.

Çizelge 4.9 1 nolu düzensiz alan için alınan ölçüm sonuçları

İyon Odası Konumu	Elektrometreden okunan değer (nC)			d _{maks} ’ta hesaplanan soğurulan doz (cGy)		
	FC65-P	CC01	CC04	FC65-P	CC01	CC04
İzomerkez	7.40	0.15	0.45	38.5	48.6	45.4
1.Bölge	0.40	0	0	2.1	0	0
2.Bölge	7.30	0.15	0.45	36.0	48.6	45.4
3.Bölge	7.30	0.15	0.45	38.0	48.6	45.4

Çizelge 4.10 2 nolu düzensiz alan için alınan ölçüm sonuçları

İyon Odası Konumu	Elektrometreden okunan değer (nC)			d _{maks} ’ta hesaplanan soğurulan doz (cGy)		
	FC65-P	CC01	CC04	FC65-P	CC01	CC04
İzomerkez	18.20	0.30	0.90	94.8	97.3	90.7
1.Bölge	0.40	0	0.05	2.1	0	5.0
2.Bölge	0.30	0	0	1.6	0	0
3.Bölge	1.40	0.05	0.05	7.3	16.2	5.0

Çizelge 4.11 3 nolu düzensiz alan için alınan ölçüm sonuçları

İyon Odası Konumu	Elektrometreden okunan değer (nC)			d_{maks} 'ta hesaplanan soğurulan doz (cGy)		
	FC65-P	CC01	CC04	FC65-P	CC01	CC04
İzomerkez	3.95	0	0.1	20.6	0	10.1
1.Bölge	25.35	0.45	1.4	132.0	145.9	141.2
2.Bölge	0.35	0	0	1.8	0	0
3.Bölge	23.60	0.42	1.3	122.9	136.2	141.2

Çizelge 4.12 Film ve iyon odası ölçümlerinin sonuçları

İyon Odası Konumu	Bölgeye verilen MU	Film Değerlendirmesi (cGy)	İyon Odası Ölçüm Sonuçları (cGy)		
			FC65-P	CC01	CC04
İzomerkez	150	159.1	153.9	145.9	146.2
1	150	142.4	136.2	145.9	146.2
2	50	54.6	41.4	48.64	45.4
3	200	203.8	168.2	201.0	191.6

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1 Alan Düzgünlüğü ve Simetrisi

Tedavide alan başına uygulanan MU süresi azaldıkça, küçük MU değerleri için dozimetrik özellikler teker teker kontrol edilmelidir. Alan düzgünlüğü ve simetrisi kontrol edilmesi gereken dozimetrik parametrelerdir.

6MV ve 18MV x-ışını enerjileri için su fantomunda alınan ölçümler; AAPM Task Group 45'in raporuna göre değerlendirildiğinde, AB ve GT yönünde düzgünlük $\pm\%3$, simetri ise $\pm\%2$ tolerans seviyesinin altında bulunmuştur.

5.2 Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu

Küçük alan dozimetrisinde doz verimi ölçmek için yüksek ayırma gücü olan dedektörler kullanılmalıdır. ESTRO Booklet:9'da yapılan çalışmalarda büyük hacimli Farmer iyon odalarının bu ölçüm için yeterli olmadığı ve alan boyutu küçüldükçe eksik doz ölçtüğü görülmüştür. Rice'nin 1987'de yaptığı çalışmaya göre, 3cm'den daha küçük alanlarda problem iki şekilde açıklanmıştır. Birincisi; merkezi eksende ölçüm yapılırken, lateral elektronik dengenin kurulamamasıdır. Küçük alanlarda dedektör boyutu sınırlı olduğundan, doz merkezden dedektör kenarına doğru hızlı bir şekilde değişecektir. Bu etkiyi azaltmak için küçük hacimli iyon odası kullanılmalıdır. Diğer bir neden ise büyük doz değişimlerinde yüksek uzaysal ayırma gücüne sahip dedektörler kullanılmalıdır.

