

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DİJİTAL MAMOGRAFİ SİSTEMLERİNDE KALİTE KONTROL VE KABUL
TESTLERİ**

Şölen YÜKSEL

MEDİKAL FİZİK ANABİLİMDALI

ANKARA

2010

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Şölen YÜKSEL tarafından hazırlanan “Dijital Mamografi Sistemlerinin Kalite Kontrol ve Kabul Testleri” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliğiyle Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Doğan BOR

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. Doğan BOR

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı

Doç Dr. Bahar DİRİCAN

Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Yrd. Doç. Dr. Turan OLĞAR

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DİJİTAL MAMOGRAFİ SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROL VE KABUL TESTLERİ

Şölen YÜKSEL

Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilimdalı

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR

Bu çalışmada, ülkemizde yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmış olan Dijital Mamografi sistemlerinin kalite kontrol ve kabul testlerinin nasıl yapılacağına yönelik ulusal bir standart protokol oluşturulması amaçlanmıştır.

Bu amaçla değişik uluslararası kuruluşlar tarafından oluşturulmuş farklı kaynaklar incelenerek standart ve kullanıcıların olanaklarına göre alternatifler içeren bir protokol hazırlanmıştır.

Bu protokol kapsamında, X-Işın Tüp ve Jenaratör testleri, dedektör testleri, dozimetri testleri ve görüntü kalitesi testleri yer almaktadır.

Hazırlanan bu protokolde özellikle görüntü kalitesine yönelik testler oldukça geniş kapsamlıdır. Kullanıcının kolaylıkla yapabileceği, kalitatif değerlendirmelere dayanan görüntü kalitesi testleri olduğu gibi, görüntü kalitesini daha ileri seviyede test eden testlere de (Modülasyon Transfer Fonksiyonu, Gürültü Güç Spektrumu vb.) protokol de yer verilmiştir.

Protokolün belirlenmesinin ardından farklı üretici firmalara ait dijital sistemlerin testlerine başlanmıştır.

2010, 125 Sayfa

Anahtar Kelimeler: Dijital Mamografi, Kalite kontrol ve kabul testleri, Dozimetri, Görüntü Kalitesi.

ABSTRACT

Master of Science Thesis

QUALITY CONTROL AND ACCEPTANCE TESTS OF DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEMS

Şölen YÜKSEL

Ankara University

Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Supervisor: Prof. Dr. Doğan BOR

The purpose of this study is to prepare a standart protocol regarding to the quality control methods of digital mammografy systems.

For this aim, different methods, suggested by various international bodies, have been investigated and a standart protocol with some alternative techniques, considering the different infrastructure of various users, have been created.

This protocol contains the test of X-Ray tube, generator, detector and image quality as well as patient dosimetry.

Various tests of image quality were proposed in the protocol. The protocol has qualitative evaluation of simple test tool images which user can do easily and also more complex tests aiming the quantative evaluation of results of images are included. (Modulation Transfer Function, Noise Power Spectrum, etc.)

Initial results were started to be taken with systems from different manufacturers.

2010, 125 Pages

Key words: Digital Mammography, Quality Control and Acceptance Tests, Dosimetry, Image Quality.

TEŞEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında bilgisini ve desteğini benden esirgemeyen çok sevgili danışman hocam Prof. Dr. Doğan BOR'a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü), yardımlarından dolayı Yard. Doç. Turan OLGAR'a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü), iş arkadaşlarım Özge DEMİRKAYA, Burcu GÜNAY, Aslı ŐİMŐEK, Asena KURT, Esra KÖSE, Őule KAYA, Aytül KANAT ve testlerimde bana yardımcı olan Ersin KAMBERLİ'ye, destekleriyle her zaman yanımda olan aileme ve bu süreçte bana gösterdiği sabırdan dolayı Kıvanç ÇUBUKÇU'ya teşekkürlerimi sunarım.

Şölen YÜKSEL

Ankara, Temmuz 2010

SİMGELER DİZİNİ

AEC	Otomatik Işınlama Kontrolü
CR	Bilgisayarlı Radyografi
DR	Dijital Radyografi
Gy	Gray
HGF	Hayalet Görüntü Faktörü
HVL	Yarı Değer Kalınlığı
kVp	Kilo Voltaj
mAs	Miliamper Saniye
MTF	Modülasyon Transfer Fonksiyonu
NPS	Gürültü Güç Spektrumu
PMMA	Poli Metil Metakrilat
TFT	İnce Film Transistör

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Mamografi sistemi	2
Şekil 2. 2. Mamografi sisteminin şekli	4
Şekil 2. 3. Sıkıştırma sistemi	5
Şekil 2. 4. Lineer ve odaklı gridler	6
Şekil 2.6. ADC'lerde Örnekleme frekansı	9
Şekil 2.7 Histogram düzeltmesi.....	10
Şekil 2.8. CR fosforunun okunması.....	11
Şekil 2.9. Taramalı sistemlerin çalışma şeması.....	13
Şekil 2.10. CCD çipi.....	13
Şekil 2.11. Tek bir piksel	14
Şekil 2.12. CCD dedektörlerinin okunması	14
Şekil 2.13. İndirek dedektör tasarımı.....	16
Şekil 2.14. İndirek sistemlerde kullanılan Fotodiyot-TFT'nin yapısı	17
Şekil 2.15. TFT'lerin okunması	17
Şekil 2.16. Direk dijital dedektör tasarımı	18
Şekil 2.17 Direk sistemlerde kullanılan Fotokondüktör-TFT yapısı.....	19
Şekil 3.1. X-Işın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi deney düzeneği.....	21
Şekil 3.2. CIRS fantomunun görüntüsü	22
Şekil 3.3. Tüp çıkışı testi deney düzeneği.....	23
Şekil 3.4. Sızıntı radyasyon testi deney düzeneği	25
Şekil 3.5. Yıldız desen test objesi görüntüsü	29
Şekil 3.6. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi deney düzeneği.....	31
Şekil 3.7. Objeye kalınlığı ile tüp voltajı değişimi testi	33

Şekil 3.8. Dedektör yanıtı testi örnek görüntüsü.....	38
Şekil 3.9. Görüntü üzerinde belirlenen ilgi alanları	41
Şekil 3.10. CR sistemler için homojenite testi.....	42
Şekil 3.11. Örnek varyans görüntüsü.....	43
Şekil 3.12. CDMAM fantomu	45
Şekil 3.13 MTF eğrisinin çıkarılması	47
Şekil 3.14 MTF eğrisi.....	48
Şekil 3.15 MTF hesabında kenarın açılı yerleştirilmesi	49
Şekil 3.16 Kenar profilinin elde edilmesi	50
Şekil 3.18. Hayalet görüntü faktörü hesaplamak üzere belirlenen ilgi alanları	55
Şekil 4.1 Image J kullanarak ilgi alanlarının belirlenmesi.....	61
Şekil 4.2 OBJ programı kullanılarak homojenite hesabı	65
Şekil 4.3 OBJ programı kullanılarak Varyans görüntüsü elde etme	66
Şekil 4.4 Örnek varyans görüntüsü	67
Şekil 4.5 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-1	68
Şekil 4.6 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-2	69
Şekil 4.7 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-3	70
Şekil 4.8 CDMAM analiz sonuçları	71
Şekil 4.9 Kenar görüntüsü.....	72
Şekil 4.10 OBJ programı ile MTF hesabı	73
Şekil 4.11. OBJ programının MTF çıktı ekranı	73
Şekil 4.12 OBJ yazılımı ile NPS hesabı	74
Şekil 4.13 OBJ programının NPS hesabı.....	75
Şekil 4.14 Image J programı ile hayalet görüntü testi.....	76
Şekil 5.1. Sistem 2'nin varyans görüntüsü.....	99

Şekil 5.2. Sistem 3'ün varyans görüntüsü.....	99
Şekil 5.3. Sistem 4'ün varyans görüntüsü.....	100
Şekil 5.4. Sistem 5'in varyans görüntüsü.....	100
Şekil 5.5. Sistem 6'nın varyans görüntüsü.....	101
Şekil 5.6 Sistem 2 için görüntülenebilen eşik kontrast testi sonuçları	102
Şekil 5.7 Sistem 3 için görüntülenebilen eşik kontrast testi sonuçları	102
Şekil 5.8 Sistem 4 için görüntülenebilen eşik kontrast testi sonuçları	102
Şekil 5.9 Sistem 5 için görüntülenebilen eşik kontrast testi sonuçları	103

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Farklı hedef filtre ve tüp voltajları HVL için kabul sınırları tablosu	27
Çizelge 3.2. PMMA kalınlıklarına karşı CNR değerleri	34
Çizelge 3.3. 28 kV Mo/Mo hedef filtre kombinasyonunda alınan bir görüntü için kabul sınırları.....	46
Çizelge 3.4. Dozimetri testi için kabul sınırları	56
Çizelge 4.1. Kalite kontrolü yapılan sistemler	57
Çizelge 5.1 X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi sonuçları.....	77
Çizelge 5.2 Göğüs duvarında görüntülenemeyen doku testi sonuçları	78
Çizelge 5.3 Tüp çıkışı testi sonuçları; 28 kVp 70 mAs Mo/Mo	78
Çizelge 5.4 Tüp çıkışı testi sonuçları; Mo/Rh.....	79
Çizelge 5.5 Tüp çıkışı testinin tüm sonuçları.....	79
Çizelge 5.6 Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi sonuçları.....	80
Çizelge 5.7 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-1	80
Çizelge 5.8 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-2	81
Çizelge 5.9 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-3	81
Çizelge 5.10 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-4	81
Çizelge 5.11 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-5	82
Çizelge 5.12 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-6	82
Çizelge 5.13 Yarı değer kalınlığı testi sonuçları.....	83
Çizelge 5.14 Işınlama kontrol aralıkları testi sonuçları.....	83
Çizelge 5.15 Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi sonuçları.....	84
Çizelge 5.16 Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi sonuçları	85
Çizelge 5.17 2 mGy doz değeri için sistemlerin verdikleri piksel değerleri.....	91

Çizelge 5.18 Homojenite Test Sonuçları	98
Çizelge 5.19 Homojenite Test Sonuçları (NHSBSP)	98
Çizelge 5.20 Sistemlerin Nyquist frekansının %10 ve %50'sine karşılık gelen MTF değerleri	107
Çizelge 5.21 Hayalet Görüntü Faktörleri.....	111
Çizelge 5.22 Dozimetri testi sonuçları.....	111
Çizelge 6 Standart test objesinde altın kalınlığına karşı hesaplanan rasyasyon kontrast değerleri	122
Çizelge 7 PMMA ile simüle edilmiş meme için g faktörleri	123
Çizelge 8 PMMA ile simüle edilmiş meme için c faktörleri.....	123
Çizelge 9 Klinikte kullanılan spektrumlar için s faktörleri.....	12

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 3.1 Dedektör yanıt grafiği.....	37
Grafik 3.2 Euref protokolüne göre gürültü değerlendirme grafiği.....	38
Grafik 3.3 NHSBSP protokolüne göre gürültü değerlendirme grafiği.....	39
Grafik 5.1 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-1.....	85
Grafik 5.2 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-2.....	86
Grafik 5.3 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-3.....	86
Grafik 5.4 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-4.....	87
Grafik 5.5 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-5.....	87
Grafik 5.6 Sistem 1'in dedektör yanıtı grafiği.....	88
Grafik 5.7 Sistem 2'nin dedektör yanıtı grafiği.....	88
Grafik 5.8 Sistem 3'ün dedektör yanıtı grafiği.....	89
Grafik 5.9 Sistem 4'ün dedektör yanıtı grafiği.....	89
Grafik 5.10 Sistem 5'in dedektör yanıtı grafiği.....	90
Grafik 5.11 Sistem 6'in dedektör yanıtı grafiği.....	90
Grafik 5.12 Sistem 1'in Gürültü değerlendirme grafiği.....	91
Grafik 5.13 Sistem 2'nin Gürültü değerlendirme grafiği.....	92
Grafik 5.14 Sistem 3'ün Gürültü değerlendirme grafiği.....	92
Grafik 5.15 Sistem 4'ün Gürültü değerlendirme grafiği.....	93
Grafik 5.16 Sistem 45'in Gürültü değerlendirme grafiği.....	93
Grafik 5.17 Sistem 6'in Gürültü değerlendirme grafiği.....	94
Grafik 5.18 Sistem 1'in Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP).....	94
Grafik 5.19 Sistem 2'nin Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP).....	95
Grafik 5.20 Sistem 3'ün Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP).....	95

