

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

**AMORF SİLİKON YAPIDAKİ ELEKTRONİK PORTAL
GÖRÜNTÜLEME CİHAZININ RUTİN KALİTE KONTROL
TESTLERDE, CİHAZ KABUL TESTLERİNDE VE YOĞUNLUK
AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİ ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR
TESTLERİNDE FİLM YERİNE KULLANILABİLİRLİLİĞİ**

Deniz ÇELİK

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA
2011**

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

**AMORF SİLİKON YAPIDAKİ ELEKTRONİK PORTAL
GÖRÜNTÜLEME CİHAZININ RUTİN KALİTE KONTROL
TESTLERDE, CİHAZ KABUL TESTLERİNDE VE YOĞUNLUK
AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİ ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR
TESTLERİNDE FİLM YERİNE KULLANILABİLİRLİLİĞİ**

Deniz ÇELİK

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ferah YILDIZ**

**ANKARA
2011**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyoterapi Fiziği Programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Fadıl AKYOL

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi



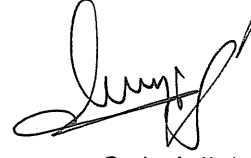
Danışman: Prof. Dr. Ferah YILDIZ

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi



Üye: Prof. Dr. Mustafa CENGİZ

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi



Üye : Doç. Dr. Gökhan ÖZYİĞİT

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi



Üye: Yrd. Doç Dr. Şeyda ÇOLAK

Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği



ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Hakan S. ORER

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Fadıl AKYOL'a,

Tezimi hazırlamam sırasında yapmış olduğu katkılardan ve verdiği destekten dolayı danışmanım Sayın Prof. Dr. Ferah YILDIZ'a,

Tez çalışmam esnasında verdikleri destekten dolayı Sayın Prof. Dr. Mustafa CENGİZ'e, Sayın Doç. Dr. Gökhan ÖZYİĞİT'e ve tüm Anabilim Dalı çalışanlarına,

Öğrenciliğim boyunca bana her zaman destek veren, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bana yol gösteren Sayın Hayati AYTAÇ'a ve Sayın Ali DOĞAN'a,

Tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarım Sayın Mehmet ÖZDEMİR'e, Sayın Alperen ERTAŞ'a ,Sayın Hüseyin KIVANÇ'a,

Tez çalışmam sırasında bilgilerini her zaman benimle paylaşan ve desteklerini her zaman hissettiğim Sayın Demet YILDIZ'a, Sayın Talip YOLCU'ya ve Sayın Fatih BİLTEKİN'e,

Başarılarımı her zaman destekleyen, her türlü desteği ile yanımda olan ve daha fazlası için her koşulda özveride bulunan sevgili Mefharet VEZİROĞLU'na,

Beni bugünlere getiren, hayatım boyunca yanımda olup desteklerini esirgemeyen çok sevgili aileme ve adlarını yazamadığım tüm sevdiklerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

ÇELİK, D. Amorf Silikon Yapıdaki Elektronik Portal Görüntüleme Cihazının (EPID) Rutin Kalite Kontrol Testlerde, Cihaz Kabul Testlerinde ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği Çok Yapraklı Kolimatör Testlerinde Film yerine Kullanılabilirliği. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2011. Radyoterapide amaç hedef hacme reçete edilen dozu homojen bir şekilde verirken, çevredeki kritik organ ve dokuları en iyi şekilde korumaktır. Cihaz kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri ve YART uygulamalarında ÇYK testleri gibi yapılan kalite kontrol çalışmaları bu amacı gerçekleştirmekte hayati önem taşımaktadır. Film, radyoterapide kalite kontrol ve planlama doğrulaması için kullanılan en yaygın yöntemdir. Bu tez çalışmasında EPID'in film yerine kullanılabilirliğini test ederek, film kullanımından kaynaklanan maliyet ve iş yükünü azaltmak hedeflenmiştir. Çalışmada Elekta Synergy 80 yapraklı kolimatöre sahip lineer hızlandırıcıda, EPID ve film kullanılarak gerçekleştirilen cihaz kabul testlerinin, rutin kalite kontrol testlerinin ve YART uygulamaları için kullanılan ÇYK testlerinin ölçüm sonuçları, Mephysto PTW Film Analyser programında analiz edilmiştir. İki ölçüm tekniğinden elde edilen veriler Mikrosoft Excel 2007 "Çözümleme Araç Takımı" ve SPSS 15.0 istatistiksel analiz programı kullanılarak değerlendirilmiştir. Cihaz kabul testleri olan mekanik eksen bulma, radyasyon merkezi bulma ve lif pozisyonu doğruluğu testlerinde EPID ve film arasındaki fark anlamlı ancak 2mm'nin altında bulunmuştur. Eşmerkezde lif kalınlığı kontrolünde bütün koordinatlarda EPID filme göre lif kalınlığını daha doğru ölçmüştür. Cihaz kabulü sonrası kalite kontrolü için yapılan ışıklı alan/ışınlanan alan testinde EPID ile alınan ölçümler birbirleri ile daha tutarlı ve doğru bulunmuştur. Benzer şekilde simetri ve düzgünlük testinde film ile alınan ölçüm değerleri çok fazla sapma gösterirken, EPID ile alınan ölçümler kendi içerisinde tutarlı bulunmuştur. Komşu lifler arasındaki geçirgenliği tespit için yapılan Tongue ve Groove testinde EPID ve film birbiri ile uyumludur. Lif hareketlerinin doğruluğunu tespit için yapılan Picket Fence testinde ise tarama sıklığı küçüldükçe EPID'den elde edilen profiller arasındaki fark azalmakta ve liflerin pozisyonu daha rahat tespit edilmektedir bu durumun aksine film ile elde edilen profillerdeki görüntüde anlamlı bir değişim bulunmamıştır. Sonuç olarak bu tez çalışmasında EPID'in film yerine kullanılabilir bir yöntem, tekrarlanabilirlik ve doğruluk bakımından ise filmden üstün bir teknik olduğu tespit edilmiştir. EPID yönteminin cihaz belirsizliklerinden bağımsız olması ve YART uygulamaları için gerekli ÇYK testlerinde daha hızlı ve ekonomik olması en önemli tercih nedenidir.

Anahtar Kelime: Elektronik portal görüntüleme cihazı, amorf silikon, film, cihaz kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri, Yoğunluk ayarlı radyoterapi

ABSTRACT

ÇELİK, D. The Usability of Amorphous Silicon Electronic Portal Imaging Device (EPID) in Routine Quality Control Tests, Acceptance Tests and Multi-Leaf Collimator Tests for Intensity Modulated Radiotherapy Instead of Film. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Radiotherapy Physics Master Thesis, Ankara, 2011. The aim of radiotherapy is to deliver the prescribed radiation dose to the target while protecting the surrounding critical organs and tissues. Acceptance tests, routine quality control tests and MLC tests for IMRT applications are very crucial to reach this goal. Film is the most common method used in quality control and plan verification in radiotherapy. The aim of this study is to reduce the workload and cost arising from the use of film by testing the usage of EPID instead of film. In this study, Elekta Synergy Linear Accelerator with 80-leaf collimator is used to carry out the acceptance tests, routine quality control tests and MLC tests for IMRT applications using EPID and film. Measurement results were analyzed Mephysto PTW Film Analyser Program. The data obtained from two measurement technique were evaluated by using Microsoft Excel 2007, "Analysis Tool Pak" and SPSS 15.0 statistical analysis program. Measurement results between EPID and film about finding mechanical axis tests, finding radiation centre tests and the leaf position accuracy tests are significant but the difference is under 2mm. Controlling the leaf thickness at isocentre test were measured by EPID more accurately than film. Measurements taken by EPID in the illuminated area/irradiated area test which is used in routine quality control are more consistent and accurate in each other. Similarly, the symmetry and smoothness test results taken with film has too much deviation but measurements taken with EPID was consistent within itself. Tongue and Groove Test, used to determine the permeability between neighboring MLC, results between EPID and film were compatible with each other. Picket fence test is used to determine the accuracy of the leaf movements. According to this test, the difference between profiles obtained from EPID is reducing and the position of the leaves are more easily detected when the scanning frequency is increased. On the other hand, there is no significant change between film profiles. As a result, EPID can be used in acceptance tests, routine quality control tests and MLC tests for IMRT applications instead of film. Moreover, EPID was found to be technically superior in terms of reproducibility and accuracy. The most important reasons to choose EPID is that the independent of the machine uncertainties and more quickly and economically method for the necessary MLC tests for IMRT.

Keywords: Electronic portal imaging device, amorphous silicon, film, acceptance tests, routine quality control tests, Intensity modulated radiotherapy

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 RADYOTERAPİ.....	3
2.1.1 3-D (3 BOYUTLU) KONFORMAL RADYOTERAPİ.....	3
2.1.2 YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ.....	5
2.2 RADYOTERAPİDE KALİTE KONTROL	5
2.2.1 LİNEER HIZLANDIRICILARDA KALİTE KONTROL	6
2.2.2 CİHAZ KABULUNDEKİ KALİTE KONTROL.....	6
2.2.2.1 MEKANİK EKSEN BULMA TESTİ (SPOKE SHOT)	6
2.2.2.2 RADYASYON MERKEZİ BULMA TESTİ.....	7
2.2.2.3 LİF POZİSYONU DOĞRULUĞU TESTİ	8
2.2.2.4 EŞMERKEZDE LİF KALINLIĞI KONTROLÜ.....	8
2.2.3 CİHAZ KABUL SONRASI KALİTE KONTROL	9
2.2.3.1 IŞIKLI ALAN / IŞINLANAN ALAN TESTİ	10
2.2.3.2 ASİMETRİK ALAN TESTİ.....	10
2.2.3.3 SİMETRİ VE DÜZGÜNLÜK TESTİ	10
2.2.4 YART İÇİN ÇYK TESTİ	11
2.2.4.1 TONGUE VE GROOVE ETKİSİ	12
2.2.4.2 PICKET FENCE TESTİ	13
2.3 RADYOTERAPİDE KALİTE KONTROL EKİPMANLARI	14
2.3.1 ELEKTRONİK PORTAL GÖRÜNTÜLEME CİHAZI (EPID)	14

2.3.1.1 VİDEO TABANLI SİSTEMLER	14
2.3.1.2 MATRİKS İYON ODASI TABANLI SİSTEMLER	16
2.3.1.3 AMORF SİLİKON (a-Si) TABANLI SİSTEMLER	18
2.3.2 FİLM	20
2.3.2.1 RADYOGRAFİK FİLM	20
2.3.2.2 RADYOKROMİK FİLM	24
3. ARAÇLAR GEREÇLER VE YÖNTEM.....	25
3.1 ARAÇLAR VE GEREÇLER	25
3.1.1 ELEKTA SYNERGY PLATFORM MARKA LİNEER HIZLANDICI.....	26
3.1.2 ELEKTA MARKA EPID	27
3.1.3 RADYOGRAFİK FİLM.....	28
3.1.4 PTW MEPHYSTO mc ² 2.0.1 FİLM ANALİZ PROGRAMI	29
3.1.5 EPSON MARKA EXPRESSION 10000 XL MODEL TARAYICI	30
3.1.6 PTW MARKA RW3 KATI SU FANTOMU	30
3.1.7 MP3 SU FANTOMU	31
3.1.7.1 34069 SFD 6cc İYON ODASI	33
3.1.7.2 N31015 PINPOINT 0.03cc İYON ODASI	34
3.2 YÖNTEM.....	36
3.2.1 MEKANİK EKSEN BULMA TESTİ.....	37
3.2.2 RADYASYON MERKEZİ BULMA TESTİ	38
3.2.3 LİF POZİSYONU DOĞRULUĞU TESTİ.....	40
3.2.4 EŞMERKEZDE LİF KALINLIĞI KONTROLÜ.....	42
3.2.5 KARE ALANDA IŞIKLI ALAN / IŞINLANAN ALAN TESTİ	44
3.2.6 ASİMETRİK ALANDA IŞIKLI ALAN / IŞINLANAN ALAN TESTİ.....	45
3.2.7 SİMETRİ VE DÜZGÜNLÜK TESTİ.....	46
3.2.8 TONGUE VE GROOVE ETKİSİ	47
3.2.9 PICKET FENCE TEST	49
4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	50
5. BULGULAR	51
5.1 MEKANİK EKSEN BULMA TESTİ.....	51
5.2 RADYASYON MERKEZİ BULMA TESTİ	52

5.3 LİF POZİSYONU DOĞRULUĞU TESTİ	55
5.4 EŞMERKEZDE LİF KALINLIĞI KONTROLÜ	58
5.5 KARE ALANDA IŞIKLI ALAN / IŞINLANAN ALAN KONTROLÜ	59
5.7 SİMETRİ VE DÜZGÜNLÜK TESTİ	62
5.8 TONGUE VE GROOVE ETKİSİ.....	67
5.9 PICKET FENCE TEST	69
6. TARTIŞMA.....	71
6.1 CİHAZ KABULÜNDEKİ KALİTE KONTROL	72
6.2 CİHAZ KABUL SONRASI KALİTE KONTROL.....	73
6.3 YART İÇİN ÇYK TESTLERİ	73
7. SONUÇ.....	74
8. KAYNAKLAR	76

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

3BRT	3 Boyutlu Radyoterapi
a-Si	Amorf Silikon
BT	Bilgisayarlı Tomografi
cGy	Santi Gray
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
EPID	Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
ERT	Eksternal Radyoterapi
OD	Optik Yoğunluk
kV	Kilo Volt
MU	Monitör Unit
MV	Mega Volt
MeV	Mega Elektron Volt
PDD	Yüzde Derin Doz
RT	Radyoterapi
TAR	Doku Hava Oranı
TPR	Doku Fantom Oranı
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
SAD	Kaynak Eksen Mesafesi
SSD	Kaynak Yüzey Mesafesi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil.2.2.2.1 Spoke Shot Testi.....	7
Şekil.2.2.2.2 Radyasyon Merkezi Bulma Testi.....	8
Şekil.2.2.4.1 Lifler Arasındaki Doz Profili	12
Şekil.2.2.4.2 Picket Fence Testi	13
Şekil.2.3.1.1 Video Tabanlı EPID	15
Şekil.2.3.1.2 a.) Video tabanlı EPID görüntüsü b.) Geliştirilmiş video tabanlı EPID görüntüsü	16
Şekil.2.3.1.2 a.) Matriks iyon odası EPID ham görüntü b) Matriks iyon odası EPID işlenmiş görüntü	17
Şekil.2.3.1.3.2 EPID monte edilmiş lineer hızlandırıcı	19
Şekil.2.3.1.3.3 Amorf Silikon tabanlı EPID ile elde edilmiş görüntüler	20
Şekil.2.3.2.1 Karakteristik Film Eğrisi.....	22
Şekil 2.3.2.2 Radyokromik Film Yapısı	23
Şekil.3.1.1 Elekta Synergy Platform Marka Lineer Hızlandırıcı.....	26
Şekil.3.1.2 Elekta Marka iViewGT Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı.....	27
Şekil.3.1.3 İki yüzü emülsiyonlu filmin kesit görüntüsü	28
Şekil.3.1.4 Mephysto mc ² 2.0.1 yazılım ana menüsü	29
Şekil.3.1.5 EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı.....	30
Şekil 3.1.6 RW3 Katı Su Fantomu	31
Şekil 3.1.7.1 34069 SFD İyon Odası 6 cc.....	33
Şekil 3.1.7.2 N31015 PinPoint 0.03 cc iyon odası	34
Şekil.3.2.1 Spoke Shot Testi A. Film görüntüsü B. EPID görüntüsü	37
Şekil.3.2.2.1 6MV foton enerjisinde Radyasyon Merkezi Bulma Testi A. Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	38
Şekil.3.2.2.2 18MV foton enerjisinde Radyasyon Merkezi Bulma Testi A. Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	39
Şekil.3.2.3.1 Gantry 0 ⁰ Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	40

Şekil.3.2.3.2 Gantry 90° Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi	
A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	41
Şekil.3.2.4.1 Lif Kalınlığı Testi için Elekta sistemi içerisinde tanımlanmış alan.....	42
Şekil.3.2.4.2 Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü Testi	
A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	43
Şekil.3.2.4.2 Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü Testi	
A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	44
Şekil.3.2.6 Asimetrik Alanda Işıklı Alan / Işınlanan Alan Testi	
A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	45
Şekil.3.2.7 Simetri ve Düzgünlük Testi A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü.....	46
Şekil.3.2.7.1 Tongue ve Groove Etkisi için Precise Tedavi Planlama Sistemi'nde tanımlanan alan.....	47
Şekil.3.2.8 Tongue ve Groove Etkisi A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü	48
Şekil.3.2.9 Picket Fence Testi A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü	49
Şekil.5.8.1 Tongue ve Groove Etkisi için X ekseninde 5mm aralıklarla taranmış izodoz dağılımı A.EPID B.Film.....	67
Şekil.5.8.2 Tongue ve Groove Etkisi için Y ekseninde 5mm aralıklarla taranmış izodoz dağılımı A.EPID B.Film.....	68
Şekil.5.9.1 Picket Fence Testi için 2mm aralıklarla taranmış profil görüntüsü A.Film B.EPID	69
Şekil.5.9.2 Picket Fence Testi için 1mm aralıklarla taranmış profil görüntüsü A.Film B.EPID	70
Şekil.5.9.3 Picket Fence Testi için 0.5mm aralıklarla taranmış profil görüntüsü A.Film B.EPID	70

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1.7 Su Fantomu Teknik Özellikleri (37)	32
Tablo 3.1.7.1 34069 SFD iyon odası teknik özellikleri.....	33
Tablo 3.1.7.2 N31015 PinPoint 0.03 cc iyon odası teknik özellikleri.....	35
Tablo 5.1 Her bir teknik için 0° , 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° ve 315° açılarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	51
Tablo 5.2.1 Her bir teknikte 6MV foton enerjisi için (X) 4, 3, 2, 1, 0, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	53
Tablo 5.2.2 Her bir teknikte 6MV foton enerjisi için (Y) 4, 3, 2, 1, 0, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	53
Tablo 5.2.3 Her bir teknikte 18MV foton enerjisi için (X) 4, 3, 2, 1, 0, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	54
Tablo 5.2.4 Her bir teknikte 18MV foton enerjisi için (Y) 4, 3, 2, 1, 0, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	54
Tablo 5.3.1 Her bir teknikte gantry 0° için (X) 6, 4, 2, 0, -2, -4, -6 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	56
Tablo 5.3.2 Her bir teknikte gantry 0° için (Y) 8, 6, 4, 2, 0, -2, -4, -6, -8 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	56
Tablo 5.3.3 Her bir teknikte gantry 90° için (X) 6, 4, 2, 0, -2, -4, -6 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	57
Tablo 5.3.4 Her bir teknikte gantry 90° için (Y) 8, 6, 4, 2, 0, -2, -4, -6, -8 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	57
Tablo 5.4 Her bir teknik için (Y) 8, 6, 4, -4, -6, -8 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	58
Tablo 5.5.1 Her bir teknik için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	60
Tablo 5.5.2 Her bir teknik için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	60

Tablo 5.6 Her bir teknik için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	61
Tablo 5.7.1 EPID ve film tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	63
Tablo 5.7.2 EPID ve su fantomu tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	63
Tablo 5.7.3 EPID ve film tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	64
Tablo 5.7.4 EPID ve su fantomu tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	64
Tablo 5.7.5 EPID ve film tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	65
Tablo 5.7.6 EPID ve su fantomu tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	65
Tablo 5.7.7 EPID ve film tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.....	66
Tablo 5.7.8 EPID ve su fantomu tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.	66

1.GİRİŞ

Radyoterapide amaç hedef hacme reçete edilen dozu homojen bir şekilde verirken, çevredeki kritik organ ve dokuları en iyi şekilde korumaktır. Tedavide verilmek istenen dozun hastaya doğru olarak verilmesi büyük önem taşır. Bu doz $\pm$ %5 tolerans değerleri içerisinde olmalıdır ve tedavide kalite kontrol hayati önem taşımaktadır (1). Kalite kontrol çalışmaları cihaza ve hastaya yönelik olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Cihaz kalite kontrolleri, lineer hızlandırıcı tedavi merkezine kurulduğu andan itibaren başlar ve hastanın tedaviye alındığı sürece devam eder. Hasta kalite kontrolleri ise her hasta için ayrı ayrı yapılmaktadır. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniğinde tümörde yüksek dozlara çıkılmakta ve kısa mesafelerde yüksek doz değişimleri gözlenmektedir. Bu teknik ile kompleks hedef hacim içerisinde homojen doz dağılımı elde edilirken, alan kenarlarında ise keskin doz düşümü sayesinde çevre kritik yapılar en iyi şekilde korunmaktadır. Konvansiyonel 3 boyutlu radyoterapi (3BRT) tekniğinin aksine YART tekniğinin, tedavi planlaması ve uygulaması daha kompleks ama kullanıcıya daha az bağımlıdır. Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ile yoğunluğu ayarlanabilir ışın demetleri oluşturmak liflerin kompleks hareketleriyle sağlanmaktadır. YART alanları çoğunlukla küçük, düzensiz ve asimetrik alt alanlardan (segment) oluşmaktadır. YART'ta küçük alt alanların fazla olması lif pozisyon doğruluğunun önemini, 3BRT'ye göre daha da önemli hale getirmektedir (8).

Lif pozisyonu doğruluğunu test etmek için cihaz kabulünde ve cihazın rutin kalite kontrollerinde radyografik ve radyokromik film kullanılmaktadır. Filmin uygulanması ve analiz edilmesi oldukça zaman alıcı bir süreçtir. Bu yüzden de daha doğru, hassas, tekrarlanabilir ve kısa zamanda yapılabilecek yöntemlere gereksinim duyulmaktadır. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID) filme göre daha ucuzdur ve YART kalite kontrol çalışmalarında kullanılabileceği öngörülmektedir.

Bu tez çalışmasında da lif pozisyonu doğruluğunun daha doğru ve kısa zamanda yapılabilmesi için elektronik portal görüntüleme cihazının (EPID) YART kalite kontrollerinde, cihaz kabul testlerinde ve rutin kalite kontrol testlerinde film yerine kullanılabilirliğinin test edilmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda lineer

hızlandırıcıların kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri ve YART için ÇYK testleri uluslararası standartlara göre belirlenmiştir (1,6,9,10,11,17,18). Bu testler için hem film hem de EPID sistemi kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar PTW Mephysto mc² Film Analyze programıyla analiz edilmiş ve elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.RADYOTERAPİ

Kanser, kontrolsüz çoğalan hücrelerin vücuttaki hemen hemen bütün dokuları etkilediği bir hastalıktır. Kanser hastalığı cerrahi, iyonizan radyasyon (radyoterapi) ve/veya ilaç (kemoterapi) yoluyla tedavi edilmektedir. Röntgen'in X-ışınlarını keşfinden yaklaşık bir ay sonra 1896 yılında radyoterapi ile ilk kanser hastası Chicago'da tedavi edilmiştir (2). Bu olaydan sonra, milyonlarca kanser hastası radyoterapi ile tedavi edilmiş ve kür oranları da radyoterapideki gelişmelerle birlikte hızla artmıştır.