Bu uygulamada yapılan ölçüm sonuçlarına göre, FC65-P ile alınan ölçüm sonuçlarının $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ve daha küçük alanlarda diğer iki iyon odasına göre farklılığı artmaktadır. Bu nedenle tedavi planında $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'den daha küçük alanlardan oluşacak segmentler var ise, bu iyon odası için soğurulan doz ölçümlerinde büyük bir hataya neden olacak ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'den daha küçük alanlarda FC65-P iyon odası kullanmak doğru olmayacaktır.

FC65-P iyon odasını $7 \times 7 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda kullanmak tavsiye edilebilir. $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'den daha küçük alanlardan oluşacak segmentler için CC04, $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$ ' den daha küçük alanlardan oluşacak segmentler için CC01 eksik doz ölçer. Bu nedenle en küçük segment $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$ alanından büyükse CC01 bu ölçümelerde kullanılabilir.

CC01 ve CC04 iyon odaları için yapılan ölçüm sonuçlarını karşılaştıracak olursak; doz yanıtının benzer olduğu fakat CC04'ün CC01'e göre biraz daha eksik doz ölçtüğü görülmüştür. CC01'in küçük hacimli olmasından dolayı uzaysal ayırma gücü daha yüksektir. Ve doz yanıt grafiği incelendiğinde CC01 ölçümlerinin daha kararlı olduğu görülmüştür. Tüm bu sonuçlar dikkate alındığında küçük alan dozimetrisinde FC65-P, CC01 ve CC04 iyon odaları içerisinde CC01 kullanılmalıdır.

5.3 Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri

Hastaya özgü tedavi öncesi doğrulama işlemleri her hasta için yapılması gerektiğinden hasta QA işlemleri basit uygulanabilir olmalı ve kısa sürmelidir. Uygulanan yöntem, hataları dedekte edebilmeli ve varsa problemleri ortaya koyabilmelidir.

Hasta IMRT QA işleminde fantomda hedef organ için yüksek doz, düşük doz gradyent bölgesinde TPS'de hesaplanan doz ve iyon odası kullanılarak ölçülen doz arasında %3'den az bir fark bulunmuştur. Yüksek doz, yüksek doz gradyent bölgesinde ise TPS'de hesaplanan doz ile ölçülen doz arasında maksimum %8.4'lük bir fark bulunmuştur.

Bulunan farklar, ESTRO Booklet:9 ve AAPM Task Group 119'da belirtilen yüksek doz, düşük doz gradyent bölgesi için $\pm\%3$, yüksek doz, yüksek doz gradyent bölgesi için $\pm\%10$ tolerans limitinin altındadır.

2D Seven29 sistemi ile yapılan ölçüm değerdendirmelerinde $\%3 / 3\text{mm}$ kriteri kullanılmıştır. Gama indeks ≤ 1 ise plan kabul edilir. Bu çalışmada yapılan dozimetrik

kontroller sonucu değerlendirilen noktaların %90-%100 uyumlu olduğu görülmüştür. Gama indeks ≤ 1 olup hasta planları kabul edilmiştir.

5.4 Film Yanıtı ve İyon Odaları İle Karşılaştırılması

Dozimetrik kontrollerde, verilen doza karşılık film yanıtı ile iyon odası ölçüm sonuçları karşılaştırması  izelge 4.12’de verilmiştir.

ESTRO Booklet:9 ve AAPM Task Group 119’da film ile yapılan dozimetrik kontroller için tolerans seviyesi $\pm\%4$, iyon odaları ile yapılan dozimetrik kontroller için tolerans sınırları yüksek doz, düşük doz gradyent bölgesi için $\pm\%3$, yüksek doz, yüksek doz gradyent bölgesi için $\pm\%10$ olarak belirtilmiştir.

Film sonuçları $\pm\%5$, iyon odaları ölçüm sonuçları ise $\pm\%2$ -%4 arasında bulunmuş olup tolerans seviyeleri içindedir.