Grafik 5.21 Sistem 4'ün Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)	96
Grafik 5.22 Sistem 5'in Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)	96
Grafik 5.23 Sistem 6'nın Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)	97
Grafik 5.24 Sistem 2'nin MTF grafiği.....	104
Grafik 5.25 Sistem 3'ün MTF grafiği.....	104
Grafik 5.26 Sistem 4'ün MTF grafiği.....	105
Grafik 5.27 Sistem 5'in MTF grafiği.....	105
Grafik 5.28 Sistem 6'nın MTF grafiği.....	106
Grafik 5.29 Tüm sistemlerin MTF grafikleri	106
Grafik 5.30 Sistem 2'nin NPS grafiği.....	107
Grafik 5.31 Sistem 3'ün NPS grafiği.....	108
Grafik 5.32 Sistem 4'ün NPS grafiği.....	108
Grafik 5.33 Sistem 5'in NPS grafiği	109
Grafik 5.34 Sistem 6'nın NPS grafiği.....	109
Grafik 5.35 Tüm sistemlerin NPS eğrileri	110

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR	iv
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
GRAFİKLER DİZİNİ.....	xi
1.GİRİŞ	1
2.KURAMSAL TEMELLER.....	2
2.1.Mamografi Sistemleri	2
2.1.1.X-Işın Jeneratörü	3
2.1.2.X-Işın Tüpü	3
2.1.3.Sıkıştırma sistemi.....	4
2.1.4.Otomatik Işınlama Kontrolü (AEC, Automatic Exposure Control) sistemi	5
2.1.5.Mamografik Gridler	6
2.2.Dijital Mamografi.....	7
2.2.1.Bilgisayarlı Radyografi(CR) Sistemleri.....	8
2.2.2. Bölüm başlığını yazın (düzey 3).....	3
2.2.2.1.Taramalı Sistemler.....	13
2.2.2.2.Flat Panel (düz alan) Dedektörleri.....	16
3.DİJİTAL MAMOGRAFİ SİSTEMLERİ İÇİN KALİTE KONTROL VE	
KABUL TESTLERİ	20
3.1.X-Işın Ünitesi.....	20
3.1.1.X-Işın Kaynağı	20
3.1.1.1.X-Işın alanıyla Işık Alanının Uyumluluğu Testi	20

3.1.1.2.Göğüs Duvarı Tarafında Görüntülenemeyen Doku Testi	22
3.1.1.3.Tüp Çıkışı Testi	23
3.1.1.4.Sızıntı Radyasyonu Testi	24
3.1.1.5.Tüp Voltajı ve Demet Kalitesi Testleri	25
3.1.1.6.Işınlama Zamanı Testi	28
3.1.1.7.Odak Nokta Boyutu Ölçüm Testi	28
3.1.2.AEC Sistemleri Testleri	30
3.1.2.1.Işınlama Kontrol aralıkları; Merkez Değer ve Her Basamaktaki Farklar.....	30
3.1.2.2.Güvenlik Anahtarı Testi.....	30
3.1.2.3.Kısa Dönem Tekrarlanabilirlik Testi	31
3.1.2.4.Uzun Dönem Tekrarlanabilirlik Testi	32
3.1.2.5.Obje Kalınlığı ve Tüp Voltajının Değişimi Testi	32
3.1.3.Grid Testleri	34
3.1.3.1.Grid Sistem Faktörü	34
3.1.3.2.Grid Görüntüleme	34
3.2.Dijital Dedektör Testleri	35
3.2.1.Dedektör Yanıtı Testi.....	35
3.2.2.Görüntünün Değerlendirilmesi Testi	37
3.2.3.Dedektör Homojenitesi ve Stabilesi Testleri.....	39
3.2.3.1.Dedektör Homojenitesi Testi	39
3.2.3.2.Dedektör Elementlerinin Çalışması Testi	42
3.2.3.3.Düzeltilmemiş Bozuk Dedektör Elementleri Testi	43
3.2.4.CR Kasetlerinin Hassasiyet Değişimi Testi	44
3.2.5.Diğer Radyasyon Kaynaklarının CR Kasetlerine Etkisi Testi	44
3.2.6.CR Kasetlerinde Gizli Görüntünün Sönüme Uğraması Testi	44

3.3.Görüntü Kalitesi Testleri	45
3.3.1.Görüntülenebilen Eşik Kontrast Testi.....	45
3.3.2.Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) ve Gürültü Güç Spektrumu (NPS) Testi.....	47
3.3.3.Geometrik Distorsiyon ve Artefakt Testi.....	53
3.3.4.Kare Dalga Kontrastı Transfer Fonksiyonu	53
3.3.5.Hayalet Görüntü Testi	54
3.4.Dozimetri	45
4.MATERYAL YÖNTEM.....	57
4.1.Kalite Kontrol Testleri Yapılan Sistemler	57
4.2.Kalite Kontrol Çalışmalarında Kullanılan Test Cihazları ve Objeleri	57
4.3.Kalite Kontrol Çalışmalarında Yapılan Testler	58
4.3.1.X-Işın Alanıyla Işık Alanının Uyumluluğu Testi	58
4.3.2.Göğüs Duvarı Tarafında Görüntülenemeyen Doku Testi	58
4.3.3.Tüp Çıkışı Testi	58
4.3.4.Tüp Voltajı ve Demet Kalitesi Testleri	58
4.3.4.a.Tüp Voltajının Tekrarlanabilirliği ve Doğruluğu Testi	58
4.3.4.b.Yarı Değer Kalınlığı (Half Value Layer, HVL) testi	59
4.3.5.Işınlama Zamanı Testi	59
4.3.6.AEC Sistemi Testleri	59
4.3.6.a.Işınlama Kontrol Aralıkları; Merkez Değer ve Her Basamaktaki Farklar	59
4.3.6.b.Güvenlik Anahtarı Testi	60
4.3.6.c.Kısa Dönem ve Tekrarlanabilirlik Testi	60
4.3.6.d.Uzun Dönem Tekrarlanabilirlik Testi	60
4.3.6.e.Obje Kalınlığı ile Tüp Voltajının değişimi Testi	60

4.3.7.Dijital Dedektör Testleri	62
4.3.7.a.Dedektör Yanıtı Testi	62
4.3.7.b.Gürültünün Değerlendirilmesi Testi	63
4.3.8.Dedektör Homojenitesi ve Stabilitesi Testleri	64
4.3.8.a.Dedektör Homojenitesi Testi	64
4.3.8.b.Düzeltilmemiş Hatalı Dedektör Elementleri Testi	66
4.3.9.Görüntü Kalitesi Testleri	67
4.3.9.a.Görüntülenebilen Eşik Kontrast Testi	67
4.3.9.b.Modülasyon Transer Fonksiyonu (MTF) ve Gürültü Güç Spektrumu (NPS) Testi	67
4.3.10.Geometrik Distorsiyon ve Artefakt Testi	75
4.3.11.Hayalet Görüntü Testi.....	75
4.3.12.Dozimetri.....	76
5.ARAŞTIRMA BULGULARI VE SONUÇ	57
5.1.X-ışın Alanıyla Işık Alanının uyumluluğu Testi	77
5.2.Göğüs Duvarı Tarafında Görüntülenemeyen Doku Testi	77
5.3.Tüp Çıkışı Testi	78
5.4.Tüp Voltajı ve Demet Kalitesi Testleri	78
5.4.1.Tüp Voltajının Tekrarlanabilirliği ve Doğruluğu Testi	80
5.4.2.Yarı Değer Kalınlığı (Half Value Layer, HVL) Testi	82
5.5.AEC Sistemi Testleri	83
5.5.1.Işınlama Kontrol Aralıkları; Merkez Değer ve Basamaktaki Farklar	83
5.5.2.Güvenlik Anahtarı Testi	84
5.5.3.Kısa Dönem Tekrarlanabilirlik Testi	84
5.5.4.Uzun Dönem Tekrarlanabilirlik Testi	84
5.5.5.Obje Kalınlığı ile Tüp Voltajının Değişimi Testi	84

5.6.Dijital Dedektör Testi	88
5.6.1.Dedektör Yanıtı Testi	82
5.6.2.Gürültünün Değerlendirilmesi Testi	91
5.7.Dedektör Homojenitesi ve Stabilesi Testi	97
5.7.1.Dedektör Homojenitesi Testi	97
5.7.2.Düzeltilmemiş Hatalı Dedektör Elementleri Testi	98
5.8.Görüntü Kalitesi Testleri	101
5.8.1.Görüntülenebilen Eşik Kontrast Testi	101
5.8.2.Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) ve Gürültü Güç Spektrumu (NPS) Testi	103
5.9.Geometrik Distorsiyon ve Artefakt Testi	110
5.10.Hayalet Görüntü Testi	110
5.11.Dozimetri	111
6.TARTIŞMA.....	112
7.KAYNAKLAR	119
8.EKLER	122
8.1. STANDART TEST OBJESİNDE ALTIN KALINLIĞINA KARŞI HESAPLANAN RASYASYON KONTRAST DEĞERLERİ TABLOSU	122
8.2.DOZİMETRİ TESTİ KATSAYI TABLOLARI	123
9.ÖZGEÇMİŞ.....	125

1. GİRİŞ

Meme kanseri kadınlarda en çok rastlanan kanser türüdür. NCI (National Cancer Institute) tarafından yapılan istatistiklere göre, her sekiz kadından biri hayatı boyunca meme kanser teşhisi konma riski taşımaktadır. Erken teşhis bu hastalığın tedavisinde çok büyük rol oynayıp, ölüm oranını bir hayli düşürmektedir. Bu sebeple gelişen teknolojiyle mamografi sistemleri de sürekli yenilenip, gelişmektedir.

Genel radyografide bir süredir kullanılan dijital sistemler, son yıllarda mamografide de sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Konvansiyonel mamografi sistemleri gibi bu sistemlerinde kalite kontrol ve kabul testlerinin itinalı ve periyodik olarak yapılması çok önemlidir. Fakat ülkemizde henüz bu sistemler için hazırlanmış bir kalite kontrol test protokolü bulunmamaktadır. Bu tezin amacı ülkemizdeki bu eksikliği kapatmak ve dijital mamografi sistemleri için uluslar arası (Euref, IPEM vb.) birçok protokolü harmanlayarak ulusal bir protokol oluşturmaktır.

Konvansiyonel mamografi için yapılan testlerin bir kısmı dijital mamografi sistemleri içinde aynıdır. Bunlar; tüp çıkış değeri testi, tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi, yarı değer kalınlığı (HVL, Half Value Layer) testi, dijital için özel olarak yapılan birkaç test dışında kalan otomatik ışınlama kontrolü testleri ve kolimasyon testidir. Bu testlerin yanı sıra dijital mamografi sistemleri için yapılması gereken bir takım ek testler bulunmaktadır. Bu testler ise; dedektör yanıtı testi, gürültü değerlendirme testi, dedektör homojenitesi testi, dozimetri testi, görüntü kalitesi testleri (Modülasyon Transfer Fonksiyonu-MTF, Gürültü Güç Spektrumu-NPS), ve hayalet görüntü testidir.

Sistemlerde standart bir protokolün kullanılması oldukça önemlidir. Bu sayede tüm ülkede yapılan çalışmalar incelenip, gerektiğinde birbirleriyle kıyaslanabilirler. Bu çalışmada hazırlanan protokolün bu eksikliği kapatması umulmaktadır. Çalışma kapsamında 6 sistem test edilmiş sonuçları değerlendirilmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

Bu bölümde mamografi sistemlerinin genel özellikleri, dijital mamografi sistemleri, bu sistemlerin çalışma prensipleri ve kalite kontrol ve kabul testlerine yer verilecektir.

2.1. Mamografi Sistemleri

Mamografi sistemi, X-ışın tüpü ve jeneratörü, meme sıkıştırma sistemi, mamografik grid, Film Ekran Sistemi (FES) ya da dijital dedektör ve otomatik ışınlama kontrolünden oluşmaktadır. Şekil 2.1.'de bir dijital mamografi sistemi gösterilmektedir.