İyonizan radyasyon ile tedavide kritik hedef hücre çekirdeğindeki DNA'dır. Radyoterapide radyasyon kaynağı hastanın dışında (eksternal radyoterapi), ya da tümör veya tümör taşıyan organın içerisinde (brakiterapi). Günümüzde eksternal radyoterapi (E-RT) için megavoltaj X-ışınları ve değişen enerjilerde elektron demetleri üreten lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır. Teknolojideki son gelişmelerle birlikte tümör ve tümör taşıma riski olan bölgelerde etkin yüksek dozlara çıkarken, çevredeki normal dokuları maksimum koruma mümkün olabilmektedir.

2.1.1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)

Radyoterapideki tedavi planlaması, hastada tanımlanan bir nokta veya hacimin belirlenen dozunun hesaplanmasıdır. Genellikle eksternal tedavi planlamasında birçok fiziksel parametrelere; cihaz, radyasyon tipi, cihaz verimi, alan boyutu, kaynak cilt mesafesi (SSD), derinlik ve demet düzenleyiciler gibi bilgilere ihtiyaç vardır. İki boyutlu eksternal tedavi planlaması, radyasyon dozunun hastanın en az bir kesiti için iki boyutlu dağılımının elde edilmesiyle sağlanır. Buna paralel olarak, 3 Boyutlu (3-B) eksternal tedavi planlaması, kullanılan kesit sayısının artırılması ile üç boyutlu olarak doz dağılımının elde edilmesi prensibine dayanmaktadır.

3-B konformal radyoterapide (3B-KRT) amaç, planlanan hedef-hacme verilmesi mümkün olabilecek en yüksek tedavi dozunu verirken çevre normal dokularda maksimum koruma sağlamaktır (22). Bu teknolojik başarı:

1. Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI), Pozitron Emisyon Tomografisi (PET/BT) ve ultrasonografi (USG) gibi görüntüleme sistemlerinin kullanımı ile hedef volümün uygun şekilde tanımlanabilmesi,
2. 3-B tedavi planlama sistemlerinin klinikte kullanımı ile her hastanın tedavi edilecek tedavi volümüne uygun alan şekli oluşturabilmek ve güvenilir bir şekilde 3-B doz dağılımlarının hesaplanabilmesi,
3. Radyoterapi merkezlerinde modern tedavi makinelerinin kullanılması ve iyonize radyasyonun şekillendirilmiş demetler olarak güvenli ve tekrarlanabilirliğinin sağlanarak verilebilmesi,
4. Bu cihazlara yoğun kalite kontrol programlarının uygulanabilmesi ile mümkündür.

2.1.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

YART'ta, tedavi edilecek hedef hacmin çevresinde normal, kritik yapılar varlığında, huzme hedef üzerine yönlendirildiğinde bu yapıyı gören huzmenin ışın yoğunluğu azaltılmakta, demetin hedef hacmi gören kısmında ise ışın yoğunluğu arttırılmaktadır. Tüm demetler için bu gerçekleştirilerek, her alt segmentten yeterli sayıda ışın geçirgenliği ve her ışının ağırlığı bilgisayar desteği ile en iyi şekilde ayarlanmaya çalışılmakta, hedef ve normal yapılarda istenilen doz dağılımı elde edilmektedir (23).

YART'ın uygulama, işlem ve doz dağılımları alışlagelmiş 2B ve 3B-KRT'den oldukça farklıdır. Tedavilerin spesifikasyonları ve fraksinasyonlaması, planların değerlendirilmesi ve sonuçların rapor haline getirilmesinde kullanılan geleneksel yöntemler sınırlı kalmaktadır ve yeni yöntemler geliştirilmektedir. Konformal radyoterapide ileri planlama (forward planning) gerekmektedir. Yani ışın parametreleri önceden (yönü, ışın şekillendiriciler ve sınırlar, ışın ağırlıkları ve demet düzleştiriciler) belirtilir ve doz dağılımları hesaplanır. YART'ta ise ters planlama (inverse planning) uygulanır. Yani istenilen doz dağılımı tedavi bilgisayarına matematiksel olarak belirtilir. YART optimizasyon yazılımı, ışın parametrelerini kullanarak mümkün olan en optimal yaklaşık doz dağılımına ulaşmak için ayarlar. Eğer tüm hedef hacimler (gross hastalık, sub-klinik uzanımlar ve tedavi edilecek lenf bezleri) eş-zamanlı olarak, değişik fraksiyonlar kullanılarak tedavi edilecekse, YART en verimli ve en uygun yöntemdir (23). Bunun aksine konvansiyonel radyoterapide tüm hedef hacimler için aynı fraksiyon dozları

kullanılır. Kritik normal yapıları korumak ve dozu seçmeli olarak tedavi edilen sub-klinik hastalık alanına uygun düşük doz seviyesini sınırlamak için alan boyutları her tedavide azaltılır.

YART ile kompleks hedef hacim kenarlarında keskin doz düşümü ile çok konformal doz dağılımı elde edilirken, çevre kritik yapılar en iyi şekilde korunmaktadır. Konvansiyonel 3-BRT tekniğinin aksine YART tekniğinin tedavi planlaması ve uygulaması daha kompleks ama aynı zamanda da kullanıcıya daha az bağımlıdır. Çok yapraklı kolimatörlerin (ÇYK) kompleks hareketleri ile yoğunluğu ayarlanabilir ışın demetleri oluşturulmaktadır. YART alanları çoğunlukla küçük, düzensiz ve asimetrik alt alanlardan (segment) oluşmaktadır. Bu teknolojiye küçük alt alanların fazla olması lif pozisyon doğruluğunun önemini, 3-BRT'ye göre daha önemli hale getirmektedir. Bu yüzden YART'ta kalite kontrol prosedürleri, tolerans sınırlarını anlamak ve uygulamak tedavinin doğru uygulanması açısından önemlidir (8).

2.2.RADYOTERAPİDE KALİTE KONTROL

2.2.1.Lineer Hızlandırıcılarda Kalite Kontrol

Radyoterapide tedavi cihazlarında teknolojik gelişmeler ile kalite kontrol çalışmaları da zorlaşmıştır. Megavoltaj düzeyinde lineer hızlandırıcıların yaygın kullanıma girmesinden önce kullanılan kolbalt-60 üniteleri için sınırlı düzeyde kalite kontrollere ihtiyaç vardı (24). Bunlar aylık kaynağın doz-hızı kontrolü ve cihazın mekanik kontrollerinden oluşmaktayken, lineer hızlandırıcıların da gelişmesiyle birlikte daha detaylı ve sık kalite kontrol yapma ihtiyacı doğmuştur. Kalite kontrol işleminin amacı hastaların doğru tedaviyi aldığını görmektir ve bu amaç doğrultusunda her cihaz için gerekli olan kalite kontrol programı ve uygulama sıklığı değişebilmektedir. Günümüzde birçok kalite kontrol programı bulunmaktadır. Bu kalite kontrollerin yapılma sıklığı ve uygulamadaki yasal zorunluluğu ülkeden ülkeye değişmektedir. Kalite kontrol programının uygulama sıklığını oluştururken aşağıdaki faktörler dikkate alınmaktadır (24):

- Test edilecek parametreler ve uygulanacak testlerin belirlenmesi;

- Test için gerekli ekipmanın oluşturulması,
- Testlerin geometrisinin belirlenmesi,
- Testlerin sıklığının belirlenmesi,
- Testleri gerçekleştirecek olan grup ya da kişinin, testlerin standartlarından sorumlu ve herhangi bir problemle karşılaştığında danışılacak kişinin belirlenmesi,
- Olası sonuçların analiz edilmesi,
- Tolerans seviyelerinin belirlenmesi,
- Tolerans seviyeleri aşıldığı takdirde yapılacak olan işlemlerin belirlenmesi.

2.2.2.Cihaz Kabulündeki Kalite Kontrol

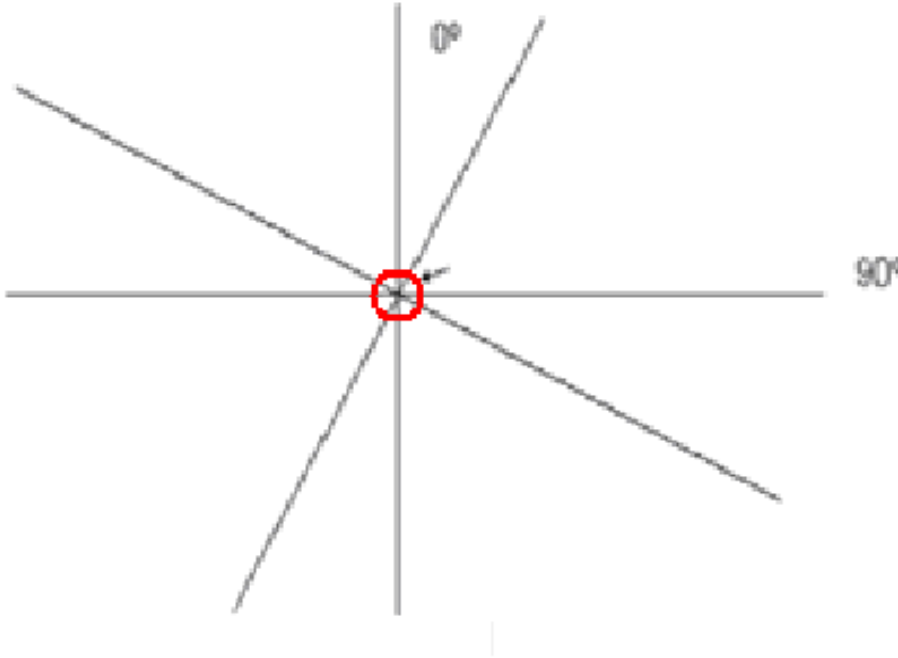
Linak kabul testleri cihaz kurulduktan sonra üretici firma tarafından cihazın belirtilen fonksiyonlarını yerine getirip getirmediğini kontrol etmek için yapılmaktadır. Üretici firma yetkililerinin linak kurulumundan önce önerdiği cihaz kabul testleri son AAPM task grup önerileri ile karşılaştırılabilir olmalıdır. Aşağıdaki testler hem cihaz kabulünde hem de cihaz kabul sonrasında rutin olarak yapılan testlerdir.

- Mekanik Eksen Bulma
- Radyasyon Merkezi Bulma
- Lif Pozisyon Doğruluğu
- Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü
- Lifler arası radyasyon geçirgenliği
- Lifler arası fiziksel boşluk
- ÇYK lif pozisyon doğruluğu, tekrarlanabilirliği ve uyumu
- Işıklı alan / ışınlanan alan uyumu

2.2.2.1.Mekanik Eksen Bulma Testi (Spoke Shot)

Lineer hızlandırıcının merkezi eksenini cihazdaki birçok parametrenin temelini oluşturmaktadır dolayısıyla mekanik eksen testleri cihaz kabulü sırasında mutlaka

yapılmalıdır (5). Bu testler gantri ekseni, kolimatör ekseni ve masa hareketlerinin bu eksenlerle olan uyumunu içermektedir. Amaç mekanik merkezin doğruluğunu kontrol etmektir. Bu test için lifler karşılıklı olarak merkezde açıklığı 1mm kalacak şekilde kapatılır. Kolimatör dönüşü ile eşmerkez sabitliğini kontrol etmek için şekil.2.2.2.1’de görüldüğü gibi 0° , 45° , 90° ve 135° kolimatör açılarında, masa dönüşü ile eşmerkez sabitliğini kontrol etmek için 0° , 45° , 90° ve 135° masa açılarında ve ölçüm malzemesi eşmerkezde bulunacak şekilde ışınlanmaktadır. Ölçüm sonrası merkezde oluşan dairenin çapı 1,5 mm’yi geçmemelidir (7).

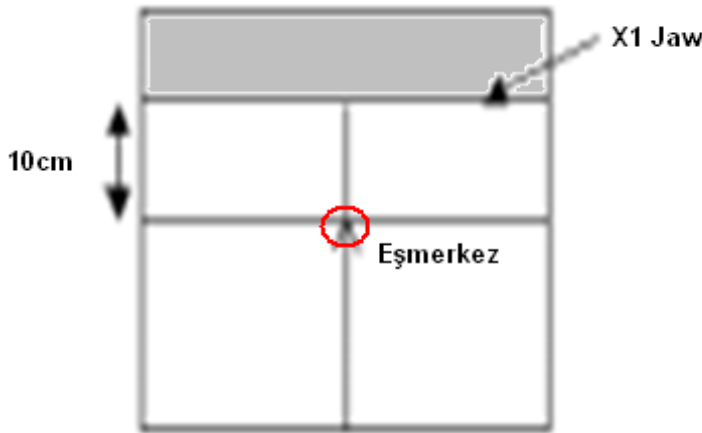


Şekil.2.2.2.1 Spoke Shot Testi

2.2.2.2.Radyasyon Merkezi Bulma Testi

Gantri ekseni, kolimatör ekseni ve masa hareketlerinin bu eksenlerle olan uyumunu kontrol ettikten sonra cihaz kabulünde ikinci aşama radyasyon merkezini saptamaktır. Bu testin amacı radyasyon demetinin merkezini saptamaktır. Merkezi eksen referans nokta kabul edilerek, bu noktaya olan mutlak uzunluk tespit edilmektedir. Eğer farklı foton enerjilerine sahip cihaz kullanılıyorsa bu test her enerji için ayrı ayrı yapılmalıdır (12). Bu test için kullanılan kare alan şekil.2.2.2.2 görüldüğü gibi X_1 veya X_2 tarafından kısılmaktadır. Mekanik eksen konumundan emin olduğu için gantri ve masa

hareketleri sabit kalacak şekilde, eşmerkeze yerleştirilen ölçüm malzemesi 0° , 90° , 180° ve 270° kolimatör açılarındaki ışınlanmaktadır. Işınlama sonrası oluşan kare alanın mutlak uzunluğu ölçülerek, radyasyonun merkezi tespit edilmektedir. Alan kenarlarındaki farklılık 2 mm'yi geçmemelidir (7).



Şekil.2.2.2.2 Radyasyon Merkezi Bulma Testi (12)

2.2.2.3. Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi

Cihazın mekanik ekseni ve radyasyon merkezinin doğruluğundan emin olunduktan sonra alan şekillendirmeye yarayan ÇYK pozisyonunun doğruluğunu test etmek gerekmektedir. Bu testin amacı liflerin X ve Y yönündeki konumlarının, radyasyon demetinin yönüne göre doğru hizada olup olmadığını kontrol etmektir. Bu testte gantry ve masa hareketleri sabittir. Ölçüm malzemesi eşmerkezde bulunacak şekilde, $X_1 = 9$ cm, $X_2 = 6$ cm ve $Y_1 = 12$ cm, $Y_2 = 9$ cm ($X_1 + X_2 = 15$ cm ve $Y_1 + Y_2 = 21$ cm) boyutunda açılan alandan 0° ve 180° kolimatör açılarındaki ışınlanmaktadır. Bu iki ışınlama sonrası oluşan alanın mutlak uzunlukları ölçülerek liflerin doğru pozisyonda olup olmadıkları tespit edilmektedir. Bu test 90° ve 270° gantry açılarındaki tekrarlanarak yerçekiminin lifler üzerindeki etkisini gözlemlemek gerekmektedir (7).

2.2.2.4.Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü

Bu testin amacı eşmerkezde görünen liflerin ortalama kalınlığını kontrol etmektir. Eşmerkezde her lifin ortalama kalınlığı 1cm'dir, dolayısıyla eşmerkezde bu test için açılan alan boyutunun mutlak uzunluğu ölçülerek liflerin ortalama kalınlığı belirlenmektedir. Bu test 0^0 , 90^0 , 270^0 ve 180^0 gantry açılarındadır (12).

2.2.3.Cihaz Kabul Sonrası Kalite Kontrol

Cihaz kabulünden sonra, tedavi cihazının fiziksel parametrelerinin periyodik olarak günlük, haftalık, aylık ve yıllık kontrollerinin yapılması gerekmektedir (7). Bu kontroller için bazı testler belirlenmiştir. Cihaz kabulü sırasında uygulanan tüm testler, cihaz kabulünden sonra da yapılmaktadır. Bu testler arasında en sık uygulanması gereken testler aşağıda verilmiştir (5).

- Işıklı alan / ışınlanan alan testi
- Asimetrik alan testi
- Düzgünlük ve simetri testi

2.2.3.1.Işıklı Alan / Işınlanan Alan Testi

Işıklı alan ile ışınlanan alan testi, lineer hızlandırıcı cihazının kabulünde ve cihazın rutin haftalık kalite kontrollerinde kullanılan testtir. Bu testin amacı eşmerkezde görünen ışıklı alan ile ışınlanan alan uyumunun tolerans sınırları içerisinde olup olmadığını kontrol etmektir.

Cihaz kabulünde gantry 0^0 konumunda ve ölçüm malzemesi eşmerkezde bulunacak şekilde 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutlarında ışınlanarak ışıklı alan ile ışınlanan

alan kontrol edilmektedir. Işıklı-ışınlı alan testi için alan kenarındaki tolerans değeri 2 mm'dir (6).

Rutin haftalık testlerde ise ışıklı-ışınlı alan testi için sadece 10x10 cm² alan boyutu kullanılmaktadır. Bütün alan boyutlarını kontrol etmek hem maliyet hem de zaman bakımından çok zordur.

2.2.3.2.Asimetrik Alan Testi

Cihazın haftalık kalite kontrol testlerinde yukarıda belirtilen testlerin yanında X ve Y asimetrik testi de uygulanmaktadır. Burada ışıklı/ışınlanan alan testi için kullanılan koşulların tamamı sağlanır ve 10x10 cm² boyutunda açılan alanın önce pozitif X tarafındaki liflerinin tamamı kapatılır ve ışınlanır. Daha sonra ise ölçüm malzemesini kaldırmadan pozitif X tarafındaki lifler açılır ve negatif X tarafındaki lifler kapatılarak tekrar ışınlama yapılır. X tarafındaki asimetri kontrol edilir. Aynı işlem Y tarafındaki lifler içinde tekrarlanır.

2.2.3.3.Simetri ve Düzgünlük Testi

Işın demetinin düzgünlüğü ve simetrisi için yapılan bu test, lineer hızlandırıcı cihazının kabulünde ve cihazın rutin haftalık kalite kontrollerinde kullanılan testtir. Bu testin amacı ışın demetinin düzgünlüğünü ve simetrisinin tolerans değerleri içerisinde olup olmadığını kontrol etmektir.

Bu test için gantry, kolimatör ve masa açıları sabit kalacak ve ölçüm malzemesi eşmerkezde bulunacak şekilde kare alan boyutunda ışınlama yapılmaktadır. Ölçüm sonucu elde edilen profil görüntüsündeki veriler ile simetri ve düzgünlük için tanımlanan (1) ve (2) denklemlerini kullanarak, ışın demetinin simetri ve düzgünlük değerleri bulunur (26).

$$\text{Düzgünlük (\%)} = \frac{D_{\max}}{D_{\min}} \times 100\% \quad (1)$$

$$\text{Simetri}(\%) = \left| \frac{D(x,y)}{D(-x,-y)} \right|_{\max} \times 100\% \quad (2)$$

2.2.4.YART için ÇYK Testleri

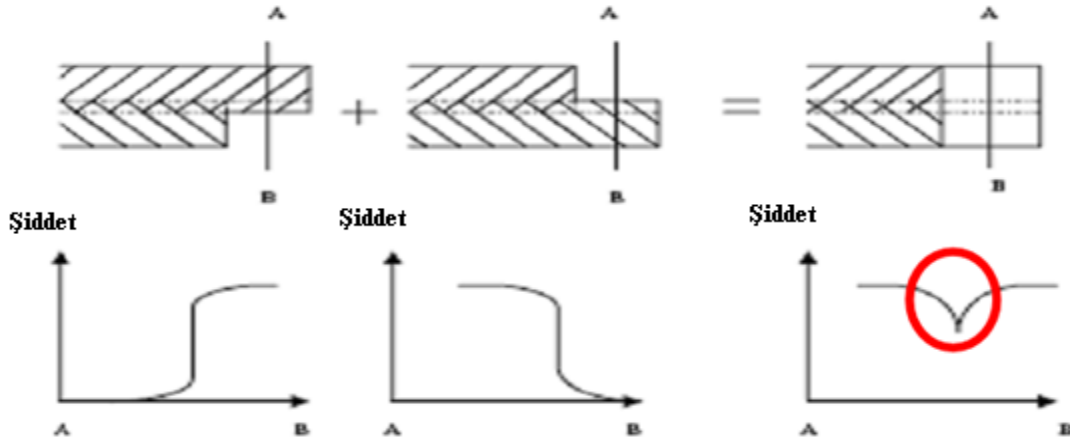
YART'ta istenilen doz dağılımını elde edebilmek için birçok alt alan (segment) kullanılmaktadır ve bu alt alanlar çoğu zaman birbirine bitişiktir. Dolayısıyla bu alt alanlar arasındaki yapının doz dağılımına olan etkisini tespit etmek ve liflerin doğru pozisyonda olup olmadığını tespit etmek gerekmektedir. Bunun için YART uygulayan tedavi merkezlerinde yapılması önerilen iki önemli YART testi vardır (7):

- “Tongue ve Groove” Etkisi Testi
- “Picket Fence Testi”

2.2.4.1."Tongue ve Groove" Etkisi Testi

"Tongue ve Groove" testinin amacı komşu lifler arasındaki geçirgenliği tespit etmektir. Cihazın sahip olduğu liflerin fiziksel yapısı bu test için çok önemlidir.