Bu çalışmada da radyografik filmin hasta QA işlemlerinde kullanılabileceği gösterilmiş olup, kullanılacak iyon odası seçiminde büyük hacimli olan FC65-P’nin eksik doz ölçtüğü, ve IMRT alanları için kullanımının uygun olmadığı g r lm ştir. K  k hacimli iyon odalarından CC01’in ölçüm sonuçlarının $\pm\%2.8$ ’lik dilim içinde kalması, CC04’e göre çok daha kararlı sonuçlar verdiğinin de diğer bir göstergesidir.

Tüm bu çalışmanın ışığı altında klinikte IMRT QA yapabilmek için süre, maliyet, fonksiyonellik ve doğruluk göz önünde bulundurulduğunda, hasta tedavi planı verifikasyonu için k  k hacimli iyon odası (CC01 ya da PinPoint gibi), 2D sistemlerden biri ve RW3 katı su plakalarından oluşan IMRT vücut fantomu, cihaz kalite kontrolü için radyografik film, k  k hacimli iyon odası ve RW3 katı su fantomunun yeterli olduğu g r lm ştir.

EKLER

1. GAMA ANALİZİ

DTA, ölçülen doz matrisindeki nokta ile hesaplanan doz dağılım matrisinde aynı doz değerine sahip en yakın nokta arasındaki uzaklık olarak tanımlanır.

Dose farklılığı (DD) , iki görüntü arasında pikseller arasındaki fark olarak tanımlanır. Gama fonksiyonu ise, doz dağılımları arasında bir uyum sağlamak için DTA ve DD parametrelerini birleştiren bir fonksiyondur (Andenna vd. 2006).

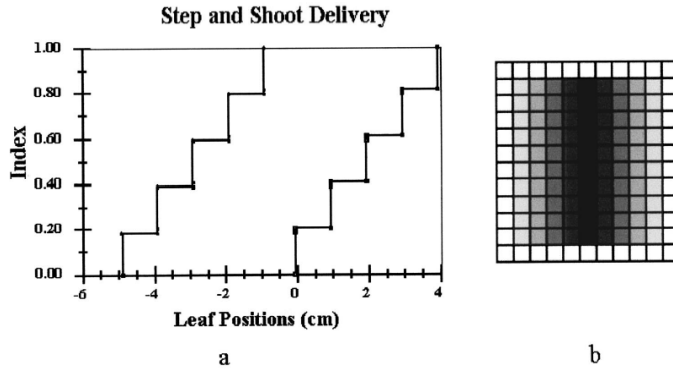
2. CHERENKOV RADYASYONU

Cherenkov radyasyonu, elektron gibi yüklü bir parçacık bir yalıtıkandan ışık hızından daha büyük bir sabit hızda geçtiğinde ortamda yayılan elektromagnetik radyasyona denir. Yüklü parçacık ortamdaki molekülleri polarize eder ve daha sonra taban seviyelerine hızlıca geri dönerlerken bu süreçte radyasyon yayarlar. Nükleer reaktörlerin mavi parlaklığının sebebi Cherenkov radyasyonudur. 1958’de bu olayı titizlikle karakterize eden ve Nobel Ödülünü kazanan Rus bilim adamı Pavel Alekseyevich Cherenkov adı ile bilinir (Cherenkov 1967).

3. STEP AND SHOOT TEKNİĞİ

IMRT tedavisi 10MU’dan az monitor unitlerin sınırlı sayıda olduğu birkaç segmenti içeren step and shoot tekniği üzerine kurulmuştur. Hızlandırıcı penumbrası için, gerekli toleranslar içinde mümkün olduğu kadar başlangıçtan bu gibi bölümleri kullanmak kısa süre sonra esastır. Başlangıç esnasında, hızlandırıcının tasarımına bağlı olarak, enerji amaçlanandan biraz daha az farklı olabilir. Tüm demetlerin doz/MU, PDD ya da demet profili gibi özelliklerinde bu çeşit etki vardır. Kalite kontrol (ilk kabul) sırasında bu gibi