Şekil 2.1. Mamografi sistemi

2.1.1. X-Işın jeneratörü

X-ışın jeneratörünün gücü 3-10 kW, dalga şekli ise sabit gerilime yakındır. Anot-katot arasına uygulanan gerilim 25-35 kVp aralığında olup genellikle 1 kV hassasiyetle ayarlanabilmektedir Tüp akımı, ışınlama süresi çarpımı 5-800 mAs aralığındadır. Tüp akım büyük odak noktası için 100 mA, küçük odak noktası için 50 mA'dan fazla değildir.

2.1.2. X-Işın tüpü

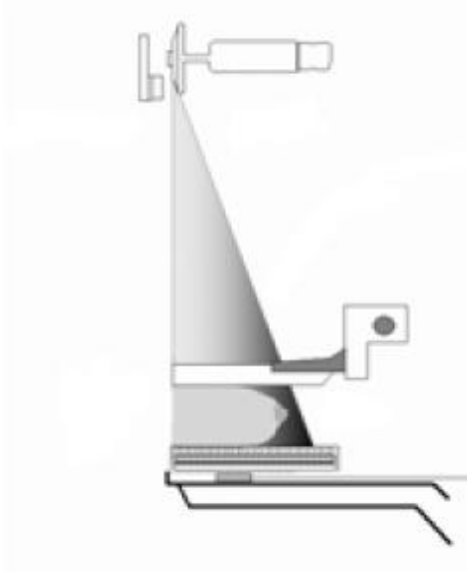
Mamografik X-ışın tüpleri özel olarak tasarlanmışlardır. Mamografik uygulamalarda düşük enerjili X-ışınlarının kullanılması nedeniyle tüp penceresi çok ince berilyumdan yapılmıştır. Yarı kalınlık değeri (HVL, Half Value Layer), 28 kVp'de en az 0,3 mm Al olmalıdır (European Guidelines For Quality Assurance In Breast Cancer Screening And Diagnosis, Fourth Edition).

Görüntülenecek meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre, mamografi uygulamalarında farklı enerjilerde X-ışın spektrumlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla bir sistemde genelde iki farklı anot materyali ve farklı filtreler kullanılmaktadır. Tüp hedef maddesi ile ilave filtrenin uygun seçimi ve tüp voltaj ayarları optimum görüntü kalitesi ve minimum meme dozu sağlamak için önemlidir. Konvansiyonel mamografi sistemlerinde olduğu gibi dijital mamografi sistemlerinde de Molibdenyum-Molibdenyum (Mo/Mo), Molibdenyum-Rodyum (Mo/Rh), Rodyum-Rodyum (Rh-Rh) sıklıkla görülen hedef filtre kombinasyonlarıdır. Buna ek olarak Tungsten-Rodyum (W/Rh), Tungsten-Gümüş (W/Ag) gibi hedef filtre kombinasyonları da dijital mamografi sistemlerinde kullanılmaktadır.

Genel amaçlı kullanımlarda büyük odak noktası kullanılır (0,3-0,4 mm), fakat bazı incelemeler büyütme (Magnifikasyon) tekniği gerektirir ve film/dedektör-meme mesafesi arttırılarak memenin belli bir bölgesinin daha yüksek ayırma gücü ile incelenmesi sağlanır. Büyütme tekniği ile çekimlerde film/dedektör-meme arası mesafe artarken, odak nokta-meme mesafesi azalmaktadır. Bununla beraber odak

noktasının boyutu nedeni ile görüntüde oluşan yarı gölge artmaktadır. Bu etkinin azaltılması amacıyla küçük odak noktası (0,1-0,15 mm) kullanılmaktadır.

Mamografi sistemlerinde odak-film/dedektör mesafesi 55-65 cm arasındadır. Memenin konik şekilli olmasından dolayı, homojen bir görüntü elde edebilmek için, memenin göğüs duvarı kenarındaki X-ışın miktarının uç kısma göre daha fazla olması gerekmektedir. Bu sayede görüntü üzerinde eşit bir radyografik yoğunluk oluşması sağlanır. Heel etkisi burada bir avantaj olarak kullanılabilir. Heel etkisine göre X-ışın şiddeti katodun tarafında daha fazladır. Heel etkisi göz önüne alınarak katodun göğüs duvarına yönlendirilmesi ile anot ve katot arasındaki eşitlik sağlanmış olur. Şekil 2.2'de mamografi sisteminin şekli gösterilmektedir.



Şekil 2.2. Mamografi sisteminin şekli

2.1.3. Sıkıştırma sistemi

Mamografi incelemelerinde meme kalınlığını homojen hale getirmek amacıyla çekim yapılmadan önce memenin sıkıştırılması gerekmektedir. Bu sıkıştırma işlemi sayesinde meme kalınlığı daha homojen olacağından, lezyonların üst üste binme ihtimali de azalacaktır. Her meme ışınlama öncesi dikkatlice konumlandırılarak iki

levha arasına sıkıştırılır. Bu levhalar genellikle şeffaf cam elyaftan ya da şeffaf plastikten yapılmıştır. (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Sıkıştırma sistemi

Işınlama sona erdiğinde sıkıştırma pedalı sistem tarafından otomatik olarak kaldırılır. Sıkıştırma en fazla 200 Newton'dur.

2.1.4. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC, Automatic Exposure Control) sistemi

Otomatik ışınlama kontrolü kaset tablası-dedektörün altına yerleştirilen iyon odası ile ışınlamayı memenin doku yoğunluğuna bağlı olarak görüntü üzerinde belli bir optik yoğunluk/piksel değeri sağlayınca otomatik olarak durduran sistemdir. Bu iyon odası cihaz yeni alındığında kalibre edilir. Bu kalibrasyon işlemi film ekran sistemlerinde referans film üzerinde seçilen spesifik bir optik yoğunluk değerine göre, dijital sistemlerde ise ekrandaki piksel değerine yani doza göre yapılır.

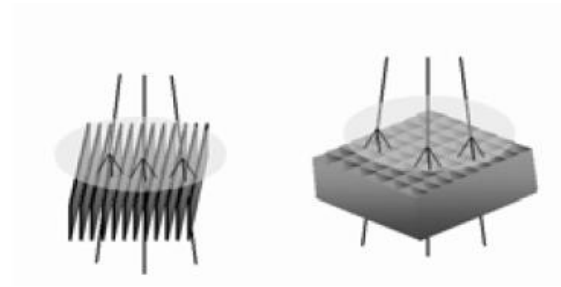
AEC sistemi, ışınlama parametrelerine karar vermek için, asıl ışınlamadan önce bir ön ışınlama yapar. Bu ışınlama sayesinde meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre

ışınlama parametrelerini ayarlar ve asıl ışınlamayı başlatır. Farklı cihazlarda farklı AEC tasarımlarına rastlamak mümkündür. Hem kVp hem de mAs sitsem tarafından otomatik olarak ayarlanabildiği gibi, kVp'nin manüel, sadece mAs'ın otomatik ayarlandığı modlarda mevcuttur.

AEC ışınlamayı ayarlarken, memeye uygun en yüksek kVp, en düşük ışınlama süresini ayarlamayı temel alır. Bu sayede hem hasta dozu azalır, hem de görüntü kalitesi, olası meme hareketi minimize olacağından, artar.

2.1.5. Mamografik gridler

Bu gridler genel radyolojide olduğu gibi, saçılan radyasyonu azaltarak görüntü kalitesini iyileştirme de kullanılırlar. Mamografik uygulamalarda kullanılmak üzere gridler özel olarak tasarlanmışlardır. Genellikle mamografide grid oranı 4:1 veya 5:1 ve çizgi yoğunluğu 30 çizgi/cm olan hareketli gridler tercih edilir. Sabit gridlerde ise genellikle grid oranı 3:1 veya 5:1 ve çizgi yoğunluğu 80 çizgi/cm'dir. Şekil 2.4'de lineer ve odaklı gridler gösterilmektedir.



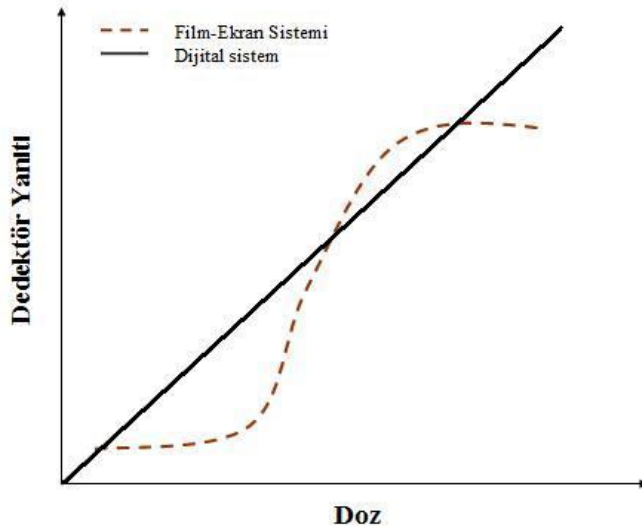
Şekil 2.4. Lineer ve odaklı gridler

2.2. Dijital Mamografi

Medikal görüntüleme gerçekleşen en köklü değişimlerden biri de konvansiyonel görüntülemeden dijital görüntülemeye geçiştir. Hala konvansiyonel görüntüleme sistemleri görüntüleme de kullanılsa da, dijital sistemlerin bu sistemlere nazaran oldukça fazla avantajları bulunmaktadır.

Bir dijital görüntü, konvansiyonel görüntüdeki optik yoğunluklar yerine, matris içerisinde var olan rakamlardan oluşur. Bu rakamları görüntüleyebilmek amacı ile belli rakam aralıkları belli gri seviyelere atanır ve bu sayede bilgisayar monitörlerine görüntülenirler.

Dijital sistemlerde görüntü, bilgisayarda piksellerden oluşan bir matris olarak elde edilir. Film ekran sistemlerinde kullanılan filmlerde her bir noktadaki optik yoğunluk değerleri, dijital görüntülerde, matrislerdeki rakamlara karşılık gelir. Dijital görüntülemenin kazandırdığı en büyük avantaj görüntülerin geniş dinamik aralığı ve görüntü üzerinde yapılabilecek pencere, kontrast, histogram gibi ayarlara olanak sağlamasıdır. (Şekil 2.5. Dijital görüntüleme sistemlerinin geniş dinamik aralığı)



Şekil 2.5. Dijital görüntüleme sistemlerinin geniş dinamik aralığı

Bu geniş dinamik aralık doğru kullanıldığında hasta dozunu ciddi şekilde düşürebileceği gibi, aksi durumda da arttırabilmektedir. Konvansiyonel görüntüleme film, hasta dozunu ciddi ölçüde kısıtlayan bir parametredir. Belli bir ışınlama değerinden sonra film üzerindeki optik yoğunluk doyuma gideceğinden yüksek ışınlamalarda görüntü elde edilemez, bu sayede hastaya çok yüksek doz verilmemiş olur. Ancak dijital görüntüleme dinamik aralık geniş olduğundan yüksek dozlarda da hala kullanılabilir görüntüler elde edileceğinden gereksiz yere hastalar yüksek dozlarda ışınlanabilirler.

Bunun tam tersi olarak, dinamik aralık çok geniş olduğundan düşük ışınlama şartlarında elde edilen görüntülerde üzerinde yapılan denemeler sonucu hala kabul edilebilir kalitede görüntüler elde edilebilir. Bu da hasta dozunu oldukça düşürmeyi sağlar.

Dijital görüntüleme sistemlerinin bir başka avantajı da yanlış ışınlama parametreleri kullanılmasından kaynaklanan tekrar çekimleri hemen hemen tamamen ortadan kaldırmasıdır. Konvansiyonel sistemlerde yanlış parametrelerle ışınlanan bir hastanın filmi tamamen kullanılmazdır ve böyle durumlarda hasta tekrar film çekirmek zorunda kalarak gereksiz yere doz almaktadır. Oysa dijital sistemlerde pencere, kontrast vb. ayarlarla oynanabildiğinden, görüntü üzerindeki gri seviye skalası istenilen şekilde ayarlanabilir ve bir çok durumda tekrar çekimlere gerek kalmaz.