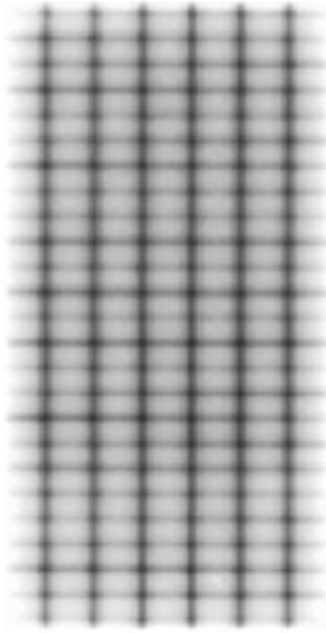
Bu test Step and Shoot tekniğiyle (ışınlama esnasında ÇYK hareketsiz), gantry, masa ve kolimatör hareketleri olmadan yapılmaktadır. Şekil 2.2.4.1'de görüldüğü gibi önce alttaki lif açık üstteki lif kapalı pozisyonda, daha sonra ise üstteki lif açılıp alttaki lif kapalı pozisyonda ışınlama gerçekleştirilmiştir. Bu iki ışınlama sonrasında lifler arasında dozun düştüğü gözlenmektedir. YART uygulayan merkezlerde bu etkiyi test etmek ve tolerans değerleri içerisinde olup olmadığını tespit etmek gerekmektedir (7).



Şekil.2.2.4.1 Lifler Arasındaki Doz Profili (20)

2.2.4.2."Picket Fence Testi"

Bu testin amacı lif dizisindeki liflerin alan içerisinde aynı anda ve doğru şekilde hareket edip etmediğini tespit etmektir. Bu test için gantry 0^0 lifler karşılıklı olarak aradaki mesafe 1 mm olacak şekilde kapatılır ve ışınlama yapılır. Daha sonra aradaki mesafe sabit kalacak şekilde, lifler hareketleri yönünde 2 cm hareket ettirilir ve ışınlama yapılır. Bu işlem lifler alan sonuna gelinceye kadar devam eder. Şekil 2.2.4.2'de, ışınlama sonrası elde edilen bir görüntü verilmiştir.



Şekil.2.2.4.2 "Picket Fence Testi"

2.3. RADYOTERAPİ KALİTE KONTROL EKİPMANLARI

2.3.1. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID)

EPID megavoltaj mertebesinde tedavi demeti kullanılarak tedavi alanının dijital radyografik görüntüsünü elde etmeye yarayan cihazdır. EPID 1980'li yılların ortasından itibaren tedavi sırasında hasta pozisyonunu doğrulamak için kullanılmaktadır. YART tekniği kullanımının artmasıyla beraber EPID hasta pozisyon doğrulaması dışında, YART kalite kontrollerinde de kullanılmaya başlanmıştır (13).

Geleneksel yöntemlerde hasta pozisyonunu doğrulamak için endüstriyel x-ışını filmi kullanılmaktadır ancak bu filmlerin görüntüsünü elde edebilmek için bir dizi ek işlemler gerekmektedir ve bu durum tedavi sırasında zaman kaybına yol açmaktadır. Tedavi öncesinde görüntü alabilmek ve anında analiz edebilmek için lineer hızlandırıcının EPID'e sahip olması gerekmektedir (3). EPID sayesinde tedavi odasına girmeden birden fazla görüntü alınabilmektedir. EPID'in bir avantajı da elde edilen görüntünün herhangi bir işlem gerektirmeden dijital ortamda işlenebilmesi, arşivlenebilmesi ve online olarak merkezler arası bilgi paylaşımına olanak sağlamasıdır.

Radyoterapide farklı tiplerde EPID kullanılmaktadır. Bu sistemler 3 ana kategoriye ayrılmaktadır: video tabanlı; matriks; ve tarama diyot tabanlı.

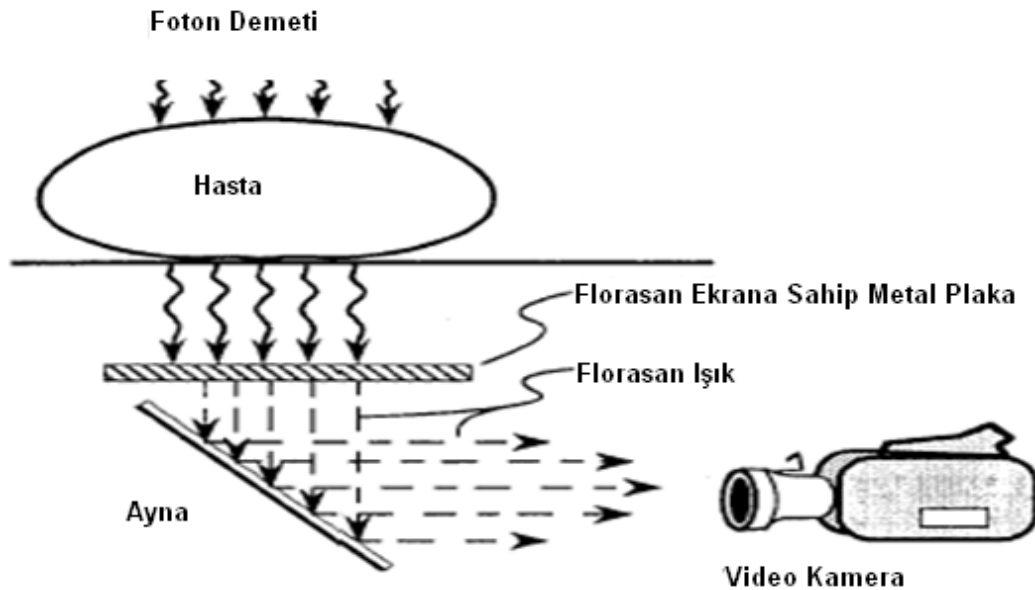
2.3.1.1.Video Tabanlı Sistemler

1970'lerin sonuna doğru Bailey ve arkadaşları EPID üzerine çalışmaya başlamışlardır (3). Dedektör geniş metal tabaka üzerine yerleştirilmiş florasan ekrandan oluşmaktadır. Şekil 2.3.1.1'de görüldüğü gibi hasta görüntüsü, yüksek enerjili X-ışınlarının metal plakaya çarparak oluşturduğu Compton etkileşimi sonucunda elde edilmektedir. Saçılan elektronlar fosforlu ekrandan geçip çok sayıda yaklaşık on bin optik foton oluşturmaktadır. Bu fotonların oluşturduğu optik görüntü, 45°'lik açıya sahip ayna yüzeyine gelmektedir. Bu ayna sayesinde, video kamera X-ışınlarından doğrudan

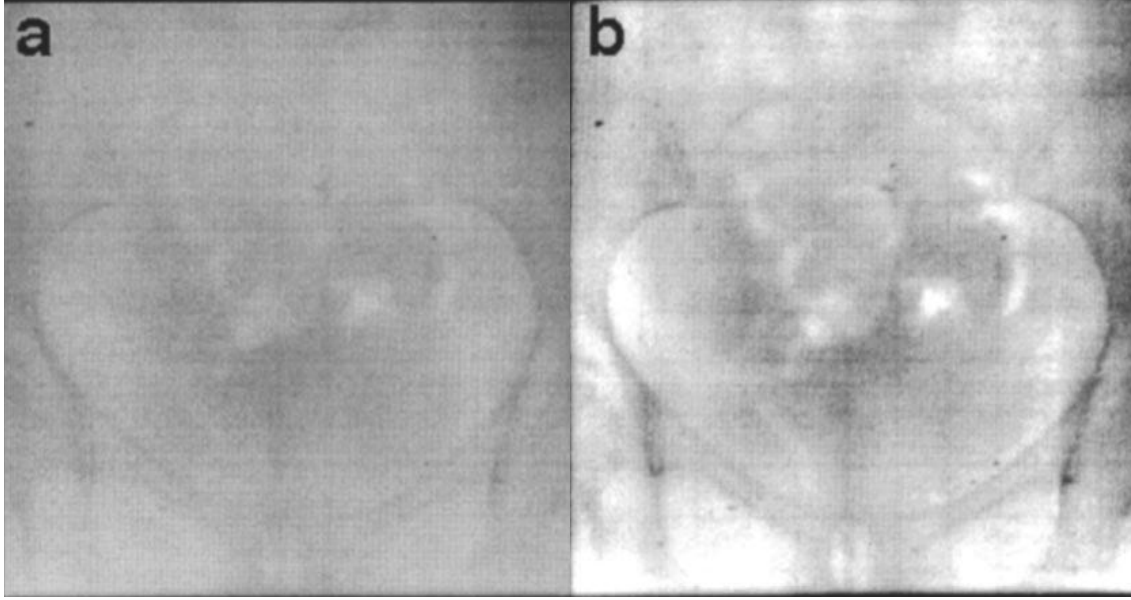
etkilenmez. Dolayısıyla, video kamera gelen sinyali işleme, analiz, depolama ve görüntülemeye uygun konumdadır.

Hasta ve hasta destekleme sistemlerinden saçılan gereksiz elektronları elimine edebilmek için metal tabakanın kalın olması gerekmektedir. Genellikle 1 g/cm^2 kullanılmaktadır. Fosfor ekran ise metal ekranda oluşan ikincil elektronların enerjisini yok edecek kalınlıkta olmalıdır. Bu amaçla tipik olarak 400 mg/cm^2 ekranlar kullanılmaktadır. X-ışınını daha fazla soğurmak için daha kalın fosfor ekranı da kullanılmaktadır.

Video tabanlı sistemler, tek seferde iki boyutta tüm görüntü hakkında fikir verdiği düşünülürse verimlidir. Ancak kuantum veriminin % 1 olması nedeniyle tek görüntüde yeterli miktarda X-ışını elde edilememektedir. Şekil 2.3.1.1'de video tabanlı EPID sistemiyle elde edilmiş görüntü ve bu görüntünün bilgisayar destekli sistem ile geliştirilmiş hali gösterilmiştir. Ancak bu sistemlerin büyük ve hantal yapıda olması kullanım zorluğuna neden olmaktadır (3).



Şekil.2.3.1.1 Video Tabanlı EPID (3)

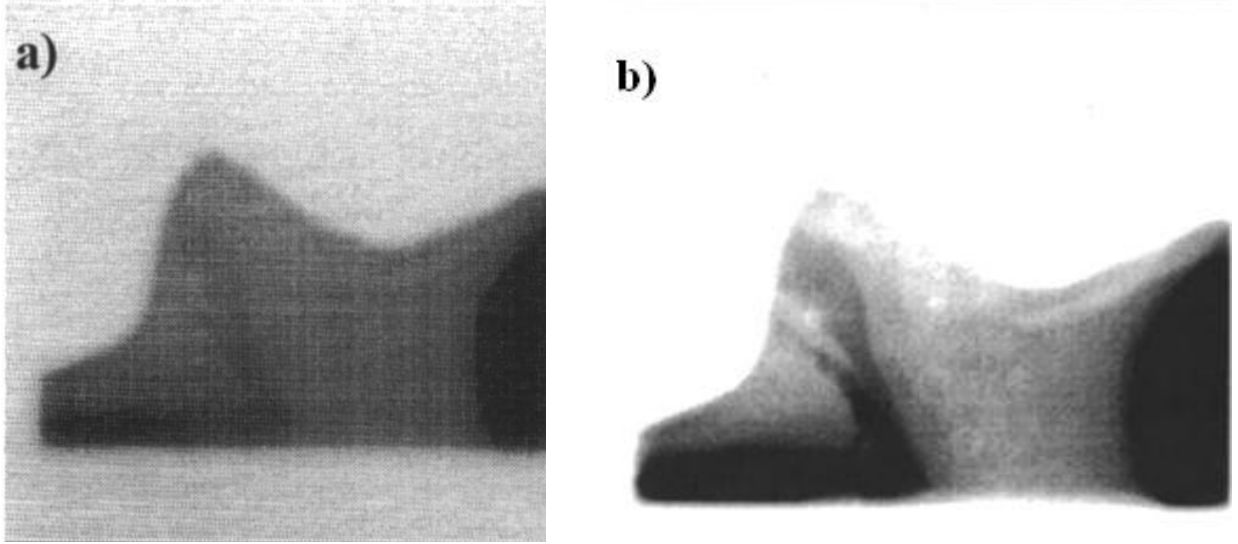


Şekil.2.3.1.2 a.) Video tabanlı EPID görüntüsü b.) Geliştirilmiş video tabanlı EPID görüntüsü (3)

2.3.1.2 Matriks İyon Odası Tabanlı Sistemler

Matriks iyon odası tabanlı sistemler ilk olarak 1985 yılında Hollanda'da Amsterdam Kanser Araştırma Enstitüsü'nde, Meertens ve arkadaşları tarafından kullanılmaya başlanmıştır (3). Klinik prototipinde, iyon odası iki fiber-cam devreden oluşmaktadır. Her bir iyon odası arası mesafe 2.5 mm olmak üzere 128x128'lik bir alandan oluşmaktadır. Alanın büyüklüğü 320 mm²'dir. Detektörün uzaysal çözünürlüğünü arttırmak için, alanın boyutunu değiştirmeden, elektrot sayısını 256x256' ya yükseltilmiş ve elektrotlar birbirinden, enine ve boyuna 0.6 mm aralıklarla yerleştirilmiş ve etkin genişlik 1.27 mm x 1.27 mm olmuştur. İlk ticari detektörlerde, elektrotlara 250 V potansiyel gerilim uygulanmıştır. Böylece görüntü işleme süresini standart modda 5.5 dk. ve düşük uzaysal çözünürlüğe sahip modda ise 1.37 dakikada yapmaktadır. Yeni nesil detektörlere 250V yerine 500V potansiyel gerilim uygulanabilmektedir. Bu sayede görüntü elde etme hızı daha da artmıştır. Voltajın artması, görüntünün daha hızlı elde edilmesini sağlamaktadır. Teknolojideki gelişmelerle birlikte matriks iyon odası tabanlı EPID'lerden görüntü alma süresi klinik koşullarda 0.6-2.0 dk. arasında değişmektedir.

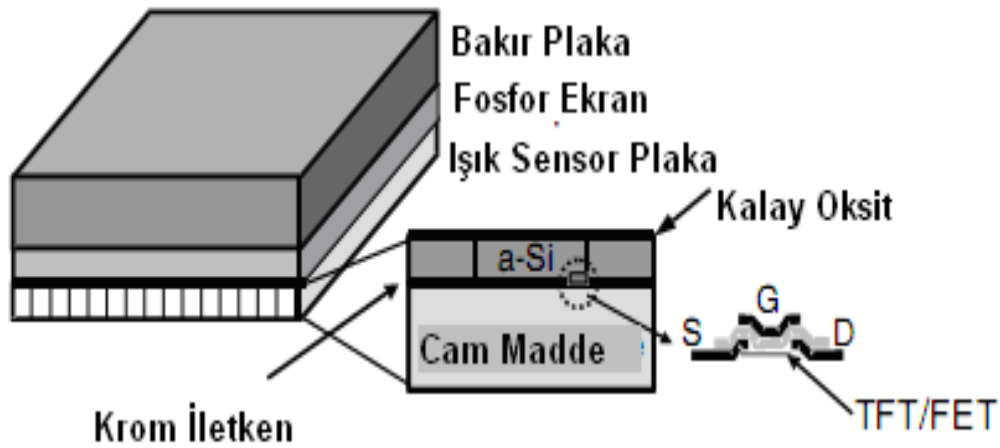
İdeal olarak, detektörün görüntü kalitesini arttırabilmesi için radyasyonun tamamını kullanması gerekir. Ancak çoğu tarayıcı matriks iyon odası tabanlı EPID’lerde sistem içyapısı yetersizdir. Çünkü aynı anda sadece tek voltaj hattı aktiftir. Bu durum ise üretilen iyonların tamamının detektöre iletilememesine dolayısıyla görüntü kalitesinin azalmasına neden olmaktadır. Matriks iyon odası tabanlı sistemden elde edilen ham veri (şekil 2.3.2.1.a) görüntüsü çekilen yapı hakkında fazla bilgi içermemektedir. Ancak bilgisayar destekli sistem ile işlenmiş veri (şekil 2.3.2.1.b) ile yapı hakkında daha detaylı görüntü elde edilmiştir.



Şekil.2.3.1.2 a.) Matriks iyon odası EPID ham görüntü b) Matriks iyon odası EPID işlenmiş görüntü (3)

2.3.1.3 Amorf Silikon (a-Si) Tabanlı Sistemler

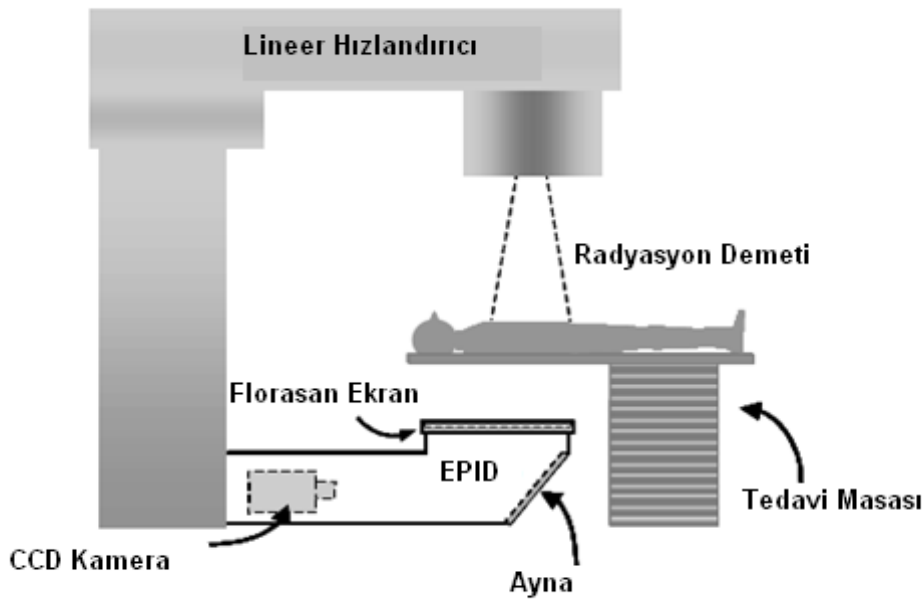
Amorf silikon yapıdaki detektörler ilk defa Antonik ve arkadaşları tarafından 1991 yılında kullanılmaya başlanmıştır (28). a-Si tabanlı elektronik portal görüntüleme detektörü Compton elektronlarını oluşturan saçıcı metal plaka ve yüksek enerjili elektronları soğuran fosfor tabaka ve fotonları soğuran geniş-alan foto diyot dizisinden oluşmaktadır. Şekil 2.3.1.3.1'de a-Si tabanlı EPID şematik olarak gösterilmiştir. Yüzeydeki 1,5 mm'lik bakır tabaka foton-madde etkileşmesi sonrası oluşan kompton elektronları üretmeye yarar (29). Fosfor malzeme içerisine giren elektronlar, fotonları oluşturmaktadır. Fosfor malzemesi içerisinde gadolinium oxysulphide (Gd_2O_2S) ve thallium-doped caesium iodide (CsI:TI) bulunabilir.



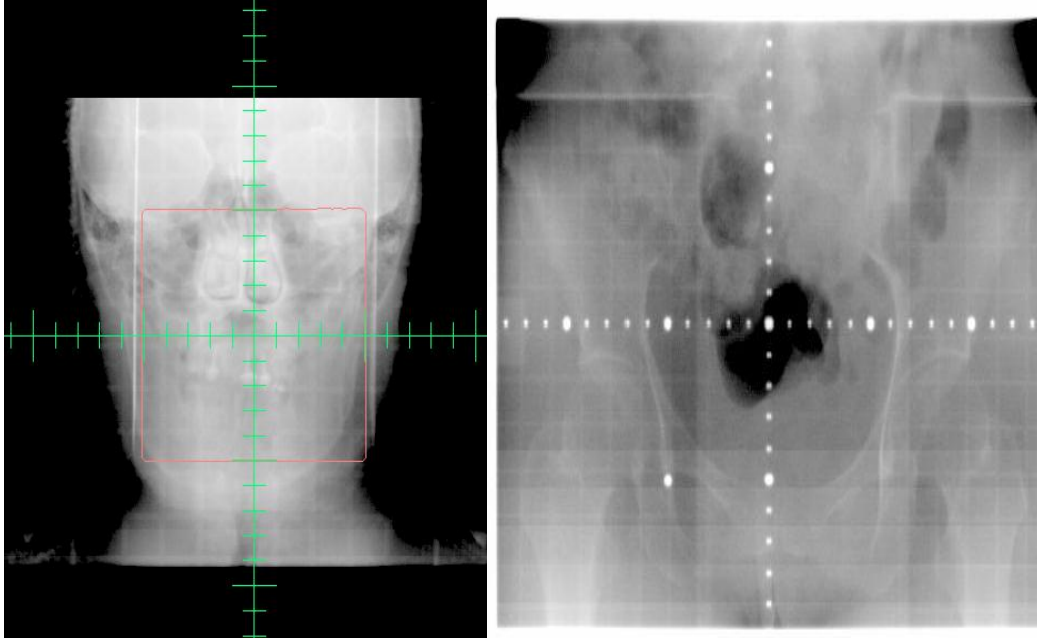
Şekil.2.3.1.3.1 Amorf silikon detektör şematik görüntüsü (28)

a-Si tabanlı detektörlerin kendi tarayıcı sistemleri vardır. Şekil 2.3.1.3.2'de a-Si tabanlı dedektör monte edilmiş linak şematik olarak gösterilmiştir. a-Si tabanlı dedektörlerin cihaza monte edilebilmesi sayesinde kullanımı oldukça kolaydır.

Film ile karşılaştırılabilecek düzeyde yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip görüntü elde etmek mümkündür (16). Şekil.2.3.1.3.3'de a-Si yapıdaki EPID ile elde edilen görüntü gösterilmiştir. Diğer EPID sistemlerine göre görüntü kalitesi oldukça yüksektir. Detektörün uzaysal çözünürlüğü sensörlerin boyutları ve lineer hızlandırıcının odak noktasıyla ilişkilidir (15). Şu anda kullanılan mevcut sensörlerin büyüklükleri 0.4 - 0.78 mm arasında değişmektedir. Detektörlerin okuma hızları cihazdan cihaza farklılık göstermektedir.



Şekil.2.3.1.3.2 EPID monte edilmiş lineer hızlandırıcı (15)



Şekil.2.3.1.3.3 Amorf Silikon tabanlı EPID ile elde edilmiş görüntüler (15)

2.3.2. Film

Uzun yıllardan beri lineer hızlandırıcılarda film, ışıklı-alan ve ışınlanan-alan çakışmasını ve ışın demeti homojenitesini tespit etmek için kullanılmaktadır. Bunun yanında filmler, rutin cihaz kalite kontrollerinde, kabul testlerinde ve hasta pozisyon doğrulamasında kullanılmaktadır. Bütün bu uygulamalarda, filmin yüksek kontrast, görüntü kalitesi, yüksek uzaysal çözünürlük ve yüksek hassasiyet gibi özelliklerinden faydalanılmaktadır.