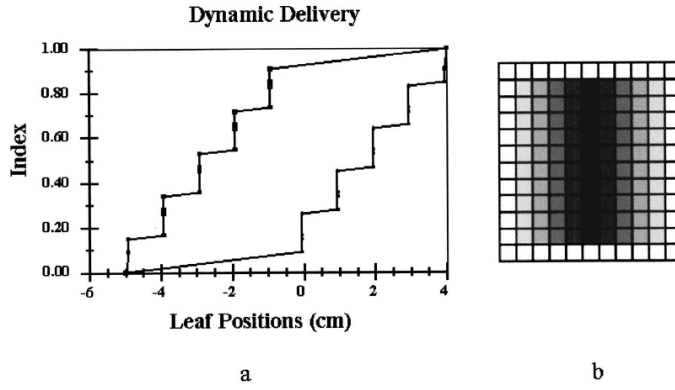
başlangıç özelliklerinin belirlenmesi ve QA programı ile kontrol edilmesi önemlidir (Palta vd. 2003).



Şekil EK.1 a) “Step and Shoot” MLC dağıtımı için doz indeksinin fonksiyonu olarak yaprakların konumu,(SMLC-IMRT) **b)** Yoğunluk haritası. (Xia vd. 2001)

4. SLIDING WINDOW TEKNİĞİ

IMRT’de “sliding window” tekniğini uygulayan linakların kalite kontrol programı genellikle LaSasso tarafından geliştirilen testler üzerine kurulmuştur. Bu testlerin uygulamasının bir özeti ya da bazı modifikasyonlarla, “sliding window” tekniği kullanan 5 enstitüde, Van Esch ve arkadaşları tarafından verilmiştir. “Sliding window” tekniği için yaprak pozisyonlarının ölçülmesi, 5mm kapsamlı bir boşluk ile $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ’lik uniform bir alan yaratılarak yapılabilir. Demet eksenine üzerine yerleştirilen iyon odası sinyalin ölçülmesiyle 0.1mm’lik pozisyonadaki farklılık, bu yolla dedekte edilebilir.



Şekil EK.2 a)Dinamik MLC dağıtımı için doz indeksinin fonksiyonu olarak karşılıklı yaprakların konumu (DMLC-IMRT), Sıfır olmayan eğim ışınlama sırasındaki yaprak hareketini gösterir.b) Yoğunluk haritasıdır. (Xia vd. 2001)

Bu ölçümler hızlandırıcının rutin output ölçümlerinin yapıldığı sırada uygulanan aynı fantom-iyon odası kombinasyonu ile yapılabilir fakat yerçekiminin yaprak pozisyonlandırma üzerindeki etkisini değerlendirmek için farklı gantry açılarında yapılmalıdır.

Birkaç grup sliding window doz dağılımı sırasındaki yaprak pozisyonlanma doğruluğunu EPID'ler kullanarak rapor etmişlerdir. Her kamera frame'indeki yaprak pozisyonlarını türetmek ve bunları yaprak pozisyonlarını tarif eden bir tablo ile karşılaştırmak için bir yöntem Royal Marsden grup tarafından EPID tabanlı bir video kamera kullanılarak sunulmuştur.

Sistemin uzaysal ve dozimetrik ayırma gücü izodoz eğrilerinde $\pm 3\text{mm}$ ile yerdeğiştirmeye ya da $\pm 3\%$ doz farkı limitlerinde doğrulamaya izin verir. Bu sistem IMRT göğüs tedavilerinde tedavi öncesi doğruluk için kullanılmıştır.