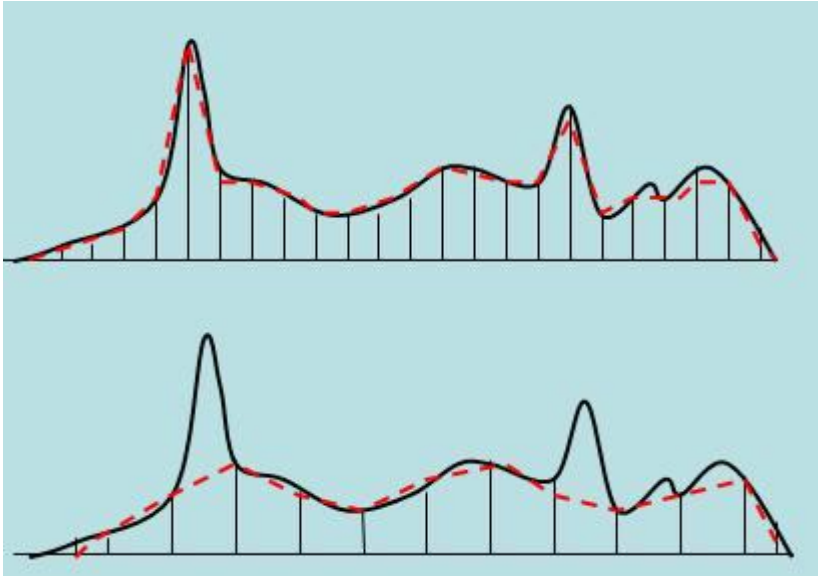
2.2.1. Bilgisayarlı radyografi (CR) sistemleri

CR mamografi sistemleri çalışma prensibi açısından konvansiyonel mamografiye benzemektedir. Burada kullanılan kaset, konvansiyonelden farklı olarak filmsiz kullanılır. İçerisindeki fosfor tabaka x-ışınlarını soğurarak bünyesinde tutma özelliğine sahiptir. Görüntü bu fosforun daha sonra bir lazer demetiyle taranması sonucu elde edilir.

Bilgisayarlı radyografide bilgi toplama ve görüntüleme 5 adımda gerçekleşmektedir. Bu adımlar kısaca, ışınlama, kaseti okuma, görüntü ölçeklendirme, görüntü kaydetme ve monitörde görüntüleme.

CR kasetleri içerisinde bulunan fosfor (örn. BaFBr-Eu), ışıkla uyarılabilir özelliğindedir. Memeden çıkan x-ışınları, bu fosfor tabakaya gelerek etkileşirler ve bu etkileşim sonucu elektronlar meydana gelir. Bu elektronlar gelen x-ışınıyla orantılı bir şekilde fosforun kristal yapısı içerisinde var olan F-merkezleri denilen yüksek enerji kararsızlık bölgelerinde depolanırlar. Buralarda tuzaklanan bu elektronların sayısı bize gizli görüntüyü verir.

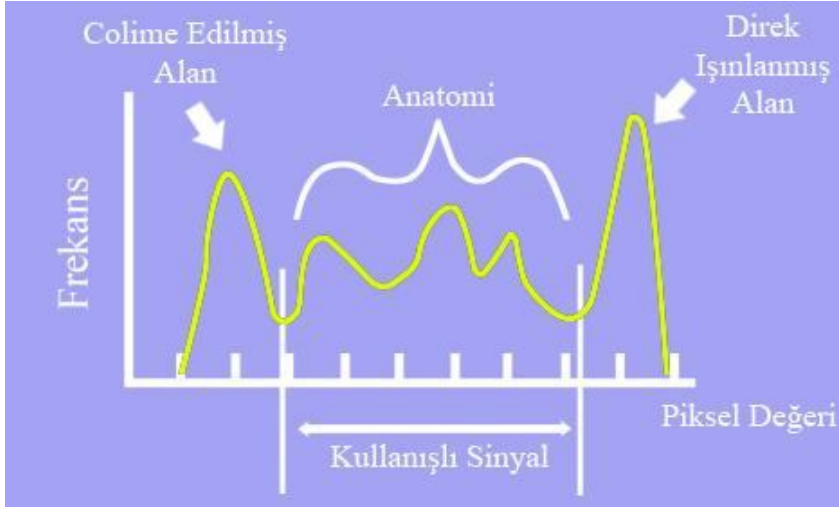
Ardından bu fosfor tabakaya enerji (örn. Bir lazer demeti) uygulanarak, elektronların yeniden fosfordaki alçak enerji seviyelerine dönmeleri sağlanır. Bu dönüş sonucunda, yüksek enerjili düşük dalga boylu ışık fotonları açığa çıkar. Daha sonra gelen x-ışınıyla orantılı olan bu ışık fotonları foto çoğaltıcı tüplerde elektrik sinyallerine çevrilerek ADC (Analog to Digital Converter) yollanırlar. ADC'lerde bu sinyaller örneklenecek dijital hale getirilir ve dijital görüntü elde edilir. Bu örnekleme işleminin sıklığı önemlidir. Örnekleme sıklığı eğer seyrek tutulursa voltajda bilgi kaybı oluşacak, gereğinden fazla sık örnekleme yapılırsa da bu sefer görüntü üzerinde gürültü oluşacaktır. (Şekil 2.6. ADC'lerde Örnekleme frekansı)



Şekil 2.6. ADC'lerde Örnekleme frekansı

Şekil 2.6'da bir sinyalin farklı örnekleme frekansları ile örneklenmesi gösterilmektedir. Şekilde düz çizgi orijinal sinyal, kesikli çizgi ise örnekleme sonrası elde edilmiş sinyaldir. İlk şekilde örnekleme frekansı gerekli sıklıkta tutulmuştur, bilgi kaybı yoktur. İkinci şekilde ise örnekleme frekansı daha seyrek. Şekilde de görüldüğü gibi örnekleme sonrası elde edilmiş sinyalde kayıplar bulunmaktadır. Örnekleme seyrek olduğundan orijinal görüntüye ait bazı bölgeler kaybedilmiştir. Bu nedenle örnekleme frekansı görüntü elde etme işleminde önemli bir parametredir.

Elde edilen görüntü bir dizi görüntü işleme prosedürlerinden geçirilirler. Bunlardan en önemlisi histogram düzeltmesidir. Bu düzeltmede görüntü üzerinde maksimum ve minimum sayıların olduğu (dedektörün çıplak ışınlandığı ve hiç ışınlanmadığı bölgeler gibi) bölgeler göz ardı edilir ve sadece anatomik yapılar gri seviyeler ile gösterilir. Bu sayede görüntü kalitesi oldukça yükselir. (Şekil 2.7 Histogram düzeltmesi)



Şekil 2.7 Histogram düzeltmesi

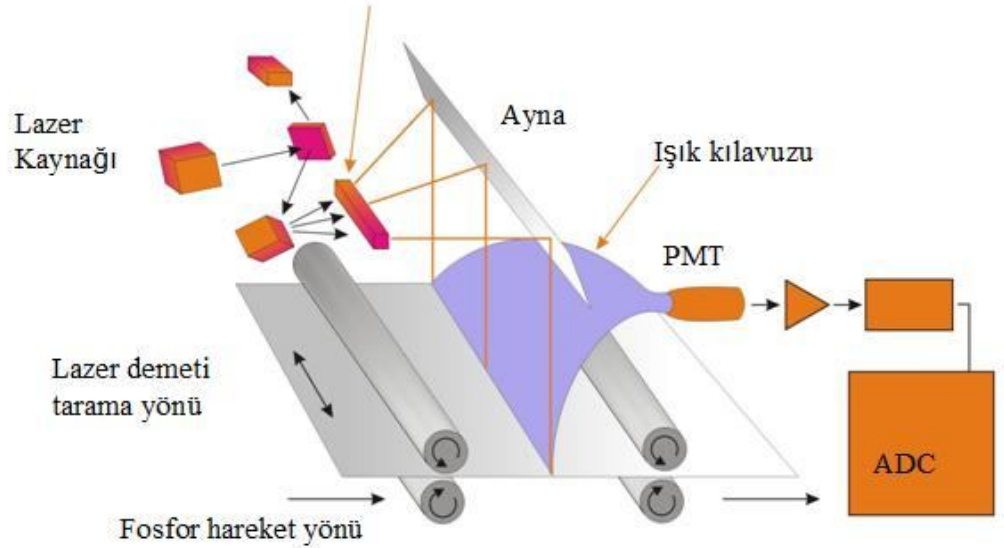
Son olarak elde edilen dijital görüntü özel yüksek ayırma güçlü monitörlerde gözlenir.

İdeal bir CR fosforunun x-ışın soğurumu yüksek olmalıdır. Ayrıca soğurduğu x-ışınını yeterince uzun bir süre bünyesinde saklayabilmelidir. Uyarılma sonucu

meydana gelen ışığın dalga boyu, foto çoğaltıcı tüplerin algılayacağı dalga boyunda olmalıdır.

CR kasetlerinin okunmasında kullanılan farklı yöntemler vardır. Bu yöntemler, nokta tarama, çift tarama ve çizgi tarama olmak üzere 3 şekildedir.

- Nokta tarama sistemler: Okuyucuda kaset içerisindeki fosfor tabaka çıkarılır ve lazer demeti tarafından lüminesans sinyalinin azalım zamanına bağlı olan bir hızla sıra sıra taranır (Şekil 2.8. CR fosforunun okunması).



Şekil 2.8. CR fosforunun okunması

Lazer demetinin etkin nokta boyutu bir takım lensler aracılığı ile ayarlanır. Fosfor tabakanın hareket hızı ise, örnekleme hızı ve lazer demetinin hızına uygun olacak şekilde ayarlanmıştır.

Nokta taramalı sistemlerde taramaya dik ve paralel yönlerdeki ayırma gücü, lazer demetinin nokta boyutuna, fosfordan çıkan ışığın gecikme azalımına (decay lag), lazer demetinin tarama hızına, elektronik örneklemenin hızına ve fosforun hareket hızına bağlıdır.

Nokta taramalı sistemlerde, fosfordan çıkan ışık fotonları her yöne saçılmaktadır. Buna karşın sistemde tek yönde ışık toplama olduğu için, diğer yönlere saçılan ışık fotonları dedekte edilemezler ve kayıp meydana gelir. Çift taramalı sistemler bu sorunu çözmek üzere tasarlanmıştır. Bu sistemlerde ışık fosforun hem altından hem de üstünden olmak üzere iki taraflı bir şekilde toplanır. Bu sayede ışık yani bilgi kaybı azalmış olur.

- Çizgi tarama sistemler: İlk iki sistemden farklı olarak çizgi taramalı sistemlerde foto çoğaltıcı tüp yerine CCD (Charge Coupled Devices) dizisi ve ışık yönlendirici mercek dizisi kullanılmaktadır. CCD'lerin çalışma prensibi taramalı sistemlerde açıklanacaktır.

Lazer demeti ile uyarılarak fosfordan çıkan ışık fotonları, ışığı CCD dizisine yönlendiren mercek sistemi sayesinde daha az kayba uğrayarak CCD'ler tarafından algılanırlar. Bu yöntem sayesinde fosforun okunma hızı da artmış olur.

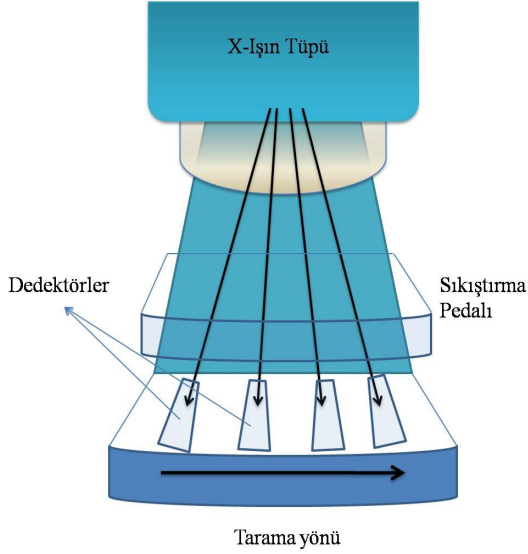
2.2.2. Dijital mamografi sistemleri

Dijital radyografi sistemleri dışarıdan bakıldığında konvansiyonel sistemlere çok benzerler. Aralarında ki tek fark, bu sistemlerde film ekran sistemleri yerinde bir dedektör bulunmasıdır. Memeden çıkan X-ışınları bu dedektöre gelerek farklı dedektör tasarımlarında farklı etkileşimler yapar ve bu etkileşimler sonucu dijital görüntü elde edilir. Bu görüntü daha sonra mamografi için özel tasarlanmış yüksek ayırma güçlü bilgisayar monitöründe görüntülenerek incelenir.