2.3.2.1 Radyografik Film

Radyografik filmler, Co^{60} ve betatron cihazlarının kullanımının başlamasıyla birlikte dozimetrik olarak özellikle 2 boyutlu (2D) dozimetri çok değerli bir malzeme haline gelmiştir (33-35). Radyografik filmlerin yüksek uzaysal çözünürlük, tek ışınlamada 2boyutlu doz dağılımı, yüksek hassasiyet gibi avantajları bulunmaktadır ancak bu filmleri sınırlayan özellikler arasında foton enerjisindeki değişim ile film cevabının

değişmesi, film işleme prosedürlerine çok duyarlı olması ve filmin sadece iki boyutta incelenebilmesi ve üç boyutlu kompleks doz dağılımlarını analiz etmenin mümkün olamaması gibi durumlar söylenebilir (3). Günümüzde radyografik filmler yaygın olarak cihaz kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri ve klinik öncesi radyoterapi cihazlarını test etmek için kullanılmaktadır.

Radyografik ve fotoğraf filmlerinin, görüntü oluşturma ve işlenmesi esnasındaki basit fiziksel mekanizması aynıdır. Radyografik filmin aktif bölümü, radyasyona duyarlı küçük gümüş-bromidin (AgBr) kristallerinden oluşan jelatin emülsiyondan oluşmaktadır. Bu emülsiyon, filme sertliğini ve mekanik dengesini de sağlamasına yardımcı olan poliyesterin her iki tarafına kaplanmaktadır. Radyografik film için sertlik elde tutmayı kolaylaştırmak, mekanik denge ise ışınlama ve kimyasal işlemler sırasında filmin kabarmaması ve genişlememesini sağlamak amacı ile güçlü koruyucu bir jelatin kaplama ile kaplanmıştır, yumuşak emülsiyon malzemesi ise çizilme ve el yoluyla oluşabilecek lekelerden korumayı sağlamaktadır (3).

Radyografik filmlerin ana mekanizması, gelen iyonizan radyasyonun emülsiyon içerisinde oluşturduğu gizli görüntüye dayanmaktadır. Kimyasal reaksiyonların sonucunda gizli görüntü, görünür hale getirilmektedir. Emülsiyon içerisindeki radyasyona duyarlı her bir kristal taneciği yaklaşık 10^{10} atom içermektedir (30).

Gelen foton demeti, tanecik içerisinde fotoelektrik, kompton ve çift oluşum etkileşmeleriyle serbest elektronları üretmektedir. Bu elektronlar, hassas tanecikler (impurity) tarafından tuzaklanır, tanecikli yüzeye yapışırlar ve burada bir çıkıntı oluştururlar. Hassas tanecikler, iyonize olur ve hareketli gümüş iyonlarını çekerek yüzeyde gümüş atomları oluştururlar. Tek bir foton yüzeyde nokta oluşturacak binlerce serbest elektronu serbest hale getirebilir.

Film işleme süreci gizli görüntüyü kimyasal reaksiyonlarla büyüterek görünür hale getirmektir. Bu süreç aşağıdaki aşamaları içermektedir:

1. Geliştirme (Development): Yüksek dozda radyasyona maruz kalan tanecikler daha fazla hassasiyete sahip noktalara dolayısıyla daha verimli elektron geçitlerine sahiptir. Geliştirme işlemi durdurulduğunda, tanecik içerisinde

depolanan siyah metalik gümüş miktarı, hassas elektron geçitleri ile doğru orantılıdır. Bu orantı, film içerisindeki gri-seviye kontrastı oluşturmaktadır.

2. Sabitleme (Fixation): Sabitleme sıvısı içerisindeki asidik ortam, gizli görüntü geliştirme işlemini hızlıca durdurur. Daha sonra, temizleme sıvısı (genellikle sodium thiosulphate), geliştirilmemiş gümüş moleküllerini emülsiyondan temizler. Işınlanan film üzerindeki kararma, gizli görüntü oluşturma sırasında siyah metalik gümüşün birikmesi sonucunda oluşur. Bu kararma miktarı, geliştirme sırasında yükseltilmektedir ancak sabitleme sırasında herhangi bir değişim olmamaktadır.
3. Yıkama (Washing): Film daha sonra geliştirici ve sabitleyici film üzerinden temizlemek için saf su ile yıkanmaktadır bunun amacı film üzerinde kalan kimyasalların daha sonra reaksiyona girerek görüntüyü bozmamasıdır. Son aşamada ise film hava ile kurutulur.

Işınlama sonrasında filmin kararma derecesi ve işlenme süreci, gelen ışın demetinin film üzerinden geçerken ne kadar zayıfladığıyla ilişkilidir. Filmin kararma derecesi, I_0/I ile tanımlanmaktadır. I_0 film olmadığı durumdaki ışın şiddeti, I ise ışın demetine dik filminden geçen ışın şiddetidir. Film için Optik Yoğunluk (OD) daha kullanışlı bir büyüklüktür ve $\log_{10} I_0/I$ ile tanımlanır çünkü doz ile doğru orantılıdır. Teorik olarak, bu doğrusallık aşağıdaki formül ile daha iyi anlaşılmaktadır (3).

$$I(z) = I_0 e^{-a Nz}$$

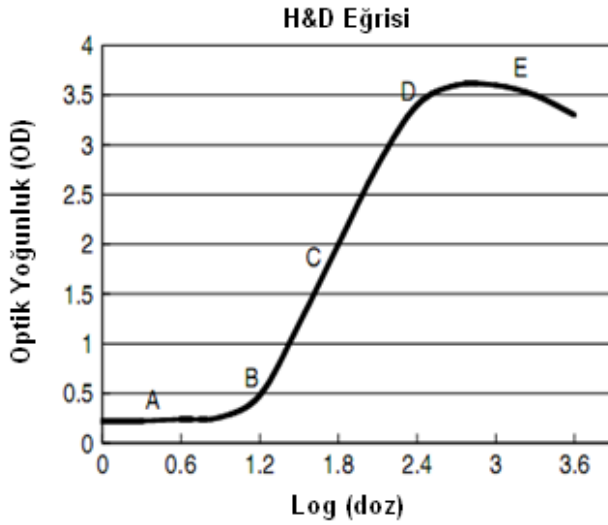
a: yüzey kesiti

N: cm^3 başına geliştirilmiş tanecik sayısı

$I(z)$: z kalınlığındaki filmi geçen ışın şiddeti

I_0 : film olmadığı durumdaki ışın şiddeti

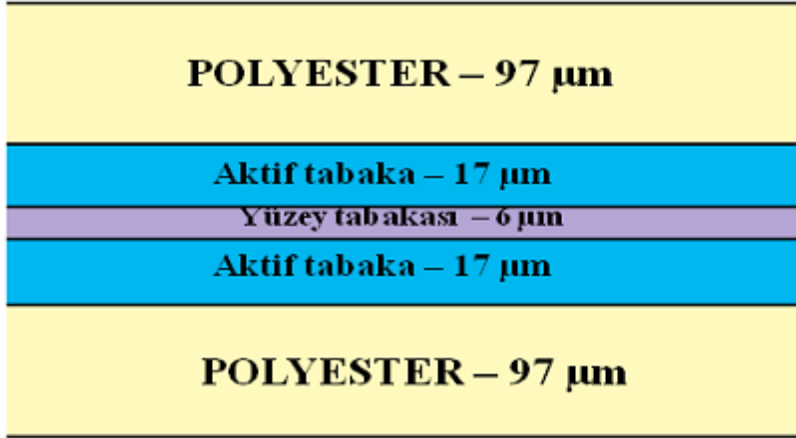
Filmlerin cevapları üretici, radyasyon enerjisi, geliştirici bölümündeki kimyasal parçalara bağlı olarak günlük dalgalanmalardan dolayı farklılık gösterebilmektedir. Üretici, ürettiği filmin performansını tanımlayabilmek için karakteristik eğriyi kullanmaktadır. H&D eğrileri olarakta bilinen karakteristik film eğrileri ilk olarak 1890 yılında Hurter ve Driffeld tarafından tanımlanmıştır (3). Şekil.2.3.2.1'de gösterilen H&D eğrileri, filmin performansını çözünürlük, hız, kontrast ve tolerans değerleri bakımından tanımlamaktadır. Bu eğri kalibrasyon eğrisi olarak kullanılmamalıdır çünkü bu eğri filmin işlenmesi sırasındaki ortam koşulları hakkında bilgi içermemektedir.



Şekil.2.3.2.1 Karakteristik Film Eğrisi (3)

2.3.2.2 Radyokromik Film

Radyokromik filmlerin şekil 2.3.2.2'de gösterildiği gibi toplam kalınlığı 234 μm 'dir. Kalınlığı 34 μm olan aktif iki tabaka ve arada 6 μm kalınlığında yüzey tabakası vardır. 97 μm kalınlığında polyster, bu tabakaları sarmaktadır.



Şekil 2.3.2.2 Radyokromik Film Yapısı (1)

Yüksek uzaysal çözünürlük, doku eşdeğeri ($Z=6.0-6.5$) ve geniş doz okuma aralığına sahip olması (10^{-2} ile 10^6), enerji bağımlılığının çok düşük olması, görünür ışıktan etkilenmemesi ve kimyasal reaksiyona gerek duymaması radyokromik filmin en önemli avantajlarıdır (1). Radyokromik filmler taneciksiz oldukları için yüksek çözünürlüğe sahiptir dolayısıyla dozimetrik amaçlı kullanılabilirler (4).

Film malzemesinin atomik yapısı %42.3 Karbon(C), %39.7 Hidrojen(H), %16.2 Oksijen(O), %1.1 Azot(N), %0.3 Lityum(Li), %0.3 Klor(Cl) içermektedir(3). Polimer yapısı nedeniyle gafkromik film, ultraviyole ışık ve iyonizan radyasyondan etkilendiğinde mavi renge dönüşür. Renk değişimi (polimerleşme) herhangi bir kimyasal işlem gerektirmeden anında gerçekleşmektedir ve $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ oda sıcaklığına kadar kararlıdır. Renk değişikliği soğrulan doz ile orantılıdır ve bu doz spektrofotometre, densitometre veya film tarayıcı gibi optik ölçüm aletleriyle ölçülebilir. Kararlı ve doğru ölçüm için radyokromik film ışılandıktan 24 saat sonra analiz edilmelidir.

Radyokromik filmin foton, kütle, enerji soğurma katsayıları ve elektron, kütle durdurma gücü su ve kas sistemine çok yakındır dolayısıyla film bu özelliği ile doku eşdeğeri olma özelliği göstermektedir (2). Suya dayanıklı olduğundan su fantomu ölçümlerinde kullanılabilir.

3.ARAÇLAR GEREÇLER VE YÖNTEM

3.1 ARAÇLAR ve GEREÇLER

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

1. Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı
2. Elekta Marka iViewGT Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
3. Kodak X-Omat Marka Radyografik Film
4. PTW Mephysto mc² Film Analiz Programı
5. EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı
6. PTW Marka RW3 Katı Su Fantomu
7. MP3 Su Fantomu
- 7.1 34069 SFD 6 cc İyon Odası
- 7.2 N31015 PinPoint 0.03 cc iyon odası

3.1.1 Elekta Synergy Platform Marka Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada Elekta Synergy Platform marka lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Cihaz 6 MV ve 18 MV kademeli iki foton ve 4, 6, 10, 12, 15, 18 MeV değerinde 6 farklı elektron demetine sahiptir (Şekil 3.1.1). 40 çift ÇYK bulunmaktadır. ÇYK sistemi sayesinde koruma bloklarına ihtiyaç duymadan hedef hacmin şekline uygun geometrik alanlar oluşturmak mümkündür. SSD=100 cm mesafesinde minimum $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, maksimum $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan açılabilir. Yaprakların izdüşümü eşmerkezde 1 cm'dir. Cihaz kafası içerisinde yer alan ÇYK'lerin kalınlığı 75mm, X diyaframlarının kalınlığı 30 mm, Y kolimatörlerinin kalınlığı ise 78 cm'dir. Yaprakların merkezi ekseninden karşı tarafa geçme mesafesi 1.25 mm'dir. Yaprakların hareketi birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanmaktadır. Elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ile alan kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz motorize kama filtreye (wedge) sahiptir (31).



Şekil.3.1.1 Elekta Synergy Platform Marka Lineer Hızlandırıcı

3.1.2 Elekta Marka iViewGT Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

Elekta marka iViewGT Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID) megavoltaj mertebesinde tedavi demeti kullanılarak hastanın dijital radyografik görüntüsünü elde etmeye çalışan cihazdır (13). Bu çalışmada cihaz kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri ve YART için ÇYK testleri EPID kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Kullanılan EPID'in görüntü paneli yarı iletken amorf silisyum detektörlerden oluşmaktadır. Şekil 3.1.2'de görüldüğü gibi motorize bir kol ile cihaza bağlı olup iki ayrı ekseninde hareket edebilmektedir (ileri-geri, sol-sağ). Eşmerkezde en fazla 26x26 cm² alan boyutunda görüntü alınabilmektedir. Daha büyük alan boyutları cihazın elektronik devrelerine zarar vermektedir. Lineer hızlandırıcı cihazı kontrol odasında bulunan bilgisayar sistemindeki program kullanılarak hastadan alınan görüntüler, planlama sisteminden gelen görüntüler ile karşılaştırılarak hasta pozisyonu, tedavi alanı ve ÇYK pozisyonu kontrolleri yapılmaktadır. Alınan görüntüler dijital ortamda arşivlenmektedir (32).



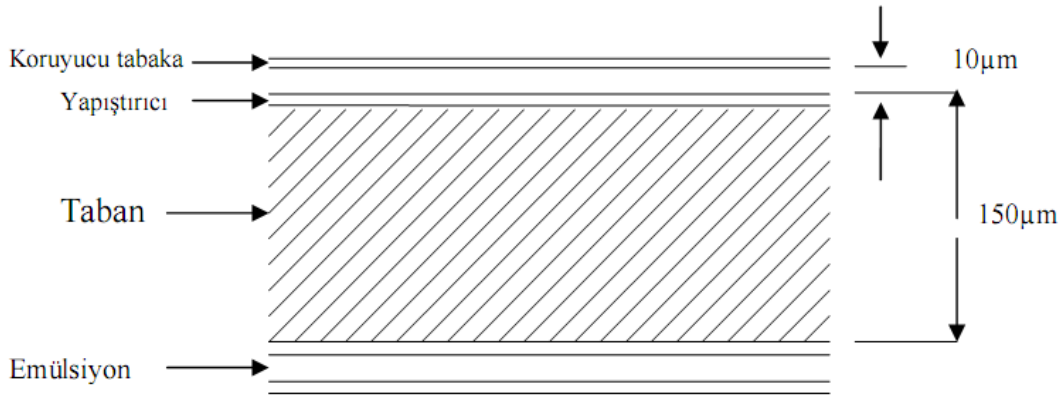
Şekil.3.1.2 Elekta Marka iViewGT Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

3.1.3 Radyografik Film

Radyografik fimler, yaygın olarak lineer hızlandırıcılarda film ışıklı-alan ve ışınlanan-alan çakışmasını ve ışın demeti homojenitesini tespit etmek için kullanılmaktadır. Bunun yanında radyografik filmler, rutin cihaz kalite kontrollerinde, kabul testlerinde ve hasta pozisyon doğrulamasında da kullanılmaktadır (33,34).

Bu çalışmada, radyoterapi amaçlı, düşük duyarlıklılı, yavaş X-ışını filmi olan Kodak X-Omat V2 kullanılmıştır. Şekil 3.1.3'de iki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü gösterilmiştir. Filmin ışığa ve radyasyona hassas emülsiyon kısmı ışığı geçiren bir taban üzerine ince bir yapıştırıcı kullanarak kaplanmıştır. En üst yüzeyde ise koruyucu bir katman bulunmaktadır. Film tabanı, duyarlı emülsiyon tabakası için gerekli olan fiziksel dayanağı sağlar ve 150 µm civarındadır. Görüntünün daha iyi gözlenebilmesi için film tabanına hafif renk verecek boya maddesi ilave edilmiştir. Tipik kalınlığı 10 µm olan emülsiyon katmanında iki çeşit madde bulunur. Bunlar, jelatin ve gümüş halojenürdür.

Film dozimetrisinde kullanılmak üzere doz yanıtının 0.05 – 0.1 Gy arasında lineer olduğu optimum 0.5 Gy'de çalışılması önerilen ve yaklaşık 2 Gy'de doyuma ulaşan 25,4x30,5 cm² ve 35x43 boyutlarında hazır film kullanılmıştır (36).



Şekil.3.1.3 İki yüzü emülsiyonlu filmin kesit görüntüsü (36)

3.1.4 PTW Mephysto mc² 2.0.1 Film Analiz Programı

MEPHYSTO mc², medikal fizik alanında kullanılan dozimetrik hesaplamalar için geliştirilen bir yazılım aracıdır (37). PTW-Freiburg firmasının lisanslı yazılımı olarak, bilgisayar kontrollü su fantomu, hava tarayıcısı ve film tarayıcı sistemlerini kontrol ederek, rölatif ve mutlak doz değerlerini ve doz dağılımlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Farklı alanlar ve derinliklerde yüzde derin doz (PDD) ve doku fantom oranı (TPR) ölçümlerine izin vermektedir. Bu yazılım ile uluslararası doz protokolleri olan AAPM 51, IAEA TRS 398, DIN 60 ve benzeri protokollere göre hesaplamalar yapılmasına izin vermektedir (37). Data transfer modülleri sayesinde Tedavi Planlama Sistemlere (TPS) formatlanmış dosyalar aktarılabilir. Ana ekran menüsünden yapılmak istenen işlemler ve bilgisayarlı kontrol cihazları seçilebilir. Şekil 3.1.4'de MEPHYSTO mc² 2.0.1 ana ekran menüsü görülmektedir.



Şekil.3.1.4 Mephysto mc² 2.0.1 yazılım ana menüsü

3.1.5 EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı

Epson marka Expression tarayıcı ölçüm yapılan filmleri taratmak için kullanılmıştır. 2400 dpi çözünürlüğe ve 3.8 Dmks optik yoğunluğa sahip A3 grafik tarayıcısıdır (Şekil3.1.5). A3 tarama alanı 48 x 35 mm çerçeve alabilmektedir. Zenon gazlı floresan lamba ışık kaynağına sahiptir. Ön izleme 15 sn'dir.



Şekil.3.1.5 EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı

3.1.6 PTW Marka RW3 Katı Su Fantomu

Standart referans materyal olarak su kullanılmaktadır ancak rutin testlerin kullanımda pratik olmadığı için su eşdeğeri materyali kullanılmaktadır. Ölçüm yapılan radyografik filmler, birincil demetin yanında ikincil elektronların da doza olan katkılarını ölçebilmek amacıyla, katı-su fantomları arasına yerleştirilmektedir.

Çalışmada kullanılan katı su fantomu polyesterden yapılmıştır. $30 \times 30 \text{ cm}^2$ boyutlarında, 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Şekil3.1.6'da çalışmada kullanılan PTW marka katı su fantomu gösterilmektedir. Yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ tür (7).



Şekil 3.1.6 RW3 Katı Su Fantomu

3.1.7 MP3 Su Fantomu

MP3 su fantomu radyoterapide dozimetrik analiz ve doz dağılımlarını ölçmek için kullanılan bilgisayar kontrollü ölçüm aracıdır (37). Bu çalışmada Simetri ve Düzgünlük testi için kullanılmıştır. Sistem temel olarak;

- 1) Perspeks su tankı
- 2) Su rezervuarı
- 3) Hareketli sistem
- 4) TBA kontrol birimi
- 5) Kontrol pendantı
- 6) TANDEM dual-kanal elektrometre
- 7) MEPHYSTO mc^2 yazılımı
- 8) 34069 SFD 6 cc İyon Odası
- 9.) N31015 PinPoint 0.03 cc iyon odasından oluşmaktadır.

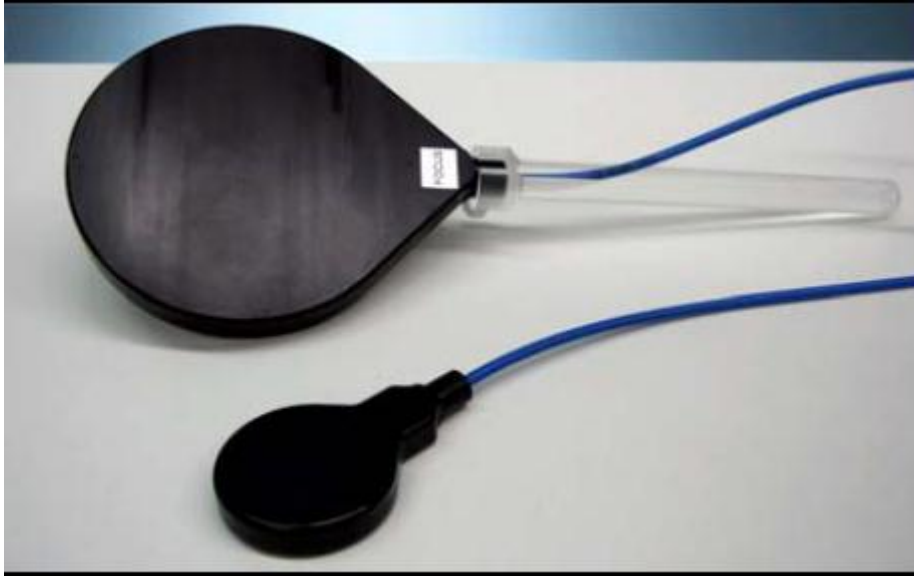
MP3 rezervuarında bulunan su, MP3 su tankına doldurulduktan sonra, pozisyon ayarlama ve uzanım sistemi vasıtasıyla perspeksin ortasında bulunan orta hat çizgisi ile çapraz kil örtüştürülür. Kartezyen koordinat sistemini kullanan cihazda üç ayrı koordinat sistemi için üç adet step motor vardır. Sistemin havada ölçüm alan 1 adet 6 cc SFD mammo referans iyon odası vardır. Hareketli mekanizmaya konulan alan iyon odası pinpoint 0.03 cc ile de ışınlanan alandaki dağılımları ölçülmektedir ve motorları step motor olduğundan dolayı ölçümleri adım adım almaktadır. MP3 su fantomunda iyon odalar için M tipi bağlantı kablosu kullanılmaktadır. İyon odasından gelen sinyal TANDEM elektrometreye aktarılır. TANDEM'den su fantomu yazılımına RS232 bağlantı kablosuyla veriler bilgisayara ve MEPHYSTO mc² gönderilir. MP3 Su Fantomu teknik özellikleri ve çalışma koşulları tablo 3.1.7'de belirtilmiştir.