“Sliding window” modu için; yaprak sisteminin maksimum tahmin edilen hızı üretip üretemeyeceğini kontrol etmek gereklidir ki yaprak hareketlerini hesaplamak için yaprak hareketi hesaplayıcısı bunu temel parametre olarak alır. Chui'nin rapor ettiği hız testinde, tüm yaprak çiftleri bir sabit hız ile hareket eder fakat farklı hızda, iyi

tanımlanmış yoğunluk seviyelerinde basamaklı bir doz dağılımı oluşturur. Doz dağılımında demet kesme etkisi aynı test kullanılarak değerlendirilebilir. Dağılım esnasında periyodik demet durduğunda, doz dağılımının ölçülmesi ile IMRT alanlarının tümü için demet kesintisinin etkisi kontrol edilmelidir. Bu ölçümler kesintiye uğramamış veriler ile karşılaştırılmalı ve dozimetrik olarak bir fark ölçülmemelidir. (Palta vd. 2003)

5. DİK DOZ GRADYENT

Sağlıklı doku ve kısmen OAR'lar, ortam dozuna göre, büyük bölümü çok düşük doz alırken küçük bir bölümü ise çok yüksek doz alır. Kısmen OAR'lara bitişik doğrultu boyunca, bu doz dağılımına genellikle hedef hacmin etrafındaki dik doz gradyent adı verilir (Alber vd. 2008).

KAYNAKLAR

- Alber, M., Ezzell, G., Broggi, S., De Wagter, C., Eichwurzel, I., Engström, P., Fiorino, C. Georg, D., Hartmaann, G., Knöös, T., Leal, A., Marijnissen, H., Mijnheer, B., Paiusco, M., Sanchez-Doblado, F., Schmidt, R., Tomsej, M., Welleweerd, H. 2008. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO Booklet:9.
- Aljarrah,K., Pawlicki, T.,Tyagi, N.,Jiang, S. B. 2010. Evaluation of IMRT QA Point Measurement Rocesses Using a Commercial Heterogeneous Phantom. Journal of cancer Science & Therapy. 2(3), 063-069
- Almond, P. R., Biggs, P. J., Coursey, B. M., Hanson, W. F., Huq, M. S., Nath, R., Rogers, D. W. O. 1999. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. Med. Phys. 26(9), 1847-1870.
- Amerio, S. 2004. Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. Med. Phys, 31(2), 414-420.
- Andenna, C., Benassi, S.M., Caccia, M.B., Pedrini,M., Zicari, C. 2006. Comparision of dose distrubutions in IMRT planning using the gamma function, J.Exp Clin. Cancer Res, 25(2).
- Archambauld, L., Arsenau, J., Gringas, L., Beddar, A S., Roy, R., Beaulieu, L. 2005. Plastic scintillator dosimetry: optimal selection of scintillating fibers and scintillators, Med. Phys. 32(7), 2271-2278.
- Beddar, A. S., Mackie, T. R., Mattix, F. H. 1992. Water equivalent plastic scintillators detectors for high energy beam dosimetry: Part I physical characteristics and technical considerations. Phys. Med. Biol. 37(10), 1883–1900.
- Bhardwaj, A., Sharma, S.C., Patel, F.D. 2008. Use of I'mRT MatriXX for routine dynamic MLC QA and IMRT dose verification. Med.phys.32, 2761. <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-8338-68228-248.pdf>.
- Bor, D. 2008. Görüntüleme Teknikleri 1 Ders Notları. Ankara.
- Both, S. 2007. A study to establish reasonable action limits for patient spesific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy. J.Appl.Clin.Med.Phys. 8(2),1-8.
- Bucciolini, M., Bounamici, F. B., Casati ,M. 2004. Verification of IMRT fields by film dosimetry. Med. Phys. 31(1), 161-168.
- Burch, S. E., Clark, K. J. 1999. The use of radiographic film for linear accelerator stereotactic radiosurgical dosimetry. Med. Phys. 26(10), 2144-2150.

Ceyhan, C., Baş, H., Engin, K. 2009. “Siemens Oncor” tedavi cihazının küçük monitor unit değerlerinde ve küçük segment boyutlarında dozimetrik performansının değerlendirilmesi ve planlama sistemi ile uyumu. *Türk Onkoloji Dergisi*, cilt.24, sayı.2, s. 073-079.

Cherenkov, P. A. 1967. Visible emission of clean liquids by action of γ radiation. *Soviet Physicists. Usp. Fiz. Nauk* 93,385.

Chin, P.W., Lewis, D.G., Spezi, E. 2004. Correction for dose response variations in a scanning liquid ion chamber EPID as a function of linac gantry angle. *Phys. Med. Biol.*49 (8), 93-103.