Dijital mamografi sistemlerinde kullanılan dedektör tasarımları çeşitlilik gösterir.

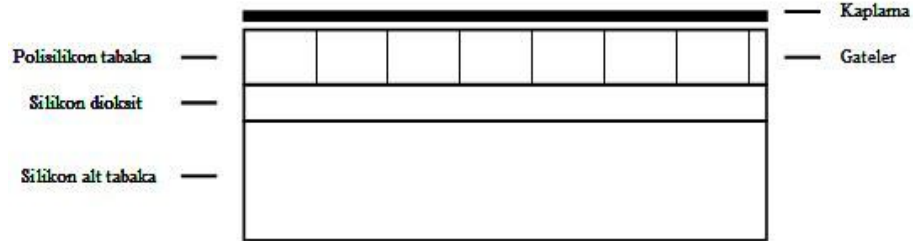
2.2.2.1. Taramalı sistemler

Taramalı sistemler, sintilasyon fosforu, fiber optik bağlantı ve CCD dizisinden oluşur. Bu sistemlerde meme tek seferde ışınlanmaz, bölge bölge taranarak görüntü elde edilir. (Şekil 2.9. Taramalı sistemlerin çalışma şeması)



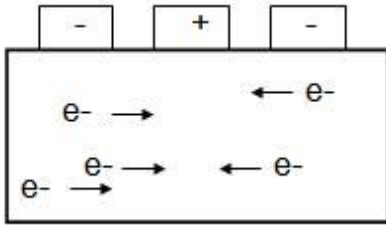
Şekil 2.9. Taramalı sistemlerin çalışma şeması

Sintilasyon fosforu fiber optik bağlantıyla CCD dizisine bağlıdır. CCD foto çoğaltıcı tüp gibi gelen ışığı elektronik sinyale çeviren bir devre elemanıdır (Şekil 2.10. CCD çipi).



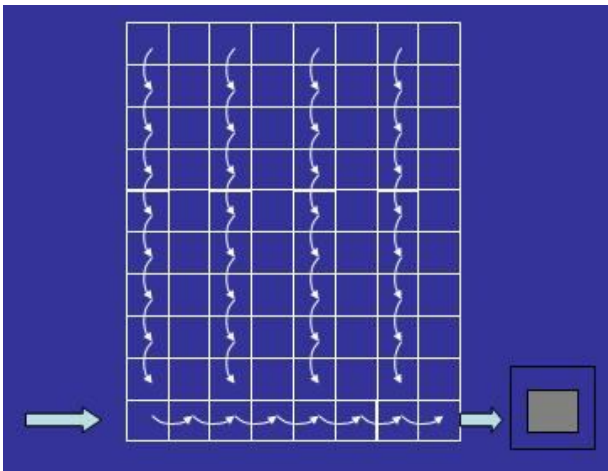
Şekil 2.10. CCD çipi

CCD’de meydana gelen olayların oluşum sırası şu şekildedir; ilk olarak ışık fotonları CCD dedektörüne çarpar, ardından buradaki silikon tabakada soğurulan ışıkla orantılı bir şekilde elektron deşik çiftleri meydana gelir. Her CCD içerisinde bulunan elektrotlara uygulanan gerilimle oluşan elektronlar potansiyel kuyularında birikirler. Üç elektrottan oluşan her bir potansiyel kuyusu tek bir pikseli oluşturur. (Şekil 2.11 Tek bir piksel) CCD dedektörlerinde piksel boyutları oldukça küçük olup 10-20 μm civarındadır.



Şekil 2.11. Tek bir piksel

Sonuç olarak CCD dedektörleri pikselleri meydana getiren bir dizi elektrotlardan oluşur. CCD’lerin okunması sırasında, elektrotlardaki voltaj polaritesinin değiştirilmesi ile bu potansiyel kuyularında biriken yükler toplanır ve görüntü elde edilir. Piksellerdeki yük, elektrotlara uygulanan voltaj polaritesinin değiştirilmesi ile komşu piksele aktarılır. Bu işlem tüm kolon boyunca pikselden piksele devam eder. (Şekil 2.12. CCD dedektörlerinin okunması)



Şekil 2.12. CCD dedektörlerinin okunması

CCD'lerin birçok avantajları bulunmaktadır. Bunların başında yüksek hassasiyetleri gelir. Ayrıca geniş bir sinyal aralığında yanıtları doğrusaldır. Çok pahalı değildirler. Yanıt süreleri hızlıdır ve yüksek ayırma gücüne sahiptirler.

Bunların yanı sıra CCD sistemlerinin en büyük sorunu CCD'lerin boyutlarının sınırlı olmasıdır (Üretilen en büyük CCD boyutu $5 \times 5 \text{ cm}^2$). Bu nedenle tek bir CCD yerine genellikle birçok CCD bir araya getirilerek oluşturulan CCD dizileri kullanılmaktadır

Bu sistemlerde memeye yollanan x-ışınları, dedektör dizisiyle eşleşecek şekilde, yelpaze şeklinde dedektör boyutuna göre kolime edilirler. Görüntü ise, dedektörlerin x-ışınlarıyla senkronize bir şekilde memeyi enine taraması ile elde edilir.

Dedektör boyutları, tarama yönünde birbirine yapışık 4 CCD'yi kapsayacak şekilde, sadece 1 cm genişliğindedir. Tarama yönüne dik yönde ise tüm memeyi kaplayacak şekilde anteroposterior yönde 22 cm civarındadır. Bu sistemlerde piksel boyutu standart ayırma gücü modunda $54 \mu\text{m}$, yüksek ayırma gücü modunda ise $27 \mu\text{m}$ 'ye kadar düşmektedir.

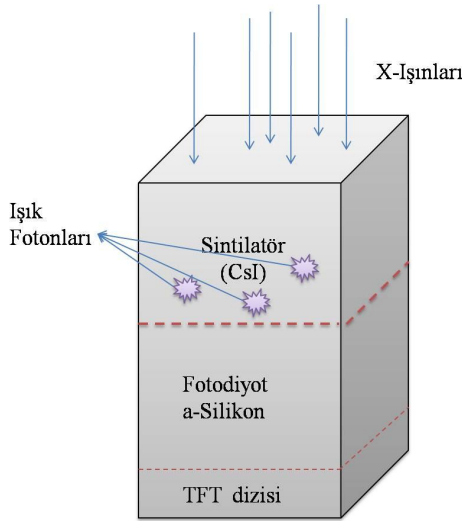
Sintilatör ve CCD dizili taramalı sistemlerin en büyük avantajı memenin tümü bir seferde ışınlanmadığı için saçılmanın çok düşük olmasıdır. Ayrıca dedektör boyutu da ince olduğundan taramalı sistemlerin fiyatları da daha düşüktür. Bu avantajların yanı sıra bu sistemler çok güçlü x-ışın tüplerine ve jeneratörlerine ihtiyaç duyarlar. Ayrıca tüm meme tarandığından ışınlama süresi daha uzundur. Bu da beraberinde hasta dozunda artmayı ve uzun meme sıkıştırma süresini getirir.

2.2.2.2. Flat panel (düz alan) dedektörleri

Farklı dedektör tasarımlarına sahip flat panel dedektörlerde, memeden çıkan x-ışınları dedektöre gelerek burada elektrik yüklerine, daha sonra da dijital görüntüye dönüştürülür. Flat panel dedektörler iki ana başlıkta toplanırlar.

a.) İndirek sistemler

İndirek sistemlerde görüntü elde etme işlemi iki aşamadan oluşur. Memeden çıkan x-ışınları ilk olarak bir sintilasyon kristaline gelirler ve burada ışık fotonlarına dönüştürülürler. Daha sonra bu ışık fotonları, foto diyot görevi gören dedektörlerde algılanırlar ve elektronik yüke çevrilirler. Son olarak da bu yükler TFT ile toplanıp ADC donanımına yollanırlar. ADC'lerde bu yükler sayısallaştırılır ve bilgisayarda dijital görüntü oluşur. (Şekil 2.13. İndirek dedektör tasarımı)

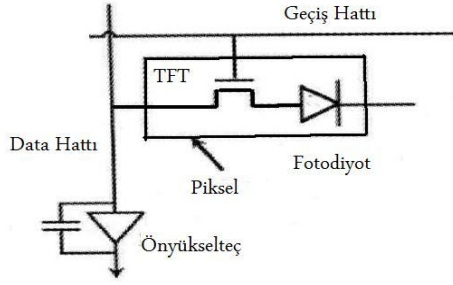


Şekil 2.13. İndirek dedektör tasarımı

İndirek sistemlerde sintilasyon kristali olarak yaygın olarak sezyum iyodür (CsI) ya da gadolinyum oksisülfid (GOS) kristali kullanılır. Kullanılan CsI kristalinin yapısı, saçılmayı minimize etmek için tasarlanmış iğne yapılı kristaldir. Her ne kadar iğne tipli kristaller ışığın doğrusal bir yolda ilerlemesini sağlayıp, lateral yönde saçılmayı en aza indirirse de, hala belli bir açıda ışık saçılması söz konusudur. Bunun önüne

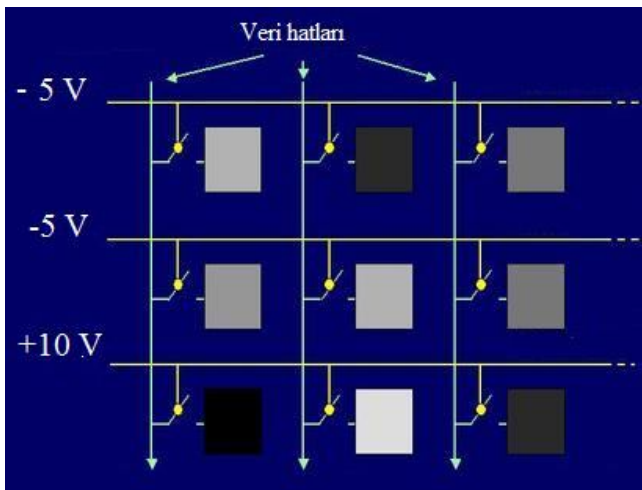
geçmek için kristaller ince yapıda tasarlanırlar. Ancak bu da kuantum etkinliğini bir miktar düşürmektedir.

Sintilasyon kristalinden çıkan ışık fotonları, foto diyot görevi gören amorf silikon kristalinde algılanırlar. Gelen ışık fotonları, a-Si fotodiyotunda elektronlara çevrilir. İndirek sistemlerde ki bu fotodiyot aynı zamanda bir yük depolayıcı devre elemanı gibi çalışmaktadır. Bu sayede oluşan bu elektronlar fotodiyotlarda depolanır.



Şekil 2.14. İndirek sistemlerde kullanılan Fotodiyot-TFT'nin yapısı

TFT'lerin bir ucu fotodiyota, bir ucu bilgi toplama hattında, üçüncü ucu ise geçiş hattına bağlıdır. Daha sonra okuma yapılacağı zaman, okunmak istenen satırdaki gateler TFT'ye ters voltaj uygulanmasıyla kapatılır, bu sayede yüklerin hareketi sağlanır ve yükler bilgi toplama hattına gönderilir. Bu işlem tüm satırlar için tekrarlanır. (Şekil 2.15. TFT'lerin okunması)



Şekil 2.15. TFT'lerin okunması

Burada kullanılan a-Si kristalinin en önemli avantajlarından biri, üretiminde katılan safsızlıklar sayesinde, foto diyot görevi gören komponentlerin bu kristalde piksel bazında oluşturulmuş olmasıdır. Ayrıca bu kristal radyasyona karşı oldukça dayanıklıdır ve 1-2 μm kalınlığındaki saf a-Si kristali, görünür bölgedeki ışığı soğurur.