Tablo 3.1.7 Su Fantomu Teknik Özellikleri (37)

Ortam Sıcaklığı	+10 °C ile 40 °C arası
Rölatif nem:	%10 ile %80 arası
Ortam basıncı	600 hPa ile 1200 hPa arası
MP3 Tank materyali	PMMA
Dış boyutları:	734 mm x 636 mm x 522.5 mm
İç boyutları:	694 mm x 596 mm x 502.5 mm
Maksimum su hacmi:	200 lt

3.1.7.1 34069 SFD İyon Odası 6 cc

Yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinde mutlak doz ölçümü için kullanılmaktadır. Bu çalışmada MP3 su fantomu içerisinde rölatif doz ölçümü için referans iyon odası havada ölçüm almak için kullanılmıştır. Doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi 6 cc'dir (şekil 3.1.7.1). Orta elektrodu alüminyum, dış duvarı grafitir (37). İyon odasının teknik özellikleri tablo 3.1.7.1'de verilmiştir.



Şekil 3.1.7.1 34069 SFD İyon Odası 6 cc (37)

Tablo 3.1.7.1 34069 SFD iyon odası teknik özellikleri (37)

Duyarlı Hacim	6 cm ³
Duyarlılık	0.23 µGy/Gy
Duvar Malzemesi	PMMA ve grafit
Duvar Kalınlığı	0.52 mm
Alan Yoğunluğu	38 mg/cm ³
Elektrot Malzemesi	PMMA ve Alüminyum
İyon Toplama Zamanı	1.1 ms 100 V

Maksimum Doz Rate	0.66 Gy/s
Sıcaklık Aralığı	10-40 °C
Nem Aralığı	10-80 %
Bias	100 V tipik

3.1.7.2 N31015 PinPoint 0.03 cc iyon odası

Yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinde mutlak doz ölçümü için kullanılmaktadır. Bu çalışmada MP3 su fantomu içerisinde rölatif doz ölçümü için alan iyon odası olarak kullanılmıştır. Doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi 0.03 cc'dir. Orta elektrodu alüminyum, dış duvarı grafitir (şekil3.1.7.2). İyon odası sudan etkilenmediği için su fantomu ölçümlerinde kullanılabilir (37). İyon odasının teknik özellikleri tablo 3.1.7.2'de verilmiştir.



Şekil 3.1.7.2 N31015 PinPoint 0.03 cc iyon odası (37)

Tablo 3.1.7.2 N31015 PinPoint 0.03 cc iyon odası teknik özellikleri (37)

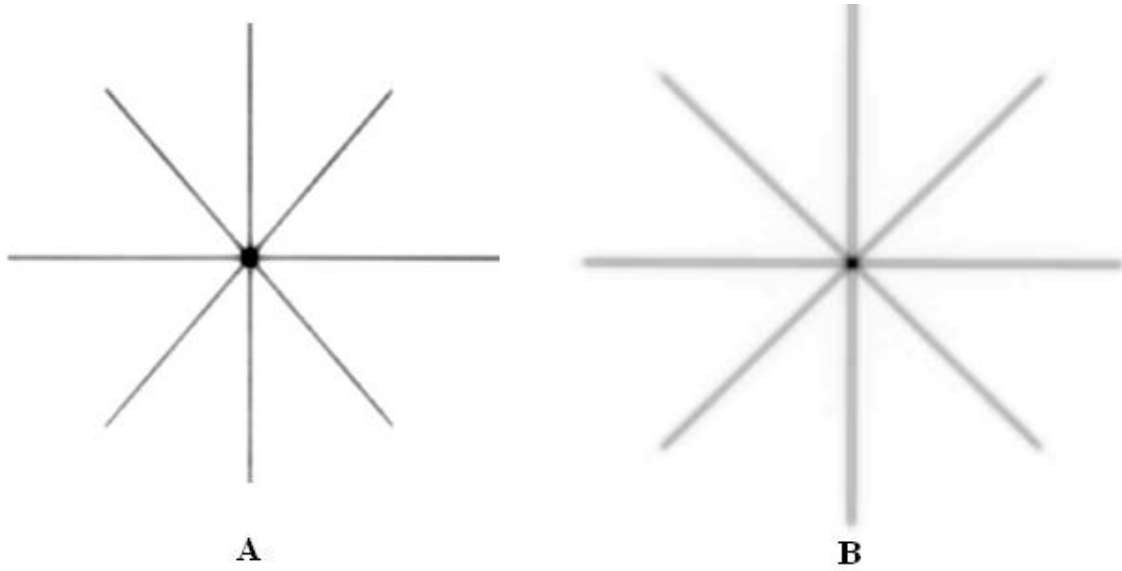
Duyarlı Hacim	0.03 cm ³
Duyarlılık	0.008 nC/cGy
Duvar Malzemesi	PMMA ve grafit
Duvar Kalınlığı	0.66 mm
Alan Yoğunluğu	89 mg/cm ³
Elektrot Malzemesi	Alüminyum
Elektrot Çapı	0.3 mm
Elektrot Uzunluğu	4.15 mm
Tepe Noktasından Referans Noktasına Olan Uzaklık	3.4 mm
Açısal Bağımlılık	20°'ye kadar ≤1%
Bias	400 V maksimum, 300V tipik

3.2 YÖNTEM

Bu çalışmada cihaz kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri ve YART için ÇYK testleri olmak üzere 10 ayrı test için ölçüm malzemesi olarak EPID ve film kullanılmıştır. EPID ve film ile alınan ölçümlerde 6 MV foton enerjisi ve her ışınlama için 50 MU değerinde doz kullanılmıştır. Film ölçümlerinde radyoterapi amaçlı, düşük duyarlılı (yavaş) x-ışını filmi olan Kodak X-OMAT V2 kullanılmıştır. Ölçüm yapılan radyografik filmler, birincil demetin yanında ikincil elektronların da doza olan katkılarını ölçebilmek amacıyla, SAD=100 cm'de ve üzerinde 1cm'lik katı-su fantomu bulunacak şekilde ışınlanmıştır. Işınlanan filmlerin tamamı, banyo şartlarından kaynaklanabilecek hataların sıcaklık, pH değişimi vb ortadan kaldırılabilmesi amacıyla, aynı anda banyo edilmiştir. Banyo edilen filmler lazer tarayıcı ile taratıldıktan sonra görüntüde bilgi kaybını engellemek amacıyla, herhangi bir sıkıştırma algoritması kullanmayan "TIFF" formatında kaydedilmiştir. EPID ölçümleri SSD=100 cm'de ve panel ile kaynak arasında hiçbir malzeme bulunmadan gerçekleştirilmiştir. Bu ölçümlerde IviewGT Portal Imaging yazılımını kullanılarak, ölçüm sonuçları yine "TIFF" formatında kaydedilmiştir. Her bir test için alınan veriler, Mephysto mc² Film Analyse Programı ile analiz edilmiş ve EPID ile film arasındaki farklılıklar gözlenmiştir.

3.2.1 Mekanik Eksen Bulma Testi

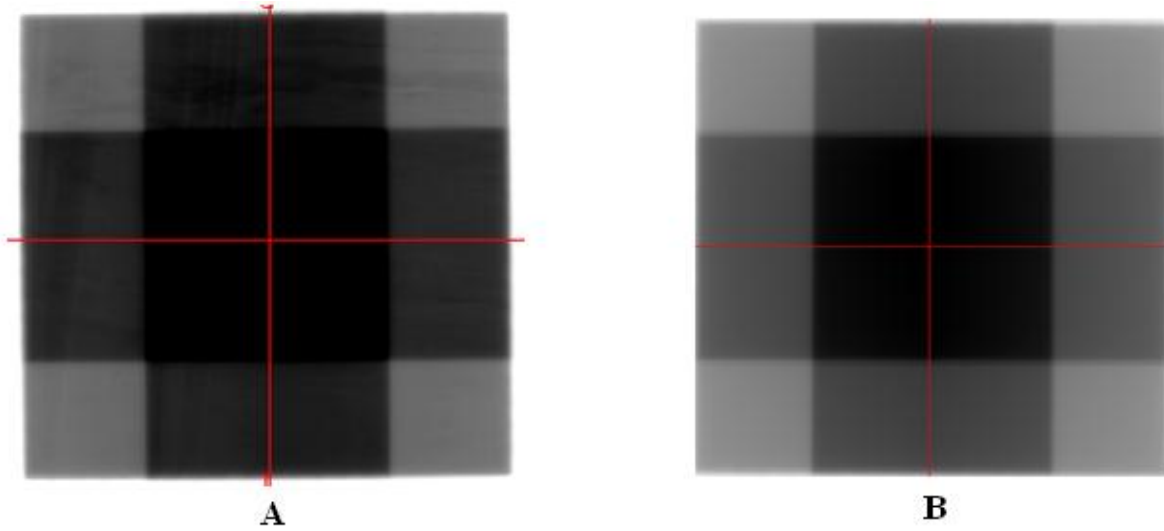
Bu çalışmada mekanik eksen doğruluğu için spoke shot testi uygulanmıştır. Bu test için Elekta sistemi içerisinde bulunan “Spoke Shot Test” prosedürü kullanılmıştır. Bu prosedüre göre eşmerkezde açılan alan boyutu $X_1=0.20$ cm, $X_2=0.20$ cm, $Y_1=20$ cm ve $Y_2=20$ cm'dir. Alan boyutunu değiştirmeden gantry 0^0 'de ve masa hareketi sabit olacak şekilde 0^0 , 45^0 , 90^0 ve 135^0 kolimatör açılarında EPID ve film ile ölçüm alınmıştır. Çekilen film görüntüsü Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve şekil 3.2.1.A'deki görüntü elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü ise şekil 3.2.1.B'de gösterilmiştir.



Şekil.3.2.1 Spoke Shot Testi **A.** Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü

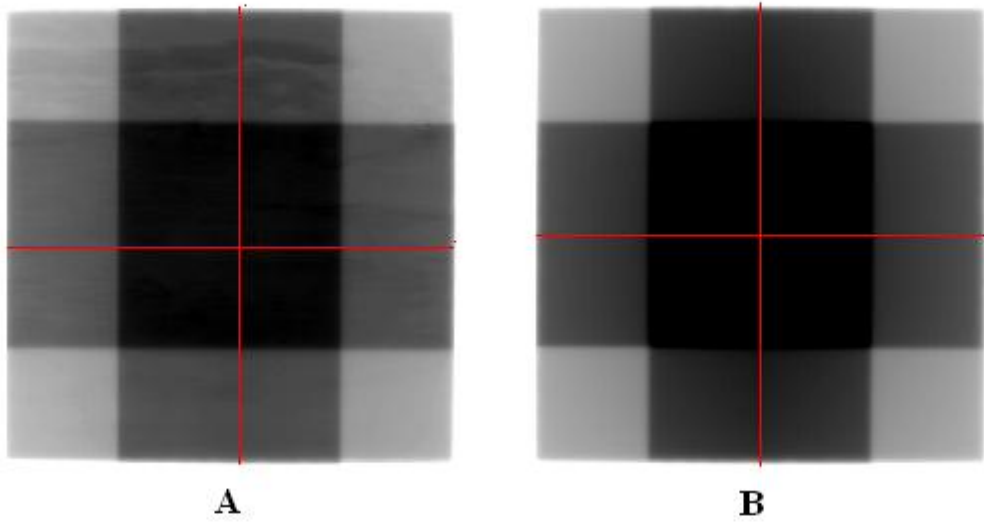
3.2.2 Radyasyon Merkezi Bulma Testi

Radyasyon merkezi bulma testi için gantry 0^0 'de ve masa hareketi sabit kalacak şekilde eşmerkezde açılan alan boyutu, $X_1=5$ cm, $X_2=10$ cm, $Y_1=10$ cm ve $Y_2=10$ cm'dir. Bu alan boyutunu değiştirmeden kolimatör 0^0 , 90^0 , 180^0 ve 270^0 açılarında ölçüm alınmıştır. Bu test 18 MV foton enerjisi için de tekrar edilmiştir. Çekilen film görüntüleri Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve 6 MV için şekil 3.2.2.1.A'deki görüntü 18 MV için şekil 3.2.2.2.A elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü ise 6 MV için şekil 3.2.2.1.B ve 18 MV için şekil 3.2.2.2.B'de gösterilmiştir.



Şekil.3.2.2.1 6 MV foton enerjisinde Radyasyon Merkezi Bulma Testi

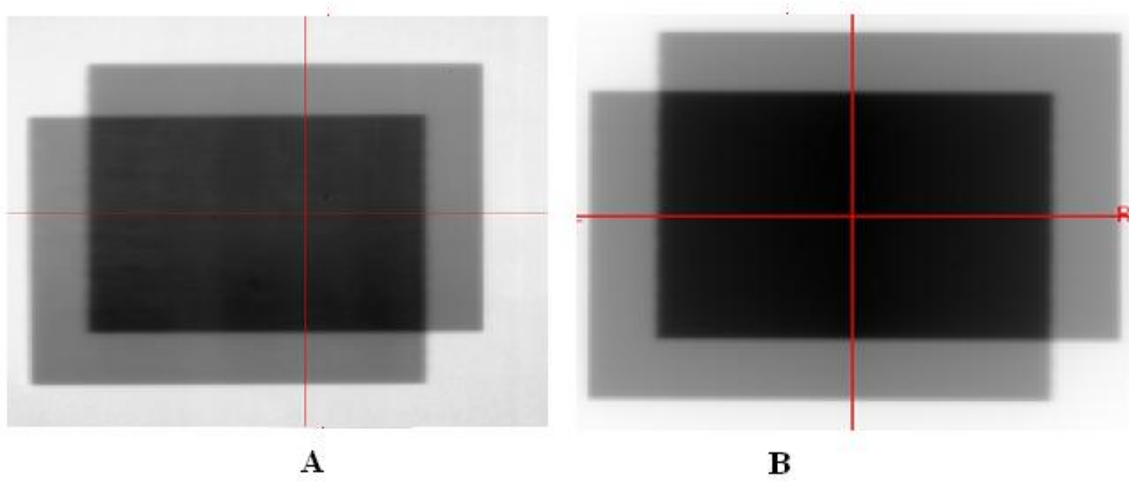
A. Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü



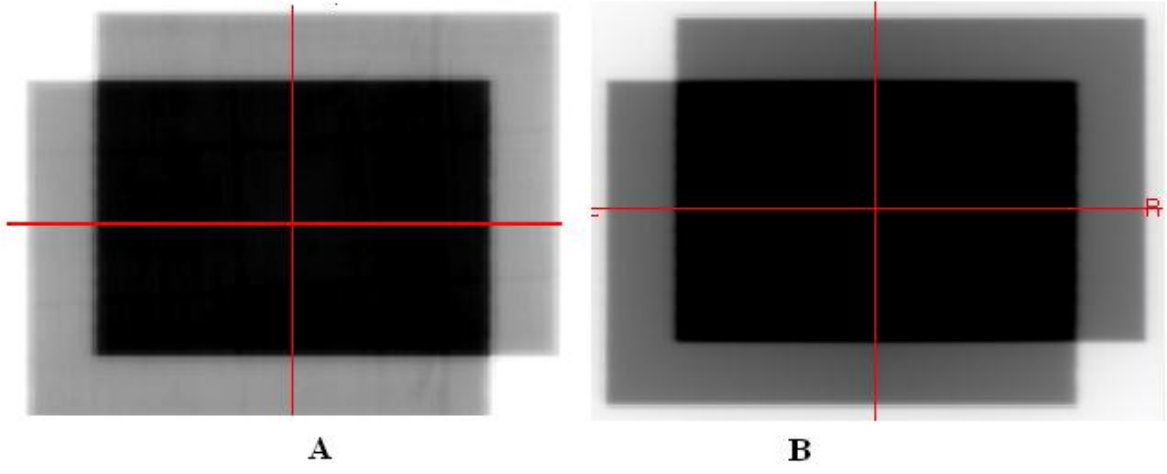
Şekil.3.2.2.2 18 MV foton enerjisinde Radyasyon Merkezi Bulma Testi
A. Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü

3.2.3 Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi

Lif pozisyonu doğruluğu testi için EPID ve film, gantry 0^0 de ve masa hareketleri sabit kalacak şekilde, eşmerkezde açılan $X_1 = 9$ cm, $X_2 = 6$ cm ve $Y_1 = 12$ cm, $Y_2 = 9$ cm ($X_1 + X_2 = 15$ cm ve $Y_1 + Y_2 = 21$ cm) boyutundaki alanı kullanarak, 0^0 ve 180^0 kolimatör açılarındaki ışınlanmıştır. Aynı test 90^0 gantry açısında da tekrarlanarak yerçekiminin lifler üzerindeki etkisi gözlemlenmiştir. Gantry 0^0 pozisyonunda çekilen film görüntüsü şekil 3.2.3.1.A'da EPID'den alınan görüntü ise 3.2.3.1.B'de gösterilmiştir. Gantry 90^0 pozisyonunda çekilen film görüntüsü şekil 3.2.3.2.A'da EPID'den alınan görüntü ise 3.2.3.2.B'de gösterilmiştir.



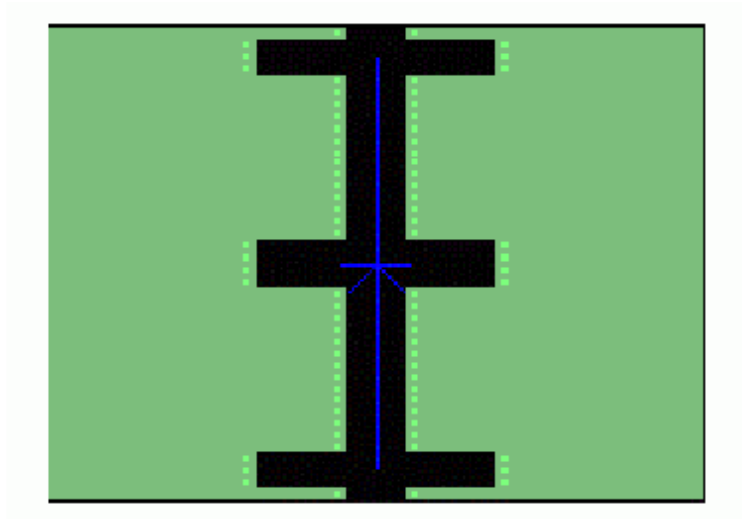
Şekil.3.2.3.1 Gantry 0^0 Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi
A.Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü



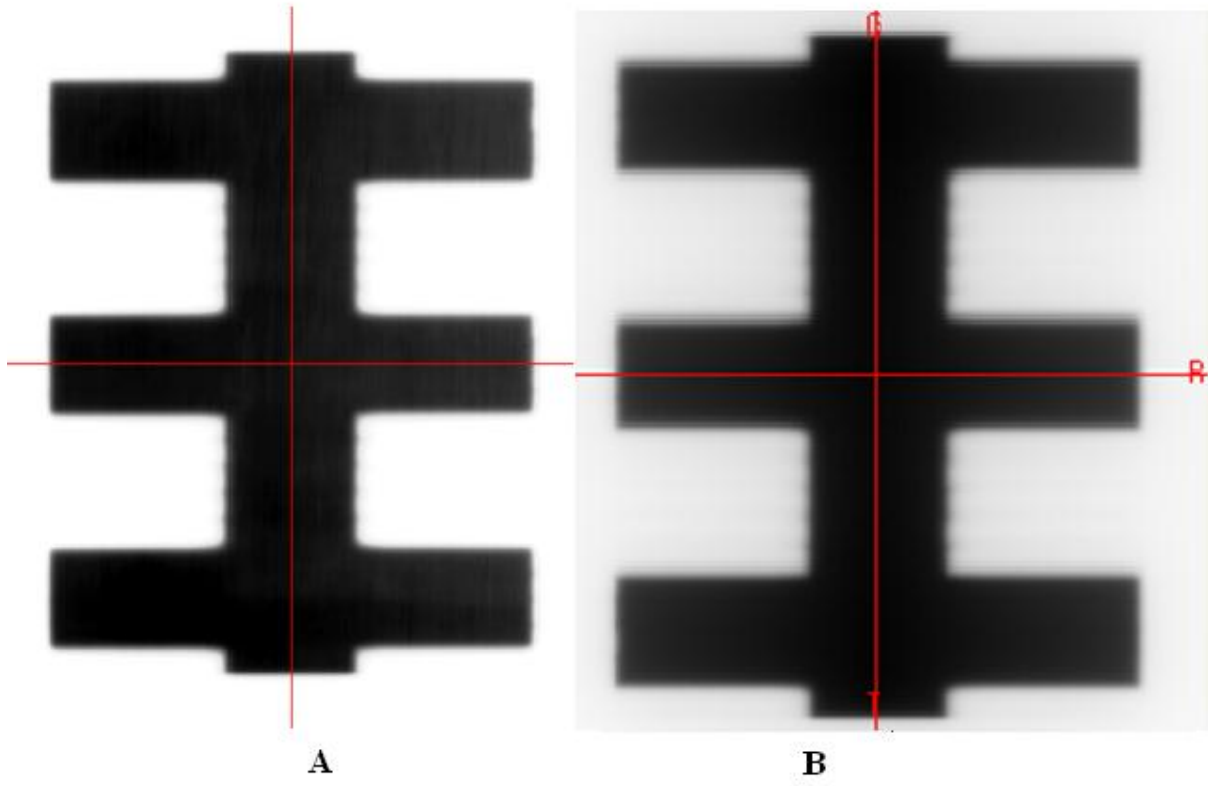
Şekil.3.2.3.2 Gantry 90^0 Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi
A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü

3.2.4 Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü

Bu çalışmada eşmerkezde lif kalınlığını kontrol etmek için kullanılan alan boyutu, lif kalınlığı kontrolü için Elekta sistemi içerisinde tanımlanmış alandır, bu alan boyutuna göre yan yana 4 lif kapalı ve aralarında 5 lif boş kalacak şekilde açılmıştır. Bu prosedüre göre eşmerkezde açılan alan boyutu şekil 3.2.4.1’de gösterilmiştir. Gantry 0^0 , kolimatör 0^0 ve masa hareketi sabit kalacak şekilde EPID ve film ile bu alan boyutunda ölçüm alınmıştır. Çekilen film görüntüsü Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve şekil 3.2.4.2.A’daki görüntü elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü ise şekil 3.2.4.2.B’de gösterilmiştir.