Depuyt, T., Esch, V., Huyskens, A.D.P. 2002. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: Refinement and clinical assesment of the gama evaluaiton. *Radiother oncol.* 62(3), 309-312.

Dyk, J.V., Barnett, R.B., Cygler, J.E., Shragge, P. C. 1993. Commissisoning and quality assurance of treatment planning computers. *J. Radiat. Oncol. Biol. phys.* 26, 261-273.

Esch, A.V., Depuydt, T., Huyskens, D.P. 2004. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields, *Radiotherapy and Oncology*, 71, 223–234.

Essers, M., Hoogervorst, B.R., Van Herk, M., Lanson, H., Mijnheer, B.J. 1995. Dosimetric characteristics of a liquid-filled electronic portal imaging device. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics.*33(5),1265-1272.

Ezzell, G. A., Burmeister, J.W., Doğan, N., LoSasso, T.J., Mechalakos, J.G., Mihailidis, D., Molineu, A., Palta, J.R., Ramsey, C.R., Salter, B.J., Shi, J., Xia, P., Yue, N.J., Xiao, Y. 2009. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med. Phys.* 36(11), 5359-5373.

Ferreira, B.C., Lopes, M.C., Capela, M. 2009. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafkromik EBT films for radiation dosimetry. *Physi Med Biol.* 54(4),1073-1085.

Fontbonne, J. M., Frelin, A. M., Ban, G., Colin, J., Labalme, M., Batalla, A., Vela, A., Boher, Braud, M., Leroux, T. 2008. The DOSIMAP, a new 2D scintillating dosimeter for IMRT quality assurance: characterization of two Cerenkov discrimination methods. *Med. Phys.* 35(5), 1651–1662.

Frelin, A., Fontbonne, J., Ban, G., Colin, J., Labalme, M., Batalla, A., Isambert, A., Vela, A., Leroux, T. 2005. Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating dosimeters. *Med. Phys.* 32(9), 3000–3006.

Galvin, J.M., Ezzell, G., Eisbrauch, A., Yu, C., Butler, B., Xiao, Y. 2004. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic radiology and Oncology and the American Association of physicists in Medicine. *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys*, 58(5), 1616-1634.

Greer, P.B., Popescu, C.C. 2003. Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. *Med Phys.* 30(7), 1618–1627.

Howell, R.M., Smith, I.P.N., Jarrio, C.S. 2008. Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT. *Journal of applied clinical medical physics.*9(3). 16-25

Hunter, M.M., Li, H., Low, D. A. 2008. Linac mechanic QA using a cylindrical phantom. *Phys. Med. Biol.* 53, 5139–5149.

Iba dosimetry user's guide. 24.04.2008.

Iba. <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/quality-assurance/phantoms-for-qa>.

IBA Dosimetry Solutions. <http://www.iba-dosimetry.com/complete-/radiotherapy/imrt-igrt-rotational-qa/i-mrt-phantom>.

IBA Dosimetry, Blue Phantom with OmniPro Accept.

Icru Report 44. 1989. International Commission on Radiation Units and measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurements. Bethesda (MD)

İnal, A., Akkurt, İ. 2010. Dosimetric verification of calculation and measurements in radiotherapy using IMRT phantom. *Scientific Research and Essays* . 5(10). 1213-1215.

Jiang, S.B., Sharp, G.C., Neicu, T., Berbeco, R.I., Flampouri, S., Bortfeld, T. 2006. On dose distribution comparison. *Phys. Med. Biol.* 51,(4), 759.

Ju, S. G., Ahn, Y. C., Huh, S. J., Yeo, I. J. 2002. Film dosimetry for intensity modulation radiation therapy: Dosimetric evaluation. *Med. Physics.* 29(3), 351-355.

Kavlich, W.T., Laub, W.U., Nüsslin, F. 1999. A diamond detector in the dosimetry of high energy electron and photon beams. *Med. Biol.* 44(9), 2183-2192.