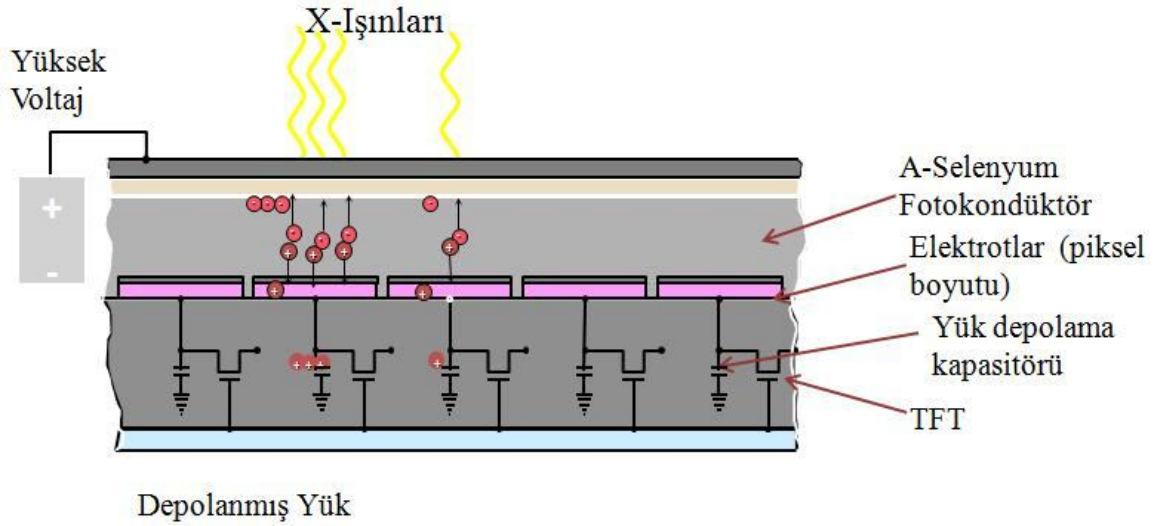
Daha sonra bu elektronlar TFT'lerin yapısında bulunan kondansatörlerde depo edilir.

(Şekil 2.14. İndirek sistemlerde kullanılan Fotodiyot-TFT'nin yapısı)

TFT'lerde okunan yükler ADC'lere yönlendirilir.

b.) Direk sistemler

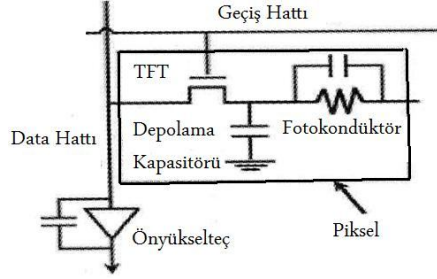
Direk sistemlerde görüntü elde etme işlemi tek aşamada meydana gelir. Memeden çıkan x-ışınları fotokondüktöre gelerek burada elektrik yüklerine dönüştürülürler. Daha sonra bu elektrik yükleri depolanır ve sonra okunarak dijital görüntüyü oluştururlar. (Şekil 2.16. Direk dijital dedektör tasarımı)



Şekil 2.16. Direk dijital dedektör tasarımı

Bu sistemlerde fotokondüktör olarak amorf selenyum kristali kullanılır. Gelen x-ışınları, a-Se kristali ile etkileşerek burada elektron-deşik çiftleri oluşturur. Daha sonra kristalde elektrotlar arasına uygulanan bir elektrik alan ile bu elektronlar

TFT'lere doğru yönlendirilir ve TFT'lerde depolama kapasitöründe depolanır. (Şekil 2.17 Direk sistemlerde kullanılan Fotokondüktör-TFT yapısı)



Şekil 2.17 Direk sistemlerde kullanılan Fotokondüktör-TFT yapısı

Ardından bir önceki bölümde açıklandığı gibi TFT'ler okunurlar.

Direk sistemlerde görüntü tek aşamada elde edildiğinden, indirek sistemlerde ışık saçılmasından meydana gelen gibi, herhangi bir kayıp söz konusu değildir. Ayrıca a-Se kristalinin boyutu görüntü kalitesini etkilemediğinden kalın kristaller kullanılarak dedeksiyon etkinliği artırılabilir.

3. DİJİTAL MAMOGRAFİ SİSTEMLERİ İÇİN KALİTE KONTROL VE KABUL TESTLERİ

3.1. X-Işın Ünitesi Testleri

X-Işın ünitesi testlerinin hemen hemen hepsi, dijital ve konvansiyonel mamografi sistemleri için de aynıdır.

3.1.1. X-Işın kaynağı

3.1.1.1. X-Işın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi

Genel olarak mamografi dâhil tüm radyografi sistemlerinde ışınlanan alan hakkında bilgi edinmek amacıyla kurulmuş bir aynalı ışık sistemi bulunmaktadır. Bu sistem, birçok aynanın belirli açılarda ayarlanarak ışınlanacak bölgeyi ışıkla aydınlatmasına yarar. Bu sayede ışınlanacak saha bu ışık yardımıyla görülebilir ve x-ışınları görüntülemek istenilen saha boyutuna kolime edilebilir.

Bu testte amaç, bu ayna sisteminde bir sorun olup olmadığına bakmaktır. Aynaların yönlerinde meydana gelmiş ufak sapmalar bile X-ışın alanının sapmasına ve yanlış vücut bölgesi ışınlanmasına sebep olabilir.

Bu test, CR sistemler için film-ekran sistemlerinde kullanılan yöntem kullanılarak yapılır. Fakat DR sistemler için CR ya da film-ekran sistemlerinde kullanılan kasetlere ihtiyaç vardır.

Bu test iki dolu kaset ya da iki CR kaseti ve bozuk paralarla yapılabilir. CR sistemlerinde bir kaset, kaset yuvasına (bucy) diğeri ise göğüs sehпасının üzerine yerleştirilir. Eğer film kullanılması gereken bir kaset kullanılıyorsa, göğüs sehпасı üzerine yerleştirilen kaset ile içerisindeki film, kaset içerisine, filmin emülsiyon kısmı kasetin fosfor tabakasına denk gelmeyecek şekilde ters konulmalıdır. Bu ikinci kaset göğüs duvarı hizasından 30 mm dışarıda olmalıdır. DR sistemler için ise sadece

dedektör üzerine bir kaset yerleştirilir. Elde edilen dijital görüntü ile bu kaset üzerinde ki görüntü karşılaştırılır. (Şekil 3.1. X-Işın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi deney düzeneği)



Şekil 3.1. X-Işın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi deney düzeneği

Daha sonra ışık alanının göğüs duvarı tarafındaki sınırlarına bozuk paralar yerleştirilir. Bu şekilde bir ışınlama yapılır. Daha sonra görüntüler üzerinden sapma miktarlarına bakılır.

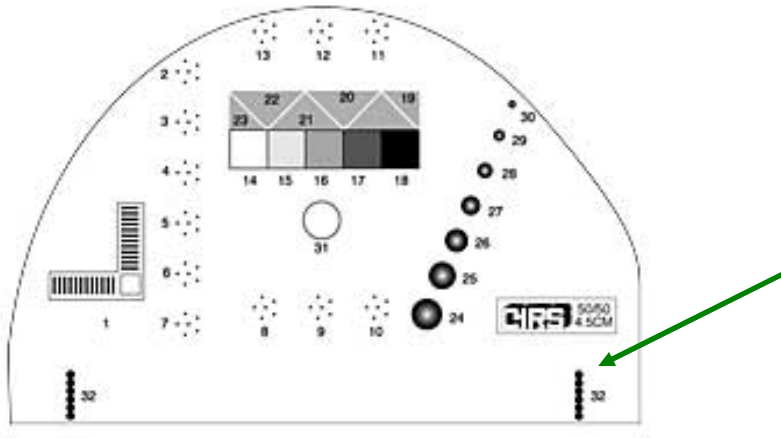
X-ışın alanı lateral yönde en az dedektörü kaplayacak kadar açık olmalıdır. Dedektör dışındaki belli belirsiz sapmalar bu yönde kabul edilebilir.

Eğer sistemin farklı odak nokta ve ışık alanı modları varsa bu test her bir mod için tekrar edilmelidir. Her bir kenar için x-ışınları dedektörü tamamen kaplamalı, fakat 5 mm'den fazla da dışarı taşmamalıdır. Ayrıca CR sistemleri için kaset yuvası ile göğüs duvarı arasındaki mesafe 5 mm'den küçük olmalıdır.

3.1.1.2. Göğüs duvarı tarafında görüntülenemeyen doku testi

Mamografi sistemlerinde, sistem tasarımından kaynaklanan bir nedenle memenin göğüs duvarı tarafında bir kısım doku görüntülenemeyebilir. Bu görüntülenemeyen dokunun çok geniş olması olası bir kistik oluşumun görüntülenememesine sebep olabilir, bu sebeple kritiktir.

Bu alanın belirlenebilmesi için farklı yöntemler kullanılabilir. Bu tezde CIRS fantomunu kullanılmıştır. İçerisinde farklı amaçlara yönelik oluşumlar bulunan bu fantomun, göğüs duvarı tarafında ise 1 mm aralıklarla yerleşmiş soğurucular bulunmaktadır. Sayısı bilinen bu soğurucular fantom ışlandıktan sonra görüntü üzerinden sayılır ve kaç tanesinin görüntülediği belirlenir. (Şekil 3.2. CIRS fantomunun görüntüsü)



Şekil 3.2. CIRS fantomunun görüntüsü

Kabul sınırları içerisine girebilmesi için, fantom görüntüsünde görüntülenemeyen doku 5 mm'yi geçmemelidir.

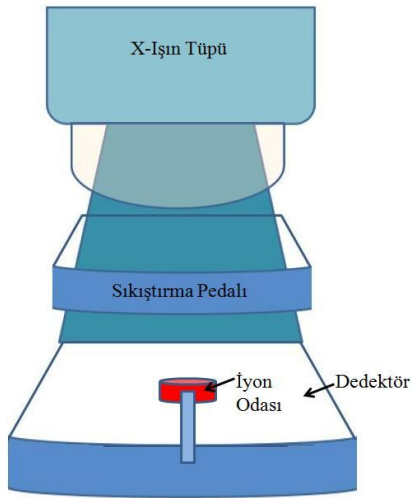
3.1.1.3. Tüp çıkışı testi

Tüp çıkışı testi, sistemin kurulan kilo voltaj (kVp), ve mili amper saniye (mAs) değerlerine karşılık ışınlama hakkında bilgi sahibi olunmasını amaçlayan bir testtir.

Spesifik tüp çıkışı ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) ve output hızı (mGy/sn) Mo/Mo hedef filtre kombinasyonundan ve 28 kVp'den başlanarak saçıcı ve soğurucu bir tabaka olmadan (sıkıştırma pedalı gibi) her kVp ve hedef filtre kombinasyonu için ölçülmelidir. Bu ışınlamalarda klinikte sıklıkla kullanılan referans bir mAs değeri kullanılmalıdır (örn. 70 mAs). Okumalar, göğüs sehpası üzerine yerleştirilen bir dedektör ile yapılmalıdır. Okunan değerler odak nokta- dedektör mesafesinden 1 metre mesafeye göre (spesifik tüp çıkış değeri) düzeltilmelidir. Ayrıca odak nokta-masa mesafesindeki doz hızı da hesaplanmalıdır.

Eğer ölçümler dozimetri için kullanılacaksa, tüp çıkışı değerleri sıkıştırma pedalı takılı iken ölçülmelidir.

Sıkıştırma pedalının azalım katsayısı ise sıkıştırma pedalı varken okunan hava kerma değeri, yokken okunan hava kerma değerine bölünerek hesaplanabilir. (Şekil 3.3. Tüp çıkışı testi deney düzeneği)



Şekil 3.3. Tüp çıkışı testi deney düzeneği

Bu test için farklı protokollerde belirtilmiş farklı referans değerleri vardır. EUREF protokolünün verdiği kabul sınırları şu şekildedir; 28 kVp, Mo/Mo hedef filtre için 1 metre mesafeye düzeltilmiş tüp çıkışı değeri 30 μ Gy'den büyük olmalıdır. Farklı hedef filtre ve kVp değerleri için ise, cihazın kabulünde ölçülen değerler referans olarak alınır. Daha sonra yapılan ölçümlerde elde edilen tüp çıkışı değerleri, kabulde ölçülen değerlerin %70'inden büyük olmalıdır. IPEM protokolünün verdiği kabul sınırı ise, 28 kVp, Mo/Mo hedef filtre için 50 cm mesafede tüp çıkışı değeri 120 μ Gy'den büyük olmalıdır şeklindedir. Bu değer ters kare düzeltilmesi ile 1 metreye düzeltilirse, iki protokol arasında bir fark olmadığı görülür. Aynı şekilde diğer hedef filtre ve kVp kombinasyonları için ise IPEM protokolünün verdiği sınır değer de EUREF protokolü ile aynıdır.