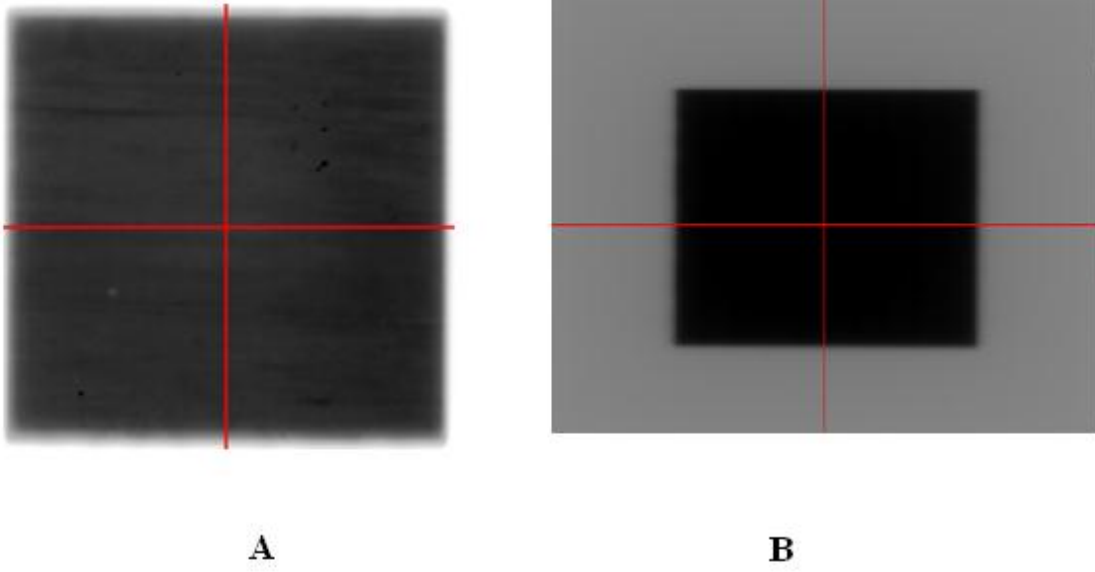
Şekil.3.2.4.1 Lif Kalınlığı Testi için Elekta sistemi içerisinde tanımlanmış alan (12)



Şekil.3.2.4.2 Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü Testi
A.Film görüntüsü B. EPID görüntüsü

3.2.5 Kare Alanda Işıklı Alan / Işınlanan Alan Testi

Bu çalışmada ışıklı alan / ışınlanan alan testi için 10x10 cm² boyutunda açılan kare alan kullanılmıştır. Alan boyutu, gantry, kolimatör ve masa hareketlerini sabit tutarak EPID ve film ile ölçüm alınmıştır. Çekilen film görüntüsü Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve şekil 3.2.5.A'deki görüntü elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü ise şekil 3.2.5.B'de gösterilmiştir.

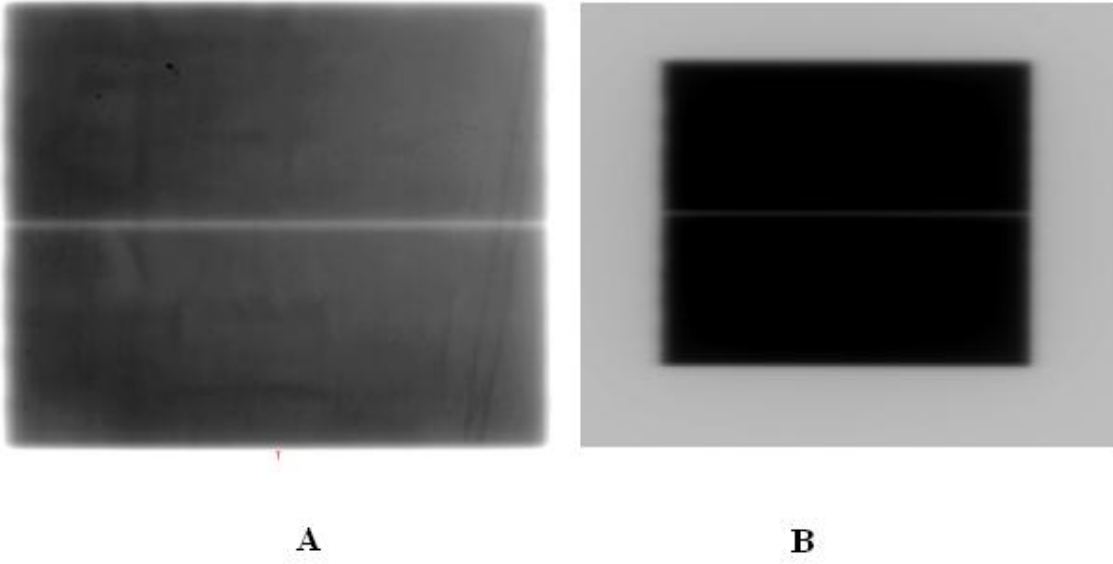


Şekil.3.2.5 Kare Alanda Işıklı Alan/Işınlanan Alan Testi

A.Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü

3.2.6 Asimetrik Alanda Işıklı Alan / Işıklanan Alan Testi

Bu çalışmada asimetrik alanda ışıklı alan / ışıklanan alan testi için önce X_1 tarafındaki ÇYK' lerin tamamı kapalı ve X_2 yönündeki ÇYK' ler açık kalacak şekilde daha sonra ise bu işlemin tam tersi yapılmış, gantry 0^0 , kolimatör 0^0 ve masa hareketi sabit kalacak şekilde EPID ve film ile ölçüm alınmıştır. Çekilen film görüntüsü Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve şekil 3.2.6.A'deki görüntü elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü ise şekil 3.2.6.B'de gösterilmiştir.



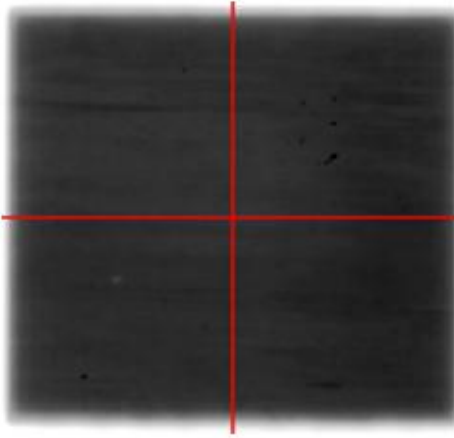
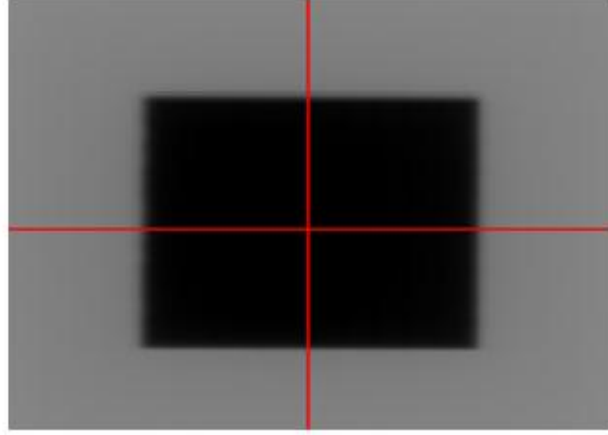
Şekil.3.2.6 Asimetrik Alanda Işıklı Alan/Işıklanan Alan Testi

A.Film görüntüsü

B. EPID görüntüsü

3.2.7 Simetri ve Düzgünlük Testi

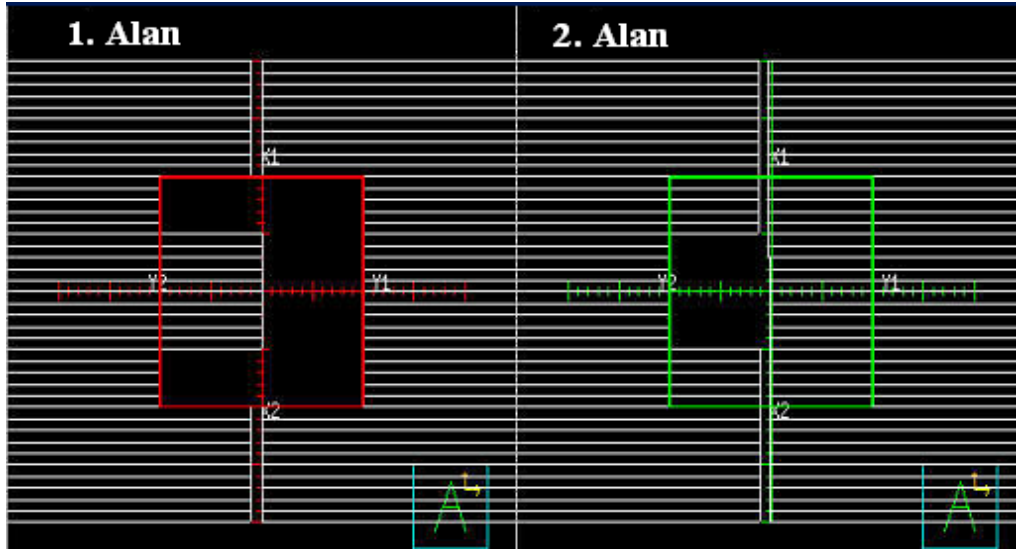
Bu çalışmada simetri ve düzgünlük testi için 10x10 cm² boyutunda açılan kare alan kullanılmıştır. Alan boyutu, gantry, kolimatör ve masa hareketlerini sabit tutarak EPID ve film ile ölçüm alınmıştır. Çekilen film görüntüsü Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve şekil 3.2.7.A'deki görüntü elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü ise şekil 3.2.7.B'de gösterilmiştir.

**A****B**

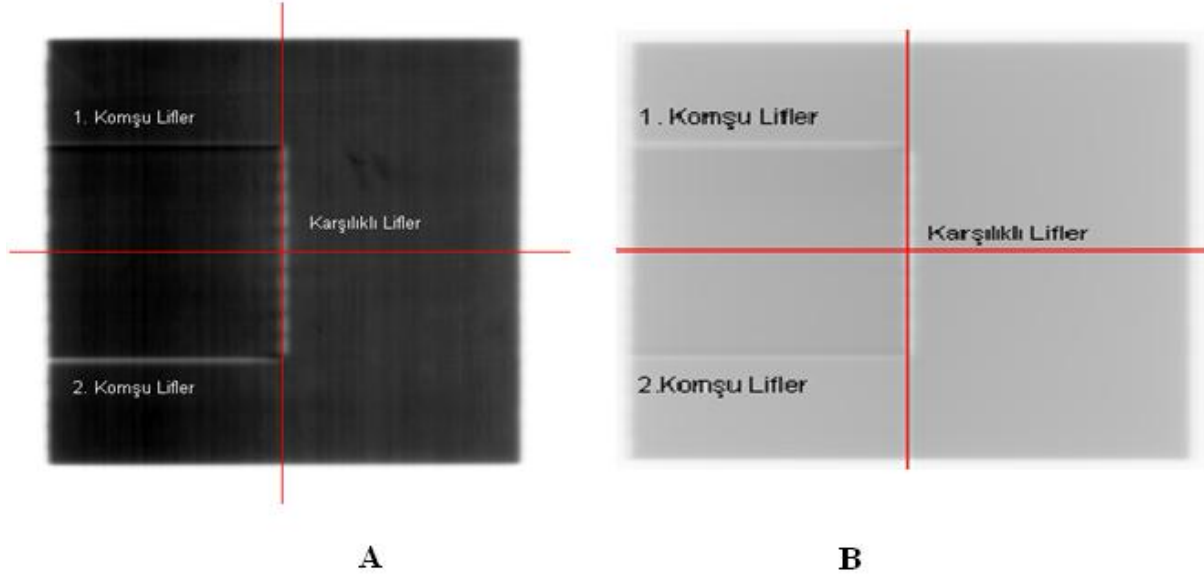
Şekil.3.2.7 Simetri ve Düzgünlük Testi **A.**Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü

3.2.8 “Tongue ve Groove” Etkisi

Bu çalışmada “Tongue ve Groove” etkisini test etmek için şekil 3.2.8.1’de görülen iki alan kullanılmıştır. Bu iki alan boyutu Precise Tedavi Planlama Sistemi’nde tanımlanmıştır. Bu iki alan boyutunu kullanarak gantry 0^0 , kolimatör 0^0 ve masa hareketi sabit olacak şekilde EPID ve film ile ölçüm alınmıştır. Çekilen film görüntüsü Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve şekil 3.2.8.A’deki görüntü elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü ise şekil 3.2.8.B’de gösterilmiştir.



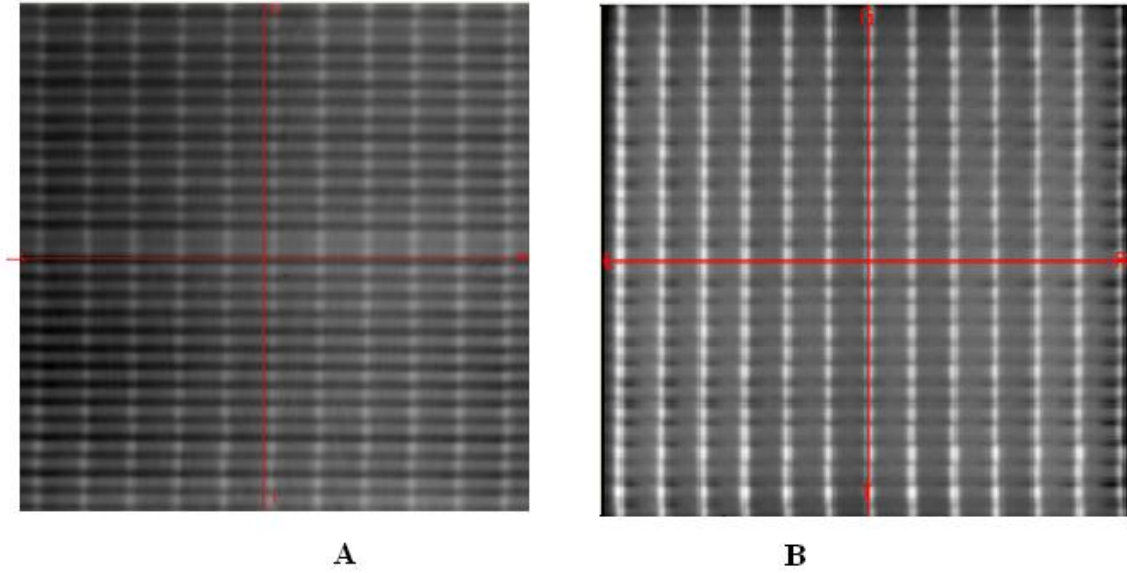
Şekil.3.2.7.1 “Tongue ve Groove” Etkisi için Precise Tedavi Planlama Sistemi’nde tanımlanan alan (12)



Şekil.3.2.8 “Tongue ve Groove” Etkisi **A.**Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü

3.2.9 “Picket Fence Testi”

Bu çalışmada “Picket Fence Testi” için gantry 0^0 , kolimatör 0^0 ve masa hareketleri sabit kalmıştır. Bu işlem için Elekta Marka Lineer Hızlandırıcı sisteminde bulunan “Picket Fence Test” prosedürü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu prosedüre göre lifler karşılıklı olarak aradaki mesafe 1 mm olacak şekilde kapatılmış ve ışınlama yapılmıştır. Daha sonra aradaki mesafe sabit kalacak şekilde, lifler hareketleri yönünde 2cm hareket ettirilmiş ve ışınlama yapılmıştır. Bu işlem lifler alan sonuna gelinceye kadar devam etmiştir. Çekilen film görüntüsü Epson Marka Lazer Tarayıcı ile taratılmış ve şekil 3.2.9.A'deki görüntü elde edilmiştir. EPID ile elde edilen görüntü şekil 3.2.9.B'de gösterilmiştir.



Şekil.3.2.9 “Picket Fence Testi” **A.**Film görüntüsü **B.** EPID görüntüsü

4.İSTATİSTİKSEL ANALİZ

İstatistiksel analizde Microsoft Excel 2007 “Çözümleme Araç Takımı” paketi ve SPSS 15.0 for Windows Evaluation Version istatistiksel analiz programı kullanıldı. Film ve EPID tekniği ile elde edilen ölçüm değerlerinin ki-kare testi ile normal dağılıma sahip olduğu %95 güven düzeyinde belirlendikten sonra; iki teknik arasında fark olup olmadığı “Student T-testi” ile test edilmiştir. Test sonucunda bulunan p değeri, $\alpha = 0.05$ değerinden büyük ise iki teknik arasındaki fark önemsiz ve p değeri 0.05’den küçük ise fark anlamlı kabul edilmiştir.

5.2 Radyasyon Merkezi Bulma Testi

Radyasyon Merkezi Bulma Testi için EPID ve film ile alınan 3 farklı ölçüm sonucu elde edilen uzunluk ölçümleri standart sapma olarak belirlenmiştir. 6 MV foton enerjisi için X eksen ölçümü Tablo 5.2.1’de, Y eksen için ise Tablo 5.2.2’de verilmiştir. 18 MV foton enerjisi için alınan ölçümler Tablo 5.2.3 ve Tablo 5.2.3’de verilmiştir.

Buna göre farklı koordinatlardaki uzunluk ölçümlerinin, EPID ile film tekniklerinde karşılaştırılmasında 6 MV foton enerjisinde X ve Y eksenleri için EPID ve film ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$), ancak bütün ölçümlerde EPID ile film arasındaki fark 2mm’nin altındadır. 18 MV foton enerjisinde ise X ve Y eksenleri için EPID ve film ölçümleri arasındaki fark, Y ekseninde -2 ve -3 koordinatları dışında anlamsızdır. 18 MV Y eksen -2 ve -3 koordinatlarında EPID ve film ile alınan ölçümler arasındaki fark 1 mm’yi geçmemektedir.

5.3 Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi

Lif Pozisyonu Doğruluğu Testi için EPID ve film ile alınan 3 farklı ölçüm sonucu elde edilen uzunluk ölçümleri standart sapma olarak belirlenmiştir. Gantry 0^0 için X eksen ölçümü Tablo 5.3.1’de, Y eksen için ise Tablo 5.3.2’de verilmiştir. Gantry 90^0 için alınan ölçümler Tablo 5.3.3 ve Tablo 5.3.4’de verilmiştir.

Buna göre farklı koordinatlardaki uzunluk ölçümlerinin, EPID ile film tekniklerinde karşılaştırılmasında gantry 0^0 ’de 6 ve 4, gantry 90^0 ’de -6 ve -2 numaralı koordinatlarda X eksen için EPID ve film ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0.05$). X eksen için diğer koordinatlarda EPID ile film arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) ancak bu fark 2 mm’nin altındadır. Y eksen için gantry 0^0 ’de 8 ve 6 numaralı koordinatlarda EPID ve film ölçümleri arasındaki fark anlamlıdır ($p<0.05$), Y eksen için diğer bütün ölçümlerde EPID ile film arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0.05$).

Tablo 5.3.1 Her bir teknikte gantry 0^0 için (X) 6, 4, 2, 0, -2, -4, -6 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		6	4	2	0	-2	-4	-6
Film x	Ortalama	17.8455	17.8915	17.8415	17.7925	17.7640	17.7060	17.6590
	Std. Sapma	0.0165	0.0135	0.0155	0.0205	0.0260	0.0250	0.0250
EPID x	Ortalama	17.8205	17.8855	17.9265	17.9245	17.9070	17.8890	17.7165
	Std. Sapma	0.0375	0.0215	0.0135	0.0125	0.0140	0.0090	0.0215
p değeri		0,350393	0,703400	0,002011	0,000679	0,001105	0,000283	0,000020
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00

Tablo 5.3.2 Her bir teknikte gantry 0^0 için (Y) 8, 6, 4, 2, 0, -2, -4, -6, -8 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		8	6	4	2	0	-2	-4	-6	-8
Film y	Ortalama	12.1400	12.1600	12.1503	12.1397	12.1403	12.1400	12.1093	12.1140	12.1030
	Std. Sapma	0.0139	0.0145	0.0146	0.0130	0.0172	0.0161	0.0112	0.0147	0.0139
EPID y	Ortalama	12.0547	12.0747	12.0873	12.1050	12.1147	12.1057	12.1010	12.0920	12.0793
	Std. Sapma	0.0393	0.0364	0.0352	0.0337	0.0356	0.0356	0.0384	0.0399	0.0424
p değeri		0,0239063	0,0195074	0,0458371	0,1719911	0,3235430	0,2029906	0,7365700	0,4208265	0,4098559
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00

Tablo 5.3.3 Her bir teknikte gantry 90^0 için (X) 6, 4, 2, 0, -2, -4, -6 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

5.4 Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü

Eşmerkezde Lif Kalınlığı Kontrolü için EPID ve film ile 3 farklı ölçümden elde edilen (Y) 8, 6, 4, -4, -6, -8 koordinatlarındaki uzunluk ölçümleri standart sapma olarak belirlenmiş ve Tablo 5.4’de verilmiştir.

Buna göre farklı koordinatlardaki uzunluk ölçümlerinin, EPID ile film tekniklerinde karşılaştırılmasında bütün koordinat değerleri için EPID ve film ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$). Lif kalınlığı ölçümlerine göre, eşmerkezde mutlak lif kalınlığı uzunluğu 22 cm’dir ve bütün koordinatlarda EPID, filme göre bu değere daha yakın bulunmuştur. Film ölçümlerinde 3 mm’ye varan farklılık tespit edilmiştir.

Tablo 5.4 Her bir teknik için (Y) 8, 6, 4, -4, -6, -8 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		8	6	4	-4	-6	-8
Film	Ortalama	21.7567	21.7610	21.7810	21.8170	21.8063	21.7807
	Std. Sapma	0.0032	0.0026	0.0026	0.0026	0.0029	0.0025
EPID	Ortalama	22.1040	22.1053	22.1187	22.0673	22.0560	22.0490
	Std. Sapma	0.0010	0.0015	0.0006	0.0032	0.0017	0.0017
p değeri		0,000000	0,000000	0,000000	0,000000	0,000000	0,000000
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 00

5.5 Kare Alanda Işıklı Alan / Işınlanan Alan Testi

Kare Alanda Işıklı Alan / Işınlanan Alan Testi için EPID ve film ile 3 farklı ölçümden elde edilen X ve Y eksenini için 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümleri standart sapma olarak belirlenmiş ve Tablo 5.5.1 ve 5.5.2’de verilmiştir.