KHAN, F.M. The physics of radiation therapy. Third Edition. s.399

Kumar, R., Sharma, S.D., Deshpande, S., Ghadi, Y., Shaiju, V.S., Amols, H.I., Mayya, Y.S. 2010. Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) Plastic-based low cost tissue equivalent phantom for verification dosimetry in IMRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.*11(1). 24-32.

Laub, W.U. 2003. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics.*30(3), 341-348.

Letourneau, D., Gulam, M., Yan, D., Oldham, M., Wong, J.W. 2004. Evaluation of a 2D diode array for IMRT QA. *Radiother. Oncol.*70(2), 199- 206.

Li, G. J., Yan, G., Liu, C. 2009. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 10(2).

Louwe, R. J. W., Tielenburg, R., K. M., Van Ingen, B., Mijnheer, J., Van Herka, M.B. 2004. The stability of liquid-filled matrix ionization chamber electronic portal imaging devices for dosimetry purposes. *Med. Phys.* 31(4), 819-828.

Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S., Purdy, J.A. 1998. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 25(5), 656-661.

Lucas, E. 2008. IMRT QA comparison using MapCheck and portal dosimetry. <http://chapter.aapm.org/midwest/spring08/lucas.pdf>.

Luchka, K., McCurdy, B.M.C., Pistorius, S. 2001. Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys.* 28(6), 911-924.

Mapcheck user manual. 2006.

Martens, C., Wagter, De N. 2000. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in IMRT. *Phys Med. Biol.* 45(9), 2519-2530.

Ma, C.M., Jiang, S. B., Pawlicki, T., Chen, Y., Li, J. S., Deng, J., Boyer, A. L. 2003. A quality assurance phantom for IMRT dose verification. *Phys. Med. Biol.* 48(5), 561-572.

Ouentcheu, D. A. F. 2004. Film dosimetry physical aspects, working conditions and applications in modern radiotherapy. Germany.

Palta, J.R., Ezzell, G. A., Galvin, J.M., Low, D., Rosen, I., Sharpe, M.B. 2003. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys.* 30 (8), 2089-2115.

Patton C.V., Boher, P., Leroux, T., Fontbonne, J.M., Batalla, A., Vela, A. 2008. DOSIMAP: a high-resolution 2-d tissue equivalent dosimeter for linac QA and IMRT verification. *Radiation Protection Dosimetry.* 131(1), 100-109.

Petric, M. P., Robar, J. L., Clark, B. 2006. Development and characterization of a tissue equivalent scintillator based dosimetry system. *Med. Phys.* 33(1), 96-105.

Poppe, B. 2006. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med. Phys.* 33(4), 1005-1015.

PTW, http://www.ptw.de/la48_linear_chamber_array.html.

PTW, Universal IMRT Verification Phantom,
http://ptw.de/imrt_verification_phantom.html.

PTW, IMRT Body Phantom. http://www.ptw.de/imrt_body_phantom.html.

PTW, Inhomogeneity Phantom. http://www.ptw.de/inhomogeneity_phantom.html.

PTW, IMRT verification head phantom.
<http://www.ptw.de/index.php?id=2688&type=9&&L=>.

PTW, IMRT verification head/neck phantom.
<http://www.ptw.de/index.php?id=269&type=9&&L=>.

PTW, IMRT verification matrix phantom.
<http://www.ptw.de/index.php?id=270&type=9&&L=>.

Radford, D.A., Followill, D.S., Balter, P.A., Hanson, W.F. 2000. Design Of An Anthropomorphic Intensity Modulated Radiation Therapy Quality Assurance Phantom. [Engineering in Medicine and Biology Society](#). Volume 1,197-200.

Saini, D.S. IMRT QA with 2-dimensional Diode Array of Detectors,
www.sunnuclear.com/Papers/MapCHECKPaper.pdf.

Saminathan, S., Manickan, R., Chandraraj, V., Supe., S. S. 2010. Dosimetric study of 2D ion chamber array matrix for the modern radiotherapy treatment verification. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 11(2).