3.1.1.4. Sızıntı radyasyon testi

Mamografi sistemlerinde her ne kadar tüp tasarımında sızıntı X-ışınlarını önlemek için uygun kalınlıkta soğurucu materyaller kullanılmış olsa da her zaman bir miktar X-ışını tüp zırhından sızmaktadır.

Bu testin amacı, sızıntının seviyesini tespit edip kabul edilebilir sınırlar içerisinde olup olmadığını sınınamaktır. Sızıntı testini yapılabilmesi için, konvansiyonel sistemlerde kullanılan film-ekran kombinasyonuna, CR kasetine ya da x-ışınlarına duyarlı polaroid filmlere ihtiyaç vardır.

Sızıntı radyasyonun ölçüm testleri iki aşamadan oluşur; birincisi sızıntının yerinin tespit edilmesi, ikincisi sızıntının şiddetinin ölçülmesidir.

Test yapılırken bir adet demet tutucu (kurşun blok vb.) hiç birincil radyasyon geçmeyecek şekilde tüp çıkışına yerleştirilir. Daha sonra tüp çevresi film dolu kasetlerle, CR kasetleri ile ya da x-ışınlarına duyarlı polaroid filmlerle sarılır ve maksimum kVp ve mA değerleri ayarlanarak ışınlamalar yapılır. Görüntüler işlenir ve sızıntı varsa yerleri belirlenir.

Testin ikinci aşamasında bu noktalara 50 mm mesafede, uygun detektörler ile doz okumaları yapılır ve bu okumalar tüp maksimumda çalıştığında tüpe 1 m mesafede okunan hava kerma değerlerine düzeltilir.

Tüpten sızan radyasyonun kabul edilebilir sınırlarda olması için 1 m mesafede 1mGy'i geçmemesi, ayrıca boyutlarının da 100 cm²'i aşmaması gerekmektedir. (Şekil 3.4. Sızıntı radyasyon testi deney düzeneği)

Sızıntı alanı < 100 cm²
1 m'de doz değeri < 1mGy



Şekil 3.4. Sızıntı radyasyon testi deney düzeneği

3.1.1.5. Tüp voltajı ve demet kalitesi testleri

3.1.1.4.a.) Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi

Tüp voltajı, hastanın ışınlandığı x-ışın demetinin giriciliğini ayarlayan bir komponent olduğu için hasta dozu ve görüntü kalitesi açısından büyük rol oynamaktadır. Bu nedenle klinikte kullanılan ayarlar da dâhil olmak üzere bir seri tüp voltajı test edilmelidir.

Testin amacı, mamografi sisteminde kurulan kVp değerini sistemin doğru olarak verip vermediğini sınamaktır. Test iki aşamadan oluşur; tekrarlanabilirlik ve doğruluk.

Doğruluk testi için kVp metre demet önüne anot katot eksenine dik olarak yerleştirilir. Daha sonra jeneratörde kurulan kVp de ışınlama yapılır ve bu değerle kVp metrenin gösterdiği değer karşılaştırılır. Aralarında ki fark 1 kVp den küçük olmalıdır. Tekrarlanabilirlikte ise klinikte çok kullanılan bir kVp değerine (28 kVp gibi) sistem ayarlanır ve ardı ardına 5 ışınlama yapılır. Bu 5 ışınlama sonucu elde edilen değerler arasında ki fark 0,5 kVp'den küçük olmalıdır.

3.1.1.4.b.) Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL) testi

Tüp filtrasyonu demet kalitesini önemli ölçüde etkiler. Filtrasyon değeri düşük olan tüplerde, düşük enerjili x-ışınları soğurulamayacağından hasta dozunu arttırdığı gibi görüntü kalitesine de fayda sağlamazlar. Aynı şekilde filtrasyon değeri yüksek olduğunda da bu sefer görüntüye katkıda bulunabilecek bazı düşük enerjili x-ışınları da tüpten çıkarken soğurulacağından ışınlama parametrelerinin arttırılması gerekir buda tüpe aşırı yüklenmeye sebep olur ve tüpün ömrünü kısaltır. Ayrıca x-ışın demetinin büyük kısmı yüksek enerjili x-ışın fotonlarından oluşacağından, görüntü kontrastı azalacaktır.

Bu sebeple HVL testi sistemin filtrasyonunu test edebilmemiz açısından önemli bir testtir. Bu testte x-ışın demeti önüne Alüminyum (Al) filtreler eklenerek azalım hesaplanır.

Ölçümlerde kullanılacak detektör göğüs sehpası üzerine belirli bir ilgi alanı içerisinde kalacak şekilde yerleştirilir. Sıkıştırma pedalı odak nokta ve detektör arasında ortada bir yere merkezlenir. Her hedef filtre kombinasyonu için 28 kV tüp voltajında ve klinikte sıklıkla kullanılan referans bir mAs değerinde (örn. 70 mAs) detektör direk olarak ışınlanır. Daha sonra filtreler yerleştirilir ve her eklenen filtre için çıplak

ışınlamanın yapıldığı parametreler kullanılır. Bu işlem başlangıçta okunan doz değeri, yarıdan aşağı düşene kadar tekrarlanır. HVL Eşitlik 3.1. ile hesaplanır.

$$HVL = \frac{X_2 \ln\left(\frac{2Y_2}{Y_0}\right) - X_1 \ln\left(\frac{2Y_1}{Y_0}\right)}{\ln\left(\frac{Y_2}{Y_1}\right)} \quad (3.1)$$

Hiçbir soğurucu yokken ışınlamada elde edilen değer Y_0 ; X_1 kalınlığında okunan ışınlama değeri Y_1 , X_2 kalınlığında okunan ışınlama değeri ise Y_2 'dir.

Test yapılırken kullanılan Al filtrelerin saflığı \geq %99,9 olmalıdır. Ayrıca kalınlıkları %1 lik bir doğrulukla ölçülmüş olmalıdır.

Bu test tüm tüp voltajları ve hedef filtre kombinasyonları için tekrarlanmalıdır. Test sonucunda elde edilen değerlerin farklı hedef filtreler ve tüp voltajları için EUREF protokolünde yer alan kabul sınırları Çizelge 3.1. deki gibidir.

Çizelge 3.1. Farklı hedef filtre ve tüp voltajları HVL için kabul sınırları tablosu

Tüp Voltajı ve Hedef Filtre Kombinasyonları için HVL Değerleri (mmAl)					
kV	Mo+30 μ m Mo	Mo+25 μ m Mo	Rh+25 μ m Rh	W+50 μ m Rh	W+0.45 μ m Al ²²
25	0.33±0.2	0.40±0.2	0.38±0.2	0.52±0.3	0.31±0.3
28	0.36±0.2	0.42±0.2	0.43±0.2	0.54±0.3	0.37±0.3
31	0.39±0.2	0.44±0.2	0.48±0.2	0.56±0.3	0.42±0.3
34		0.47±0.2		0.59±0.3	0.47±0.3
37		0.50±0.2			0.51±0.3

3.1.1.6. Işınlama zamanı testi

Uzun ışınlama süreleri hareketten dolayı keskinliğin bozulmasına neden olabilir. Işınlama zamanı, birincil demetin görüntülenen objenin farklı noktalarına ulaştığı süre olarak tanımlanmıştır. Işınlama zamanı bazı tüp voltaj ve tüp çıkışı okuyan cihazlar tarafından ölçülebilir. Ya da bu iş için tasarlanmış özel cihazlar kullanılabilir. Rutin ışınlamalar için tüm klinik AEC ayarları, standart PMMA ışınlamalarında süreyi ölçer.

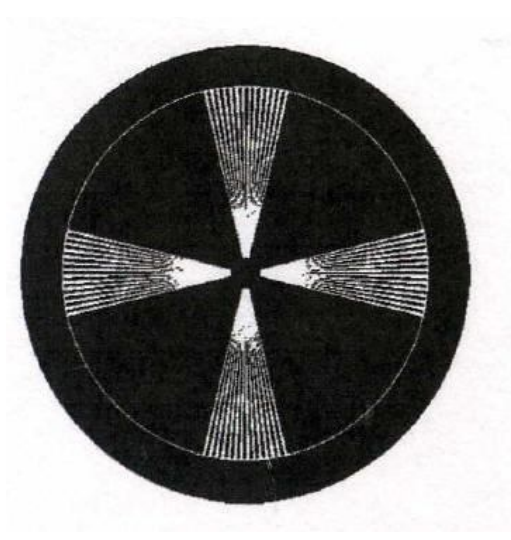
Bu test için kabul sınırları, ışınlama süresi toplam 2 saniyeyi geçmemelidir şeklindedir. Fakat bu her sistem için kabul edilebilecek bir değer değildir. Çoğu sistemde ışınlama süresi meme kalınlığı ve yapısı ile hızla artar. Film-ekran kombinasyonlarına ve klinikte kullanılan spektruma bağlı olarak bu aralık 0.2 saniyeden 3 saniyeye kadar uzanır. Bazı Sintilatör ve CCD dizili taramalı sistemler için tarama zamanı ve ışınlama zamanı meme kalınlıklarının ve içeriğinin geniş bir aralığı için oldukça sabittir. Bu sistemler standart kalınlık için belirlenen 2 saniye limitine uymamaktadırlar. İdealde ışınlama zamanı kalın ve yoğun memeler için bile belirlenen limitin altında olmalıdır, bu nedenle standart kalınlık için belirlenen limitle her memeyi ele almak doğru olmayacaktır. Çünkü henüz en kötü durum için bir limit değeri belirlenmemiştir, standart meme için belirlenen 2 saniye, Sintilatör ve CCD dizili taramalı sistemlerde meme kalınlığı ile değişen süre farkını ihmal etmiştir. Bu sistemler için sonuçlarda hareketten dolayı bir keskinlik sorunu olmadığına emin olunmalıdır.

3.1.1.7. Odak nokta boyutu ölçüm testi

Odak nokta boyutu, ayırma gücünü etkiler. Bu nedenle cihazın odak nokta boyutunun cihaz özelliklerinde yazılı olan değerle uyup uymadığı ölçülmelidir.

Odak nokta ölçümünde farklı yöntemler kullanılabilir. Bu yöntemler, yıldız desen test objesi, iğne deliği kamera ve dar kamera teknikleridir. Tez kapsamında odak nokta boyutu ölçümlerinde yıldız desen test objesi kullanılmıştır.

Test objesi, görüntüsü yaklaşık 3 kat büyüyecek şekilde tüp önüne yerleştirilir (obje dedektör mesafesi, tüp obje mesafesinin 3 katı olacak şekilde). Eğer sistem CR sistemse kaset göğüs sehpası üzerine yerleştirilmelidir. DR sistemlerde de mümkünse grid kaldırılmalıdır. Eğer mümkün değilse DR sistemlerde de dedektör üzerine bir CR ya da film-ekran kaseti yerleştirilmeli ve görüntü onun üzerinden değerlendirilmelidir. (Şekil 3.5. Yıldız desen test objesi görüntüsü)



Şekil 3.5. Yıldız desen test objesi görüntüsü

Görüntü üzerinde odak nokta boyutuna bağlı olarak bir faz farkı oluşur. Bu faz farkı dışarıdan içeri doğru gelerek ölçülür ve not edilir. Ardından görüntü üzerinde yıldız desenin boyu (çapı) ölçülür ve bu boyut gerçek boyuta bölünerek büyüte faktörü (m_{star}) hesaplanır.

Bu değerler kullanılarak odak nokta boyutu Eşitlik 3.2. ile hesaplanır.

$$f = \frac{\pi \theta}{180} * \frac{d_{Blur}}{(m_{star} - 1)} \quad (3.2)$$

Eşitlik 3.2'deki “ θ ” yıldız desenin açısı, d_{blur} ise bozulmanın başladığı, not edilen mesafedir.