Buna göre farklı koordinatlardaki uzunluk ölçümlerinin, EPID ile film tekniklerinde karşılaştırılmasında hem X hem de Y eksenini için EPID ve film ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$), ancak aradaki fark 2mm’nin altındadır. EPID tekniğini ile alınan ölçüm sonuçları birbiri ile daha tutarlı ve daha doğru çıkmıştır.

5.6 Asimetrik Alanda Işıklı Alan / Işınlanan Alan Testi

Asimetrik Alanda Işıklı Alan / Işınlanan Alan Testi için EPID ve film ile 3 farklı ölçümden elde edilen 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümleri standart sapma olarak belirlenmiş ve Tablo 5.6'da verilmiştir.

Buna göre farklı koordinatlardaki uzunluk ölçümlerinin, EPID ile film tekniklerinde karşılaştırılmasında EPID ve film ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0.05$).

Tablo 5.6 Her bir teknik için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki uzunluk ölçümlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		4	3	2	1	-1	-2	-3	-4
Film y	Ortalama	2.8667	2.8667	2.8000	2.9333	2.8667	2.7667	2.8667	2.8000
	Std. Sapma	0.2309	0.2309	0.3464	0.1155	0.2309	0.4041	0.2309	0.3464
EPID y	Ortalama	2.9333	2.8333	2.9000	3.0000	2.9333	2.9333	2.9333	2.8667
	Std. Sapma	0.1155	0.2887	0.1732	0.0000	0.1155	0.1155	0.1155	0.2309
p değeri		0,677869	0,883461	0,677869	0,373901	0,677869	0,529953	0,677869	0,795255
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		00 ± 00	00 ± 01	00 ± 01	00 ± 00	00 ± 00	00 ± 01	00 ± 00	00 ± 01

5.7 Simetri ve Düzgünlük Testi

Simetri ve Düzgünlük Testi için EPID ve film ile 3 farklı ölçümden elde edilen 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri ve düzgünlük değerleri standart sapma olarak belirlenmiş ve Tablo 5.7.1, 5.7.3, 5.7.5, 5.7.7’de verilmiştir. EPID ve su fantomu ölçümünden elde edilen simetri ve düzgünlük değerleri Tablo 5.7.2, 5.7.4, 5.7.6, 5.7.8’de verilmiştir.

Buna göre; farklı koordinatlardaki uzunluk ölçümlerinin, EPID ile film tekniklerinde karşılaştırılmasında, EPID ve film ile alınan bütün ölçümler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$). X ve Y eksenindeki düzgünlük ve simetri değerleri için, film ile alınan ölçüm değerleri eksen boyunca çok fazla sapma gösterirken (düzgünlük: max.%116,47 - min.%109,99) (simetri: max.%115,15 - min.%109,04), EPID ile alınan ölçümler ise kendi içinde tutarlı çıkmıştır (düzgünlük: max.%105,36 - min.%104,71) (simetri: max.102,68 - min.%101,96).

EPID ve su fantomu ile alınan bütün ölçümler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$). X eksenindeki düzgünlük ölçümleri için aradaki fark minimum %3’tür ancak simetri değerleri için aradaki fark maksimum % 2’dir. Y eksenindeki bütün koordinatlarda, düzgünlük ölçümleri için EPID ve su fantomu arasındaki fark % 2’nin altındadır.

Tablo 5.7.1 EPID ve film tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		4	3	2	1	-1	-2	-3	-4
Film x	Ortalama	110.2400	109.9933	112.6900	111.8400	115.5100	116.4767	114.5533	114.4933
	Std. Sapma	0.1442	0.0651	0.2427	0.1473	0.0458	0.3479	0.1343	0.0929
EPID x	Ortalama	104.7100	105.1200	105.2733	105.3667	105.1067	104.8533	104.9533	105.0667
	Std. Sapma	0.3804	0.4180	0.4140	0.0702	0.0586	0.0902	0.1137	0.1060
p değeri		0,000019	0,000037	0,000012	0,000000	0,000000	0,000001	0,000000	0,000000
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		06 ± 01	05 ± 01	07 ± 01	06 ± 00	010 ± 00	012 ± 01	010 ± 00	09 ± 00

Tablo 5.7.2 EPID ve su fantomu tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		4	3	2	1	-1	-2	-3	-4
Su Fantom x	Ortalama	101.7767	101.2867	101.4067	101.7967	101.7367	101.4400	101.7467	101.7167
	Std. Sapma	0.4110	0.1888	0.1553	0.5811	0.0451	0.1825	0.1079	0.1305
EPID x	Ortalama	104.7100	105.1200	105.2733	105.3667	105.1067	104.8533	104.9533	105.0667
	Std. Sapma	0.3804	0.4180	0.4140	0.0702	0.0586	0.0902	0.1137	0.1060
p değeri		0,000818	0,000132	0,000111	0,000454	0,000000	0,000008	0,000004	0,000004
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		-03 ± 01	-04 ± 01	-04 ± 01	-04 ± 01	-03 ± 00	-03 ± 00	-03 ± 00	-03 ± 00

Tablo 5.7.3 EPID ve film tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

Film x	Ortalama	109.0400	109.1267	110.1367	111.0067	115.1567	115.6233	113.9233	113.8467
	Std. Sapma	0.0173	0.0802	0.0586	0.0833	0.2312	0.2082	0.2669	0.1168
EPID x	Ortalama	101.9667	102.2167	102.5533	102.6833	102.6667	102.3933	102.6267	102.5667
	Std. Sapma	0.2237	0.0681	0.0115	0.0252	0.1986	0.1060	0.2021	0.2616
p değeri		0,000001	0,000000	0,000000	0,000000	0,000000	0,000000	0,000001	0,000000
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		07 ± 00	07 ± 00	08 ± 00	08 ± 00	012 ± 01	013 ± 00	011 ± 01	011 ± 00

Tablo 5.7.4 EPID ve su fantomu tekniği için (X) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

Su Fantom x	Ortalama	100.7133	100.6167	100.5367	100.9333	100.5667	100.6567	100.7800	100.6867
	Std. Sapma	0.3024	0.2050	0.1762	0.3696	0.1680	0.3717	0.2330	0.1656
EPID x	Ortalama	101.9667	102.2167	102.5533	102.6833	102.6667	102.3933	102.6267	102.5667
	Std. Sapma	0.2237	0.0681	0.0115	0.0252	0.1986	0.1060	0.2021	0.2616
p değeri		0,004474	0,000213	0,000038	0,001216	0,000152	0,001470	0,000488	0,000462
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		-01 ± 01	-02 ± 00	-02 ± 00	-02 ± 00	-02 ± 00	-02 ± 01	-02 ± 01	-02 ± 01

Tablo 5.7.5 EPID ve film tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		4	3	2	1	-1	-2	-3	-4
Film y	Ortalama	108.4033	107.7167	109.7867	106.4933	109.2800	110.9600	111.9667	114.1200
	Std. Sapma	0.2914	0.1617	0.0115	0.0451	0.3676	0.2944	0.1484	0.1600
EPID y	Ortalama	102.7733	102.6767	102.9100	103.0300	103.3067	104.1433	103.6267	103.5633
	Std. Sapma	0.1528	0.1793	0.1200	0.1058	0.0451	0.1124	0.1557	0.0513
p değeri		0,000008	0,000003	0,000000	0,000001	0,000010	0,000003	0,000000	0,000000
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		06 ± 01	05 ± 00	07 ± 00	03 ± 00	06 ± 01	07 ± 01	08 ± 00	011 ± 00

Tablo 5.7.6 EPID ve su fantomu tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki düzgünlük değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

		4	3	2	1	-1	-2	-3	-4
Su Fantom y	Ortalama	102.9667	102.4333	102.2733	101.8533	101.9000	101.9333	102.6733	103.0667
	Std. Sapma	0.1850	0.2026	0.0473	0.1007	0.1353	0.0551	0.1950	0.6493
EPID y	Ortalama	102.7733	102.6767	102.9100	103.0300	103.3067	103.1433	103.6267	103.5633
	Std. Sapma	0.1528	0.1793	0.1200	0.1058	0.0451	0.1124	0.1557	0.0513
p değeri		0,235303	0,194201	0,001027	0,000153	0,000069	0,000007	0,002704	0,257093
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		00 ± 00	00 ± 00	-01 ± 00	-01 ± 00	-01 ± 00	-02 ± 00	-01 ± 00	00 ± 01

Tablo 5.7.7 EPID ve film tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

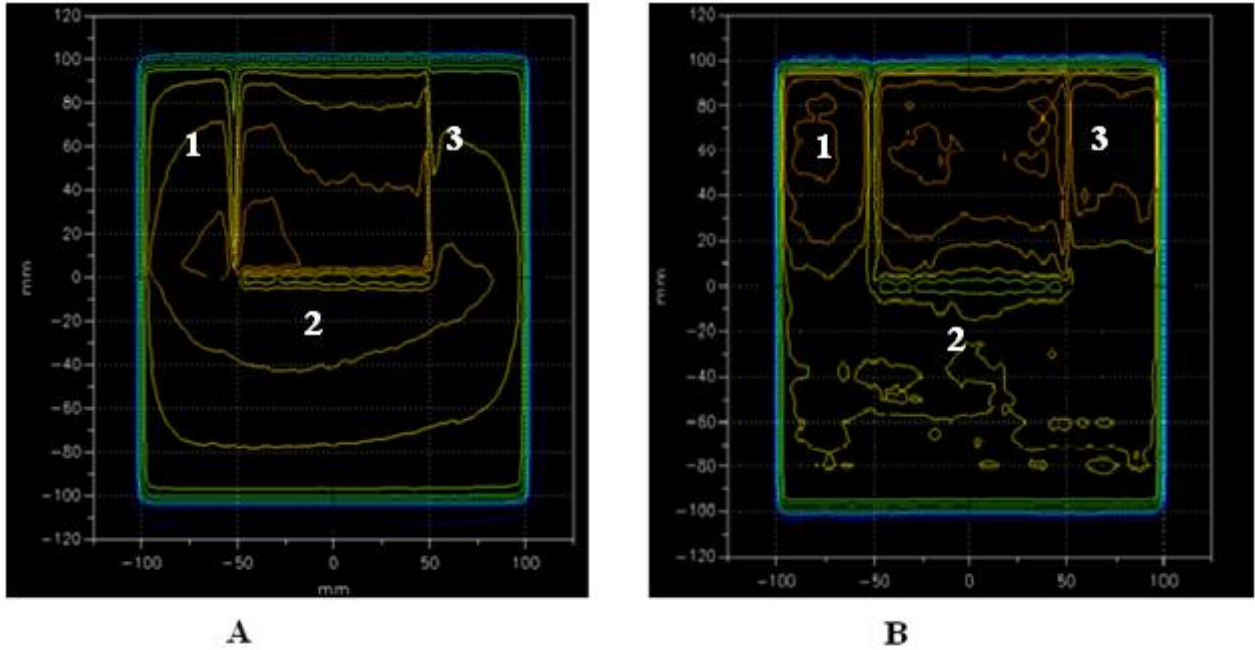
		4	3	2	1	-1	-2	-3	-4
Film y	Ortalama	108.0800	105.5800	107.6500	105.2000	107.5533	108.9567	109.0500	112.3233
	Std. Sapma	0.0300	0.3032	0.0721	0.1345	0.1290	0.3453	0.1539	0.2371
EPID y	Ortalama	100.7367	100.7167	101.0967	101.2000	101.1300	100.9967	100.9367	100.6367
	Std. Sapma	0.2316	0.0551	0.1858	0.1493	0.0300	0.0153	0.1626	0.0850
p değeri		0,000001	0,000011	0,000001	0,000004	0,000000	0,000002	0,000000	0,000000
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		07 ± 00	05 ± 00	07 ± 00	04 ± 00	06 ± 00	08 ± 00	08 ± 00	012 ± 00

Tablo 5.7.8 EPID ve su fantomu tekniği için (Y) 4, 3, 2, 1, -1, -2, -3, -4 koordinatlarındaki simetri değerlerinin ortalaması, standart sapması, güven aralığı ve p değeri.

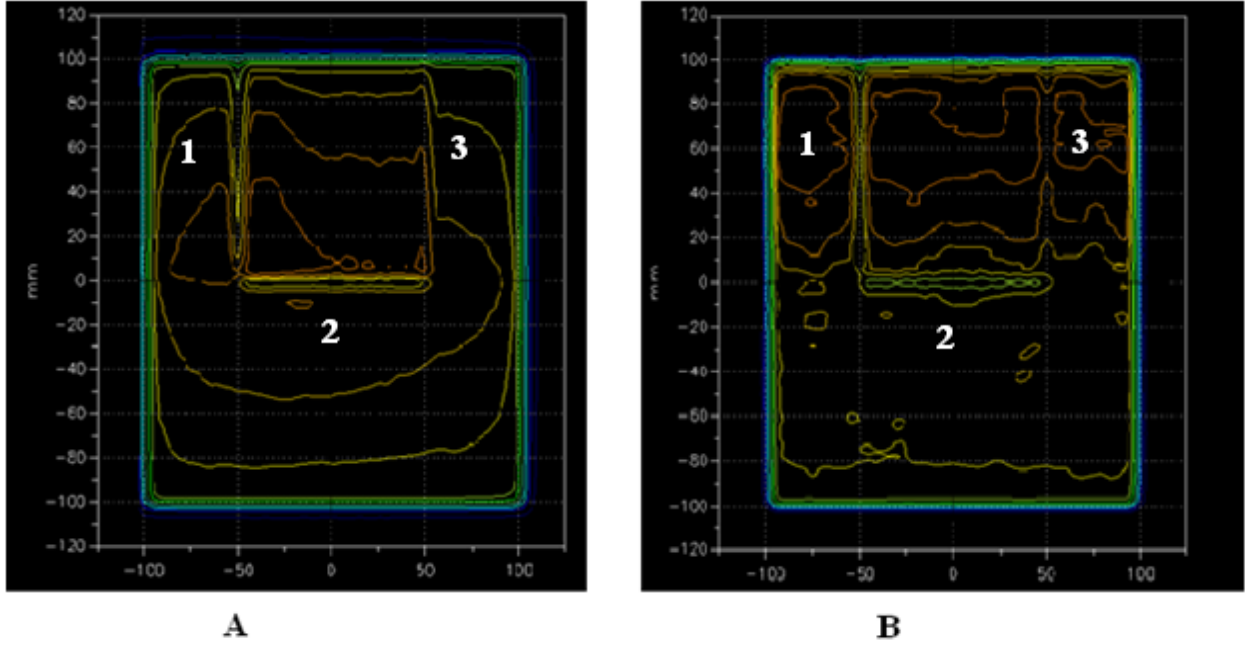
		4	3	2	1	-1	-2	-3	-4
Su Fantom y	Ortalama	101.2067	100.5433	100.7867	100.9100	100.9433	100.6500	100.8267	100.9500
	Std. Sapma	0.1877	0.0950	0.0611	0.3559	0.3308	0.1418	0.3202	0.5237
EPID y	Ortalama	102.7733	102.6767	102.9100	103.0300	103.3067	103.1433	103.6267	103.5633
	Std. Sapma	0.1528	0.1793	0.1200	0.1058	0.0451	0.1124	0.1557	0.0513
p değeri		0,000360	0,000053	0,000011	0,000587	0,000254	0,000005	0,000168	0,001004
Ortalama Farkı %95 Güven Aralığı		-02 ± 00	-02 ± 00	-02 ± 00	-02 ± 01	-02 ± 00	-03 ± 00	-03 ± 01	-03 ± 01

5.8 “Tongue ve Groove” Etkisi

“Tongue ve Groove” Testi için EPID ve film ile alınan ölçümlerden elde edilen alanların X ve Y eksenlerindeki izodoz dağılımları ve Şekil 5.8.1 ve 5.8.2’de verilmiştir. Burada EPID ve filmde elde edilen izodoz dağılımları birbirinden farklılık göstermektedir. Bunun nedeni film ile elde edilen görüntüdeki gürültünün fazla olmasıdır. Ancak burada asıl önemli olan numaralarla gösterilen bölgelerdeki doz düşüşleridir. X ve Y eksenleri için numara 2 ile gösterilen liflerin karşılıklı olarak kapanmasından kaynaklanan (tongue etkisi) izodozdaki düşüş, her iki teknik ile de tespit edilmiştir. Numara 1 ve 3 ile gösterilen bölgelerdeki liflerin birbirine paralel bir şekilde kapanmasından kaynaklanan (groove etkisi) izodozdaki düşüş yine her iki teknik ile tespit edilmiştir. 1 numaralı bölgede düşüş fazla iken 3 numaralı bölgede ise bu düşüş azdır ve EPID ölçümü ile film ölçümü birbiri ile uyum göstermektedir.



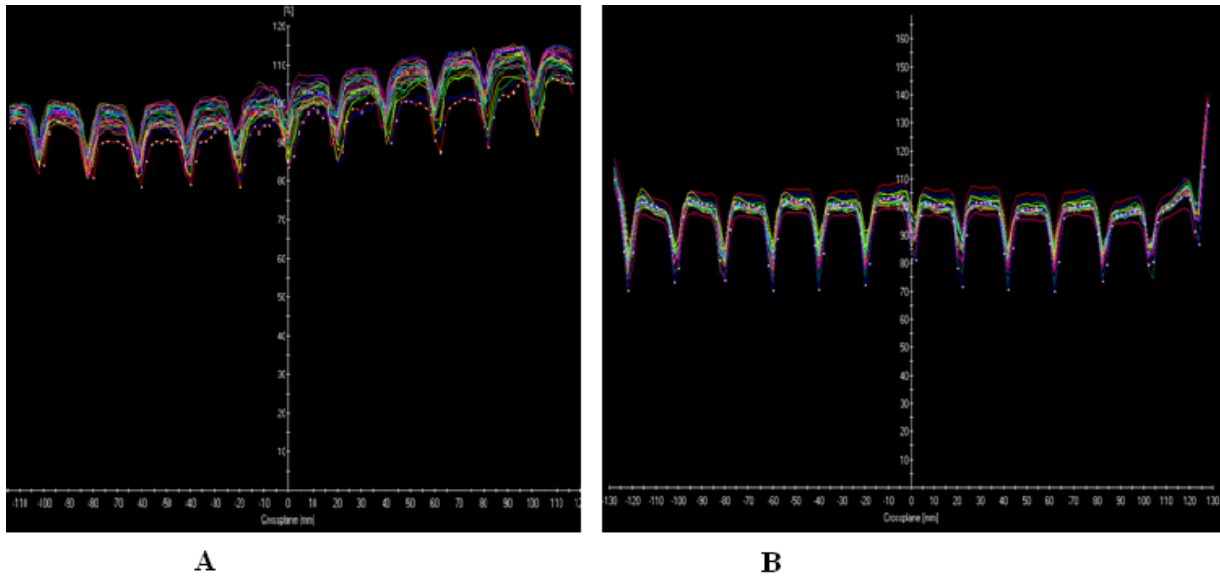
Şekil.5.8.1 “Tongue ve Groove” Etkisi için X ekseninde 5mm aralıklarla taranmış izodoz dağılımı **A**.EPID **B**.Film



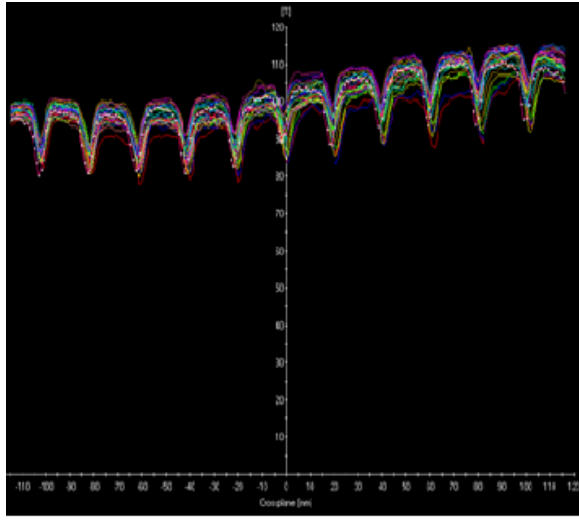
Şekil.5.8.2 “Tongue ve Groove” Etkisi için Y ekseninde 5mm aralıklarla taranmış izodoz dağılımı **A.EPID B.Film**

5.9 “Picket Fence Testi”

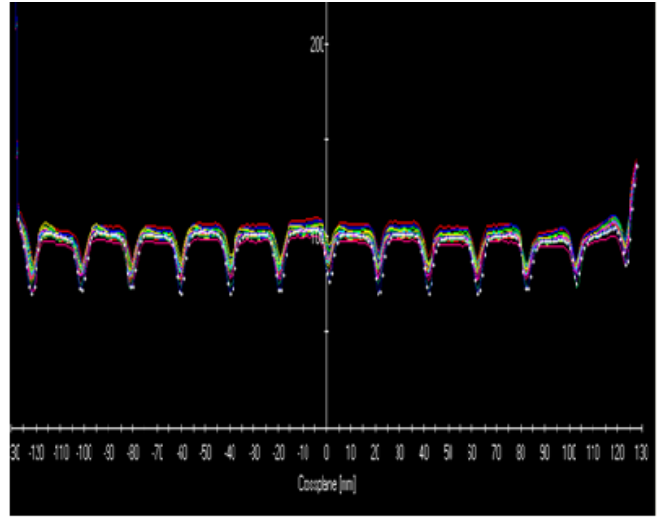
“Picket Fence Testi” için EPID ve film ile alınan ölçümler sonucu 2 mm, 1 mm ve 0.5 mm aralıklarla taranan alanlardan elde edilen profil görüntüleri Şekil 5.9.1, 5.9.2 ve 5.9.3’te verilmiştir. Buna göre her iki teknikte alınan ölçüm sonucu liflerin doğru pozisyonda olduğu tespit edilmiştir ve EPID ve film değerleri birbiri ile uyum göstermektedir. Tarama sıklığı 2mm’den 0.5mm’ye doğru gittikçe EPID’den elde edilen profiller arasındaki fark azalmakta ve liflerin pozisyonu daha rahat tespit edilmektedir bu durumun aksine film ile elde edilen profillerdeki görüntüde anlamlı bir değişim olmamıştır.