Shaw Inspection Systems manufacture a range of integrated LDA solutions, from stand alone detectors, to fully integrated cabinet based X-Rays systems.
www.shawinspectionssystems.com.

Stasi, M., Giordanengo, S., Cirio, R., Boriani, A., Bourhaleb, F., Cornelli, I., Donetti, M., Garelli, E., Gomola, I., Marchetto, F., Porzio, M., Sanz Freire, C. J., Sardo, A., Peroni, C. 2005. D-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Physics in Medicine and Biology*, 50(19), 4681-4694.

Tateoka, K., Ouchi, A. Nakata, K., Hareyama, M. 2008. Dose verifications by use of liquid ionization chamber of an electronic portal imaging device, *Radiol Phys Technol*, Volume:1, Number:2,171-177.

TÜLEK, G. 2010. Yoğunluk ayarlı radyoterapide çok yapraklı kolimatör ve hasta dozimetrisi kalite kontrolü. Ankara.

Varadhan, R., Miller, J., Garrity, B., Weber, M. 2006. In vivo prostate IMRT dosimetry with MOSFET detectors using brass buildup caps. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 7(4).

Wiezorek, T., Banz,N., Schwedas,M.,Salz,H.,George,D., Wendt, T.G. 2005. Dosimetric quality assurance for IMRT, *Strahlenther Onkol.*7(181), 468-474.

Xia, P., Verhey, L.J. 2001. Delivery systems of intensity-modulated radiotherapy using conventional multileaf collimators. *Med. Dosim.* 26(2), 169– 177.

Yeo, I. J., Wang , C. K. C., Burch, S. E. 1997. A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy. *Med. Phys.* 24(12), 1943-1953.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı :Gümeç Mehveş KÜÇÜK

Doğum Yeri :Samsun

Doğum Tarihi :01/01/1974

Medeni Hali :Evli

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu

Lise : Samsun Ondokuzmayıs Lisesi, 1987 - 1990

Lisans : Hacettepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Fizik Mühendisliği Bölümü, 1990 - 1996

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü,
Medikal Fizik Anabilim Dalı, 2008 - 2011

Çalıştığı Kurumlar

ÇORAPLAND perakende satış mağazası işletmeciliği 2000 - 2010

SAMSUN Ahşap Doğrama atölyesi işletmeciliği 2004 - 2005

İstanbul GÖKŞEN ÖZEL LİSESİ 1998 - 2000

İstanbul MİKRO YAZILIMEVİ 1996 - 1998

EĞİTİM, SEMİNERLER ve STAJ

2009 - 2011	Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim dalı'nda staj
2009 Ekim	AAPM – ISEP “Diagnostik Medikal Fizikte Güncel Konular” adlı uluslararası sempozyumu
2008 Eylül	Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde “Tanısal Radyolojide Instrumantasyon, Kalite Kontrolü ve Radyasyon Korunumu” kursu
1998 – 1997	İstanbul Üniversitesi, Pedagojik Formasyon Eğitimi
1996 – 1997	Yönetim Bilgi Sistemleri (Stok, Cari, Personel Takibi ve Üretim Planlaması) eğitimi
1995 Temmuz – 1995 Eylül	TAEK ÇNAEM'de Reaktör, Radyoizotop, Endüstriyel Uygulamalar, Sağlık Fiziği ve Fizik Bölümünde Staj

PROJELER

1995 - 1996	Prof. Dr. Turan ÖZBEY gözetmenliğinde “Gama ışınları ile ışınlanan Diş Minesi ve Dentinin İki Çizgili ESR Spektrumu İncelenerek g yarımlama Çarpanının Bulunması ve Elde Edilen Verilerle Bir Dozimetrenin Yapılabilirliği
1995 Temmuz – Eylül	“Endüstriyel Uygulama Teknikleri” hakkında detaylı bir çalışma.
1995 - 1996	“BRACHYTHERAPY, Dayandığı Fiziksel İlkeler ve Görüntü Oluşturulması” hakkında bir çalışma.