Şekil.5.9.1 “Picket Fence Testi” için 2 mm aralıklarla taranmış profil görüntüsü **A.Film**
B.EPID

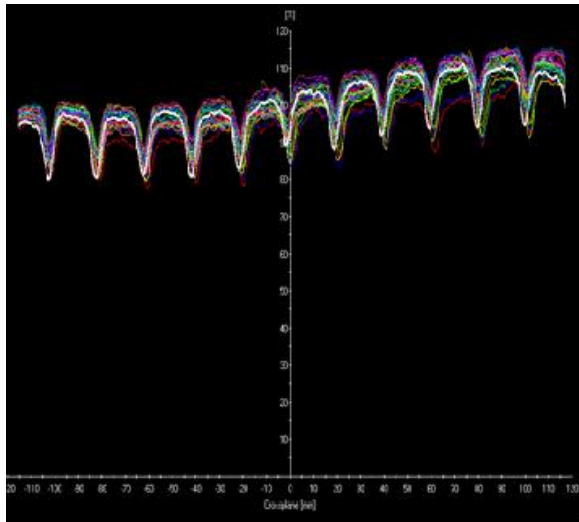


A

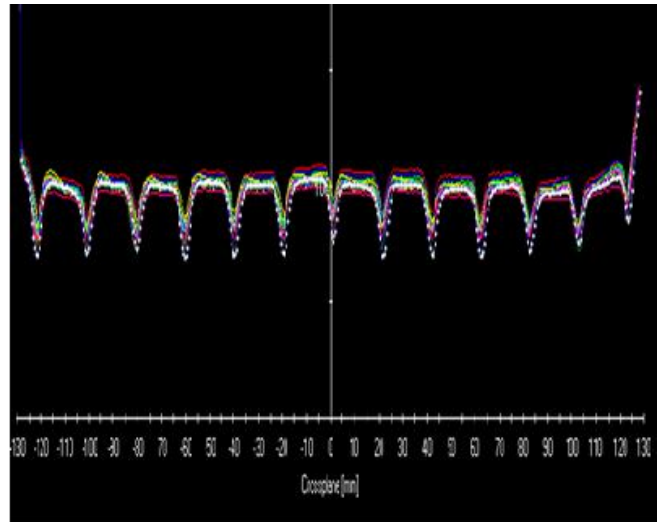


B

Şekil.5.9.2 “Picket Fence Testi” için 1 mm aralıklarla taranmış profil görüntüsü **A.Film**
B.EPID



A



B

Şekil.5.9.3 “Picket Fence Testi” için 0.5 mm aralıklarla taranmış profil görüntüsü **A.Film**
B.EPID

6.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında cihaz kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri ve YART için ÇYK testleri için EPID ve film teknikleri arasındaki fark saptanmaya çalışılmıştır. Bu amaçla, her test için ölçümler 3 kere tekrarlanmış, EPID ve film tekniğinden elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Her bir test için belirlenen ölçüm parametrelerini “Student-T Testi” kullanarak teknikler karşılaştırılmış ve p değerleri hesaplanmıştır.

Literatürde, film ve EPID tekniğini uygulayarak rutin kalite kontrol testlerini ve YART için ÇYK testlerini yüksek hassasiyet ve doğrulukla gerçekleştirmek için birçok çalışma yapılmıştır. Yang ve Xing’in a-Si tabanlı EPID ile yaptığı çalışmada, EPID’in ilk kalibrasyon değerlerini kullanarak yaptığı uzun dönem ölçümlerinde, EPID’i tekrarlanabilirlik açısından değerlendirmiş ve EPID pozisyonundaki değişime bağlı olarak 3 mm sapma tespit etmişlerdir (19). Bu tez çalışmasında da EPID ile alınan ölçümler 3 kere tekrarlanmış ve hem bu ölçümler arasında hem de testlerdeki farklı koordinatlarda alınan ölçümler arasında 2,5 mm’nin altında sapma tespit edilmiştir.

Film ölçümleri için, filmin doğru pozisyonunda olması çok önemlidir, filmi her defasında ölçüm alınan aynı konuma yerleştirmek zordur ve buna bağlı olarak alınan ölçümlerde farklılıklar tespit edilebilmektedir. Bunun dışında, cihazdaki mekanik belirsizliklerden en fazla etkilenecek olan film ölçümleridir. Örneğin eğer SSD göstergesinde 1mm’lik sapma varsa bu filmin pozisyonuna dolayısıyla da ölçüme yansiyacaktır. EPID kaynak mesafesi ise her zaman sabittir ve EPID ile alınan ölçümler cihazın mekanik belirsizliklerini minimum düzeye indirmektedir. Bu çalışmada da karşılaştırılan EPID ile film ölçüm değerlerindeki farklılıklarının temel sebeplerinden biri de budur. Bu tez çalışmasında cihaz kabul testleri ve rutin kalite kontrol testlerindeki ölçüm sonuçlarına göre EPID tekrarlanabilirlik ve doğruluk bakımından filme göre üstün bulunmuştur. Benzer sonuçlar Baker ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da gösterilmiştir (20).

Sastra-Padro ve arkadaşlarının dozimetrik olarak yaptığı çalışmada (20), EPID ve film ile alınan ölçümlerde bağıl olarak 1mm, mutlak olarak ise 2.5 mm’lik fark tespit edilmiştir. Mutlak ölçümlerde EPID ve film arasında 2.5 mm’nin altında bir farklılık tespit etmek, kullanıcıya bağlı doğabilecek hatalardan dolayı oldukça zordur. Çünkü film

analizinde kullanılan taratıcı, tarama çözünürlüğü ve işlenmesi sırasında karşılaşılabilecek günlük değişimlerden kaynaklanan optik yoğunluktaki değişim ve buna bağlı olarak alan kenarlarındaki %50'lik izodozun tespitindeki farklılıklardan kaynaklanabilecek belirsizlikler bulunmaktadır. Bu çalışmada alınan ölçümlerde, cihaz kabul testleri ve rutin kalite kontrol testlerinde EPID ve film ölçümleri arasında 2,5 mm'nin üzerinde farklılık tespit edilmemiştir.

Çalışmamızda cihaz kabul testlerinden elde edilen ölçüm sonuçlarında genellikle EPID ile film birbiri ile uyumlu çıkmıştır. "Spoke shot testi" için ise EPID ile film ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ancak aradaki fark 2 mm'yi geçmemektedir. Bu testin analizi için kullanılan alan boyutu çok küçüktür dolayısıyla ölçüm alınan alanın tam olarak eş-merkezde bulunması ölçümün doğruluğu ve hassasiyeti bakımından çok önemlidir. Baker ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, ışın demetinin merkezi ile film merkezini doğru olarak karşılaştırabilmek için farklı yöntemler kullanmışlardır. Ancak ışın demetinin merkezi ile film merkezinin uyumunda, 0.5 mm'den daha iyi bir çakışma elde edememişlerdir (10). Bu çalışma göstermektedir ki filmi doğru pozisyonda ışınlamak çok zordur ve özellikle "spoke shot" gibi yüksek hassasiyet gerektiren testlerde bu hata EPID ile film arasında ölçüm farklılığına neden olmaktadır. EPID kaynak mesafesi her zaman sabittir dolayısıyla alınan ölçüm, EPID doğru pozisyonda bulunduğu müddetçe doğrudur. Bu nedenle EPID ile alınan ölçümlerde cihazın mekanik değişimlerinden bağımsız hale gelmiştir. Ancak film, cihazın SSD göstergesindeki değişime göre farklı SSD değerlerinde bulunabilmektedir. Özellikle bu testte, cihazın SSD göstergesindeki küçük değişim, alan boyutunda ve ölçüm sonuçlarında büyük değişimlere neden olmaktadır. Bu test sonuçlarındaki temel farklılıklardan biri de cihazın SSD göstergesindeki farklılıktan kaynaklanmaktadır.

Lif pozisyonu doğruluğu testi ve lif kalınlığı kontrolü testi için literatürde EPID ve filmi karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Bu testler cihaza özgü ve cihaz kabulünden önce servis mühendisleri tarafından sadece film kullanılarak yapılan testlerdir. Bu konuda bir ilk olan çalışmamızda lif pozisyonu doğruluğu testi için yapılan ölçümlerde X ve Y eksenlerindeki EPID ve film ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. EPID ile film ölçümlerinde 0^0 ve 90^0 gantry açılarında ölçüm tekrarlanmış,

yerçekiminin lifler üzerindeki etkisi tespit edilmeye çalışılmıştır. Gantry 0^0 ve 90^0 açılarında tekrarlanan testte, alınan ölçümler sonucu liflerin pozisyonlarında yerçekimine bağlı anlamlı bir değişim gözlenmemiştir.

Cihaz kabul testlerinden bir diğeri olan lif kalınlığı kontrolü testi için yapılan ölçümlerde film ve EPID ile alınan ölçüm değerleri filmde +X tarafında 5 mm, -X tarafında 3 mm'ye kadar farklılık göstermiştir. Lif kalınlığı kontrolü için yapılan bu testte eşmerkezde liflerin mutlak uzunluğunun ölçümü söz konusudur. Bu test için açılan alanda 22 lifin mutlak uzunluğu yapılmıştır. EPID ile alınan ölçüm sonuçlarına göre EPID ölçümleri 22 değerine daha yakın çıkmıştır.

Cihaz kabulü sonrası kalite kontrol testlerinde EPID ve film ölçüm sonuçları hem X hem de Y ekseninde birbiri ile uyumlu sonuçlar vermiştir. Mutlak alan boyutu ölçümünde EPID ile film arasındaki fark 2,5 mm'yi geçmemektedir ve bu değer Sastra-Padro ve arkadaşlarının yaptığı çalışma da mutlak alan boyutu ölçümlerinde EPID ve film arasındaki fark 2 mm'nin altındadır (20). Eksen boyunca alınan ölçümlere göre EPID ölçümleri birbiri ile daha uyumlu çıkmıştır. Film ölçümleri arasındaki farklılık, filmin işlenmesi ve analiz edilmesi sırasında oluşan farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Yang ve Xing'in yaptıkları çalışmada da olduğu gibi, tekrarlanabilirlik ve doğruluk bakımından EPID, filme göre üstün bulunmuştur (19).

YART için kalite kontrol testlerinde film kullanılarak yapılan ÇYK kalibrasyonu ve kalite kontrolleri filmi işleme, tarama ve analiz etme bakımından çok zaman alıcıdır. Özellikle radyoterapide YART'ın yaygın olarak kullanılmaya başlanmasıyla birlikte ÇYK kalite kontrollerinin daha sık yapılması ve tolerans değerlerinin daha az olması gerekmektedir. Dolayısıyla ÇYK kalite kontrolleri için daha hızlı ve güvenilir ölçüm yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur. Maliyet, zaman, doğruluk, hassasiyet gibi faktörler göz önünde bulundurulduğunda bu ihtiyacı karşılayacak en uygun cihaz EPID olarak bildirilmektedir (17). Bu amaç doğrultusunda çalışmamızda "Tongue ve Groove" testi komşu lifler ve karşılıklı lifler arası geçirgenliği tespit etmek için, Picket Fence test ise liflerin doğru konumda olup olmadıkları kontrol etmek için yapılmıştır. S J Baker ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ve literatürdeki daha birçok çalışmada, YART kalite kontrolleri için kullanılan testlerde EPID ile film ölçümlerinin birbirleri ile uyumlu olduğu

gösterilmiştir (10,11,38,). Bu çalışmada da YART için ÇYK test ölçümlerinde film ve EPID kullanılmıştır. Testlerdeki 2-B profil analizlerinde her iki ölçüm tekniğinin birbiriyle uyumlu sonuçlar verdiği görülmüştür. Benzer şekilde Lim'in yaptığı çalışmada da EPID ve film teknikleri ile elde edilen ölçümlerin 2-B doz dağılımları incelenerek karşılaştırılmış ve aradaki farkın %3'ün altında olduğu tespit edilmiştir (38). Tarama sıklığı liflerin pozisyonunu değerlendirmede belirleyici rol oynamıştır. Tarama sıklığı 0.1 mm olan ölçümlerde liflerin pozisyonu daha belirgin bir şekilde gözlenmiştir. EPID ve film ile liflerin hareketi yönünde analiz edilen profillerde, tüm liflerin doğru pozisyonunda olduğu görülmüştür.

Sonuç olarak bu tez çalışmasında cihaz kabul testleri, rutin kalite kontrol testleri ve YART için ÇYK kalite kontrol çalışmalarında EPID ve film karşılaştırılmış ve EPID daha üstün bulunmuştur. EPID yönteminin cihazın mekanik belirsizliklerinden daha bağımsız olması ve YART planlamalarında daha hızlı ve ekonomik olması en önemli tercih nedenidir.

7.SONUÇ ve ÖNERİLER

- Cihaz kabul testleri olarak kullanılan mekanik eksen bulma, radyasyon merkezi bulma ve lif pozisyonu doğruluğu testlerinde EPID ve film arasında anlamlı fark bulunmuştur. Ancak bu fark 2 mm'nin altındadır.
- Eşmerkezde lif kalınlığı kontrolünde EPID ve film arasında fark anlamlı bulunmuş ve bütün koordinatlarda EPID filme göre lif kalınlığını daha doğru ölçmüştür. Işıklı alan/ Işınlanan alan testinde de benzer şekilde EPID daha üstün bulunmuştur. Simetri ve düzgünlük testinde film ile alınan ölçüm değerleri çok fazla sapma gösterirken, EPID ile alınan ölçümler kendi içerisinde tutarlı bulunmuştur.
- “Tongue ve Groove” etkisini her iki ölçüm yöntemi de tespit etmiştir. Film profil görüntüsündeki gürültü oranı EPID'e göre daha fazla bulunmuştur benzer şekilde “Picket Fence Testi”nde de EPID filme göre daha üstün bulunmuştur.
- Bütün bu sonuçlar ışığında cihaz kabulü ve YART kalite kontrol çalışmalarında EPID tercih nedenidir.
- Bu çalışmadaki testler 2D-ARRAY ölçüm sistemine de uygulanmış ancak bu ölçüm sistemi içerisinde bulunan iyon odaları arasındaki mesafenin 1 cm olması ve diğer ölçüm yöntemleriyle karşılaştırılabilecek hassasiyette olmaması nedeniyle ölçüm sonuçları kullanılmamıştır.
- YART uygulamaları için gerekli olan kalite kontrol testleri herhangi bir film işleme, analiz gibi ekstra işlem gerektirmeden EPID ile hızlı ve doğru bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir.
- YART gibi yüksek hassasiyet gerektiren tedavi yöntemlerinin kullanımının artmasıyla birlikte, cihaz kalite kontrollerindeki tolerans değerleri azalmakta ve alınan ölçümlerin önemi artmaktadır. Bu çalışmada film ile yapılan kalite kontrol testlerinde, filmin doğru yerleştirilmesi, işlenmesi gibi kullanıcı ve cihaza bağlı hatalarla karşılaşmıştır. Ancak EPID ile yapılan testlerde kullanıcıya ve cihaza bağlı bu hatalar ortadan kaldırılmıştır.
- Yerçekiminin ÇYK üzerindeki etkisini analiz etmek radyoterapide çok önemlidir. Bu amaç doğrultusunda 90^0 ve 270^0 gantry açılarındaki EPID ve film ile ölçüm alınmıştır. Film tekniği ile 90^0 ve 270^0 gantry açılarındaki ölçüm almak çok zordur.

Bu açılarda film, ışın hüzmesine dik aynı zamanda merkezi eksene paralel bir şekilde yerleştirilmelidir. Bu ölçüm alınırken filmin pozisyonundaki ufak farklılıklar büyük değişiklere neden olmaktadır. Bütün bu set-up zorluklarını, EPID'in cihaza monte edilmiş ve cihaz ile aynı anda dönebilen yapısı sayesinde minimize edilmiştir.

- EPID zaman ve maliyet bakımından tasarruf sağlamaktadır.
- EPID, cihazın rutin kalite kontrollerini, kabul testlerini, ÇYK testlerini gerçekleştirmek ve gerektiğinde bu ÇYK'leri yeniden kalibre edebilecek kadar doğru çalışmaktadır.
- EPID ile ölçüm almadan önce cihazın mekanik ve dozimetrik kalite kontrolleri yapılmalı ve EPID'in cihazın mekanik/radyasyon merkezi ile uyumlu olduğundan emin olunmalıdır.
- EPID kompakt yapısı sayesinde hastaya daha yakın mesafelere veya heterojen ortamlara kolay lokalize edilebilmektedir.
- Ölçüm sonuçlarının doğruluğu a-Si piksel çözünürlüğüne bağlıdır ve bazı sistemlerde EPID yukarı aşağı yönde hareket edebilmektedir. Dolayısıyla yüksekliğe bağlı olarak değişen piksel büyüklüğü ölçümlerde dikkate alınmalıdır.

KAYNAKLAR

1. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) (1976). Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures: Report No.24. Washington, DC.
2. Khan Faiz M, (2003). The Physics of Radiation Therapy ,Third edition.
3. P.Mayles, A. Nahum, J C Rosenwald, (2007). Handbook of Radiotherapy Physics.
4. Sankar, A., Komanduri, M., Nehru, R., Kurup, G., Murali, V., Enke, C. ve diğerleri. (2006). Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution verification. Medical Dosimetry, 31(4), 273-282.
5. Podgorsak, E.B. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, Austria: IAEA.
6. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (2001), Basic Applications of Multileaf Collimator : Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group.50, USA
7. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (2009),Quality Assurance of Medical Accelerators: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group.142, USA
8. Instruction Manual of RW3 Solid Water Phantom. (2009). Freiburg
9. Jatinder R.Palta, PH.D.,Chihray liu, PH.D., and Jonathan G. li, PH.D. (2008). Quality Assurance of Intensity-Modulated Radiation Therapy. 10.1016/j.ijrobp.2007.05.092. Department of Radiation Oncology, University of Florida, Gainesville, FL.
10. S J K Baker, G J Budgell and R I MacKay, "Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration". North Western Medical Physics, Christie Hospital NHS Trust, Manchester M204BX,UK, Phys.Med.Biol.50(2005)1377–1392
11. Geetha V. Menon, M.Sc. and Ron S. Sloboda (2003). Quality Assurance Measurements of a-Si EPID Performance doi:10.1016/j.meddos.2003.09.002. Department of Medical Physics, Cross Cancer Institute,11560 University Avenue ,Edmonton, Alberta,Canada

12. Autocal 2.0 User Manual Released Version 01 (2005)
13. S. C. Vieira, M. L. Dirkx, B. J. Heijmen, and H. C. de Boer, "SIFT: a method to verify the IMRT fluence delivered during patient treatment using an electronic portal imaging device," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 60, 981-93 (2004)
14. A. Van Esch, T. Depuydt, and D. P. Huyskens, "The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields," *Radiother. Oncol.* 71, 223-34 (2004)
15. Antonuk, L.E., Electronic portal imaging devices: "A review and historical perspective of contemporary Technologies and research", *Phys. Med. Biol.*, 47, R31–R65, (2002).
16. Antonuk, L.E., Yorkston, J., Huang, W., Boudry, J., Morton, E.J., and Street, R.A., "Radiation response characteristics of amorphous silicon arrays for megavoltage radiotherapy imaging". *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 39, 1069–1074, (1992).
17. S J K Baker, G J Budgell and R I MacKay, "Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration". North Western Medical Physics, Christie Hospital NHS Trust, Manchester M204BX, UK, *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) 1377–1392
18. Samant S S , Zheng W, Parra N A, Chandler J , Gopal A, Wu J , Jain J, Zhu Y and Sontag M. "Verification of multileaf collimator leaf positions using an electronic portal imaging device" *Med. Phys.* (2002) 292900–12
19. Yang Y and Xing L. "Quantitative measurement of MLC leaf displacements using an electronic portal image device" *Phys. Med. Biol.* (2004) 491521–33
20. Sastre-Padro M, vander Heide U A and Welleweerd H. "An accurate calibration method of the multileaf collimator valid for conformal and intensity modulated radiation treatments" *Phys. Med. Biol.* (2004) 492631–43
21. Michael G. Herman, Jon J. Kruse, and Christopher R. Hagness. "Guide to clinical use of electronic portal imaging" *MEDICAL PHYSICS*, VOLUME 1, NUMBER 2, SPRING (2000)

- 22.B.J. Mijnheer Teaching course on conformal radiotherapy in practice, Amsterdam The Netherlands 20-24 (1999)
- 23.Mohan R & Leibel SA, Intensity Modulation of the Radiation Beam, in Cancer: Principles and Practice of Oncology (eds. De Vita, VT, Hellman, S. & Rosenberg,SA) 3093-3106 Lippincott-Raven, Philadelphia,PA (1997)
- 24.Radiation Protection 91. Criteria for Acceptability of Radiological (Including Radiotherapy) and Nuclear Medicine Installations. Chapter 7 European Communities, Luxembourg.(1997)
25. G. Liu T. van Doorn and E. Bezak Assessment of flatness and symmetry of megavoltage x-ray beam with an electronic portal imaging device (EPID) Dept of Physics and Mathematical Physics, University of Adelaide, SA (2002)
26. IEC, Medical electron accelerators-functional performance characteristics, International Electrotechnical Commission, Geneva (IEC publication 977), (1989)
- 27.Steve Webb. THE PHYSICS OF THREE-DIMENSIONAL RADIATION THERAPY (1993)
- 28.Antonuk,L.E.,Yorkston,J.,Kim,C.W.,Huang,W.,Morton,E.J.,Longo,M.J.,andStreet,R.A .Light-response characteristics of amorphous silicon arrays for megavoltage and diagnostic imaging, Mater.Res.Soc.Symp.Proc.219,531–536 (1991).
- 29.Antonuk,L.E.,Yorkston,J.,Huang,W.,Boudry,J.,Morton,E.J.,andStreet,R.A.,Radiation response characteristics of amorphous silicon arrays for megavoltage radiotherapy imaging, IEEETrans.Nucl.Sci.,39,1069–1074 (1992).
- 30.Gurney,R.W.and Mott,N.F.,The theory of the photolysis of silver bromide and the photographic latent image,Proc.Roy.Soc.London,Ser.A,164,151–167,(1938)
- 31.Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual (2008).
32. Operator's Manual of iViewGT. Elekta Oncology Systems Ltd.(2008)

33. Dutreix, J., Dutreix, A. Film dosimetry of high energy electron beams. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 161:33–43 (1969).
34. Granke, R.C., Wright, K.A., Evans, W.W., Nelson, J.E., Trump, J.G. The film method of tissue dose studies with 2.0 MeV roentgen rays. *Am. J. Roentgenol.* 28: 207–216 (1952).
35. Hettinger, G., Svensson, H. Photographic film for determination of isodose curves from betatron electron radiation. *Acta Radiol* 6:74–80 (1967).
36. KODAK XV-2 Film Responsive Range, Other KODAK Films (Online), www.kodak.com/oncology (2003)
37. PTW Ionizing Radiation Detectors 2006/2007 PTW-Freiburg (2006)
38. Seng Boh Lim, 2D DOSE MEASUREMENT USING A FLAT PANEL EPID, The University of British Columbia (2008)