3.1.2. AEC sistemleri testleri

3.1.2.1. Işınlama kontrol aralıkları; merkez değer ve her basamakta ki farklar

Bu test sadece ışınlama kontrol ünitesi olan sistemlerde yapılabilir. Testte standart meme yerine geçen 45 mm kalınlığında PMMA test bloğu AEC'nin verdiği ışınlama şartlarında, her densite basamağı için yanına AEC dedektörünü kaplamayacak şekilde yerleştirilmiş bir iyon odası ile ışınlanır. Daha sonra elde edilen doz değerleri incelenir.

Her basamak arasında %5-15 aralığında bir artış olması beklenmektedir. Test yapılırken sıkıştırmadan ötürü sistemin iki hedef filtre kombinasyonu arasında değiştiği görülürse, hedef filtreyi sabit tutabilmek amacıyla test 50 mm PMMA ile de yapılabilir.

3.1.2.2. Güvenlik anahtarı testi

AEC sistemlerinde bir güvenlik anahtarı donanımı bulunmaktadır. Bu anahtar mümkün olmayan bir ışınlama girişiminde sistemin ışınlamayı durdurmasını sağlar.

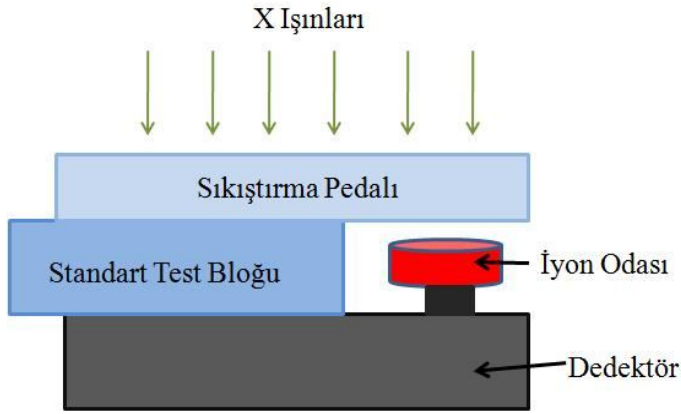
Bu özelliğin test edilmesi için artan PMMA kalınlıkları AEC modunda görüntülenir. PMMA kalınlıkları sistemin kVp ve mAs değerlerinin yeterli gelmeyeceği değerlere ulaştığında, AEC'nin ışınlamayı otomatik olarak kesmesi beklenir.

Test yapılırken sisteme zarar vermemek için sistemin kullanım kılavuzunda belirtilmiş olan en büyük mAs değerinin geçilmemesine dikkat edilmelidir.

3.1.2.3. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi

Bu testin amacı, ardı ardına ışınlamalarda AEC sisteminin aynı kalınlık değeri için aynı doz değerini verip vermediğini sınamaktır.

Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi farklı protokollerde değişiklik göstermektedir. EUREF protokolüne göre, standart test bloğu, bir iyon odası ile, iyon odası AEC dedektörünü kapatmayacak şekilde yerleştirilir. (Şekil 3.6. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi deney düzeneği)



Şekil 3.6. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi deney düzeneği

Doz değerlerinin okunacağı iyon odası 5 kez ışınlanır. Okunan doz değerleri arasındaki sapma hesaplanır. Ortalama değerden sapma idealde %5'den fazla olmamalıdır.

NHSBSB protokolünde ise, yalnızca standart test bloğu AEC ile ardı ardına 5 kez ışınlanır. Her ışınlamada sistemin verdiği mAs değerleri not edilir. Daha sonra ortalama mAs değerinden sapmaya bakılır. Bu sapma %5'den büyük olmamalıdır.

3.1.2.4. Uzun dönem tekrarlanabilirlik testi

Uzun dönem tekrarlanabilirlik testinde standart test bloğu tüm detektörü kaplayacak şekilde sistem sehpası üzerine yerleştirilir ve AEC sistemi devrede iken ışınlama yapılır. Işınlama değerleri not edilir.

Elde edilen işlenmemiş görüntü üzerinde bir ilgi alanı belirlenir ve bu ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel değeri ve standart sapma (SD) hesaplanır. Ardından bu ilgi alanı tüm görüntü üzerinde gezdirilir ve tüm görüntü için bir ortalama piksel değeri ve sinyal gürültü oranı (SNR) hesaplanır. Ve bu değerler ayrı ayrı her ilgi alanı değerleri ile karşılaştırılır, sapmalar hesaplanır. Hesaplanan SNR ve piksel değerlerinde ki sapmalar %10 dan küçük olmalıdır.

3.1.2.5. Objeye kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi

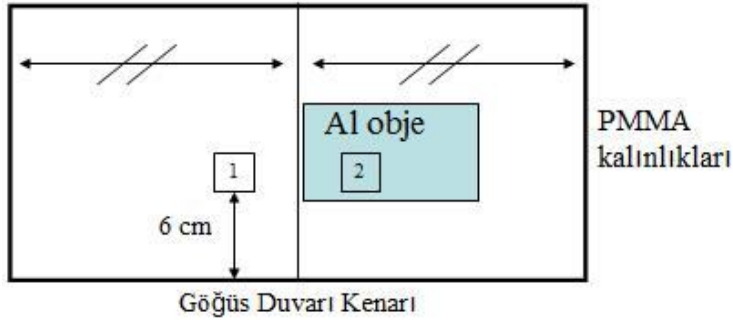
Objeye kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testinin yapılışı dijital mamografi sistemlerinde konvansiyonel sistemlere göre farklılık göstermektedir. Konvansiyonel sistemlerde, farklı kalınlıkların AEC sistemi ile ışınlanmaları sonucu, film üzerinde aynı optik yoğunluk değeri elde edilip, edilmediği test ediliyordu. Dijital sistemlerde ise bu test her kalınlıkta aynı kontrast değerinin elde edilebilip edilemediğinin test edilmesiyle yapılmaktadır.

Objeye kalınlığı ile tüp voltajının değişimi, 20 mm'den 70 mm'ye kadar 10'ar mm. artan PMMA bloklarının klinik AEC ayarları kullanılarak ışınlanması ile incelenir. Test süresince PMMA blokları sıkıştırma pedalıyla temas halinde olmalıdır.

İlk olarak tüm kalınlıklar (20, 30..., 70 mm) AEC sistemi devredeyken ışınlanır ve ışınlama parametreleri not edilir. Daha sonra PMMA'lar üzerinde 0.2 mm Alüminyum (Al) konularak bir önceki not edilen ışınlama şartlarında tüm kalınlıklar bu sefer Al eklenmiş şekilde ışınlanır.

Al obje PMMA'lar üzerine Şekil 3.7.'daki gibi yerleştirilmektedir. Elde edilen görüntüler üzerine 4 cm²'lik bir ilgi alanı çizilir. Bu ilgi alanının içinde kalan alandaki ortalama piksel değeri ve standart sapma ölçülür. Bu işlem Al olan ve olmayan alan için de tekrarlanır. Daha sonra bu değerlerden kontrast- gürültü oranı (CNR) Eşitlik 3.3'deki gibi hesaplanır ve bu işlem 30, 40, 45, 50, 60 ve 70 mm PMMA kalınlıklarının her biri için de tekrarlanır.

$$CNR = \frac{\text{ortalama piksel değeri(sinyal)} - \text{ortalama piksel değeri(background)}}{\sqrt{\frac{SD(sinyal)^2 + SD(background)^2}{2}}} \quad (3.3)$$



Şekil 3.7. Obje kalınlığı ile tüp voltajı değişimi testi

Görüntü kalitesi belli bir kalınlık için (50 mm PMMA) kontrast eşik ölçümleri kullanılarak hesaplanacaktır. Diğer PMMA kalınlıkları için CNR_{sınır} değeri, 50 mm PMMA için olan CNR_{sınır} değeri ile ilişkilidir. Bunun hesaplanması için aşağıdaki eşitlik (3.4) kullanılacaktır.

$$Eşik\ kontrast_{ölçülen} * CNR_{ölçülen} = Eşik\ kontrast_{sınır\ değer} * CNR_{sınır\ değer} \quad (3.4)$$

Farklı kalınlıklar için bu testin EUREF protokolünde belirtilen kabul sınırları Çizelge 3.2'deki gibidir.

Çizelge 3.2. PMMA kalınlıklarına karşı CNR değerleri

PMMA Kalınlıkları (cm)	%CNR (5.0 cm PMMA ile ilişkili)
2.0	>115
3.0	>110
4.0	>105
4.5	>103
5.0	>100
6.0	>95
7.0	>90

3.1.3. Grid testleri

3.1.3.1. Grid sistem faktörü

Bu testin yalnızca gridin çıkarılabildiği sistemlerde yapılması mümkündür. Grid varken standart test bloğu ışınlanır, giriş dozu kaydedilir. Daha sonra elde edilen görüntü üzerinde bir ilgi alanı belirlenir ve bu alanda ki ortalama piksel değeri hesaplanır. Ardından grid sistemden çıkarılır. Grid yokken, gridli ölçümün ortalama piksel değerinin altında ve üstünde kalacak şekilde iki görüntü daha alınır. Grid varken elde edilen ortalama piksel değeri, grid yokken alınan görüntülerin ortalama piksel değerlerinin ekstrapolasyonu ile elde edilir ve bu piksel değerinde grid yokken giriş dozu hesaplanır. Daha sonra gridli giriş dozu, gridsiz giriş dozuna bölünerek grid sistem faktörü elde edilir.

Bu test için kabul sınırı, üretici firmalara göre değişmektedir ve genel bir değer olarak grid sistem faktörü 3'ten küçük olmalıdır denilebilir.

3.1.3.2. Grid görüntüleme

Gridin homojenitesinde bir sorun olup olmadığını görmek için grid herhangi bir PMMA kullanılmadan en düşük AEC ayarında ışınlanır. Bu görüntü genelde grid çizgilerinin güzel bir görüntüsünü verir. Buradan grid yapısında bir sorun olup olmadığı gözlemlenebilir.

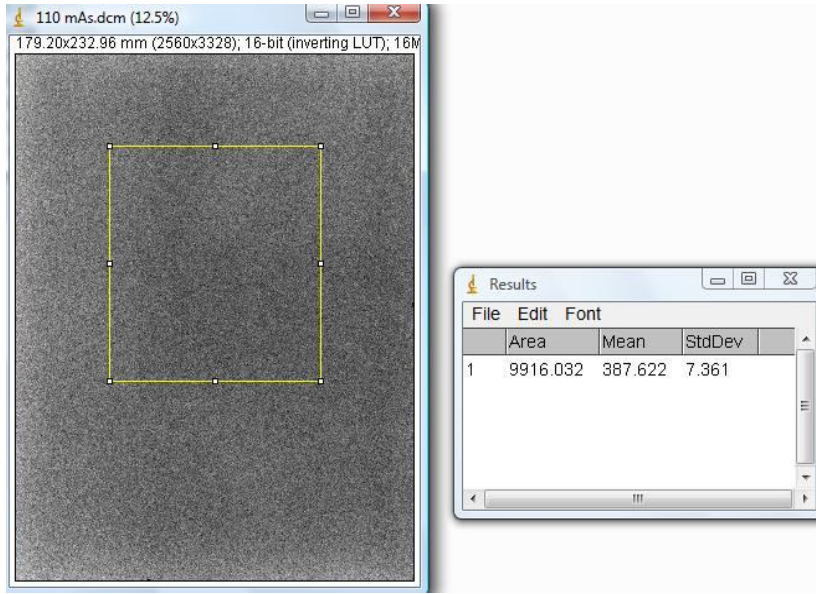
Yalnız her sistemde gridi görüntülemek mümkün olmayabilir.

3.2. Dijital Dedektör Testleri

3.2.1. Dedektör yanıtı testi

Dedektör yanıt fonksiyonu, dedektörün artan mAs değerlerine karşılık olarak verdiği yanıtın bir ölçüsüdür. Bu fonksiyon yardımıyla görüntü üzerinde elde edilen ortalama piksel değeri kullanılarak, doz değerlerine geçiş yapılabilir.

Test iki farklı protokolde, farklı iki şekilde yapılmaktadır. Avrupa birliğinin kullandığı EUREF (European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services) protokolünde, ilk olarak klinikte yaygın olarak kullanılan bir kVp ayarlanır ve sabitlenir. Ardından rutin uygulamalarda kullanılan mAs değerlerini de kapsayıp, 20 katına kadar çıkacak, 10 farklı mAs değerinde ışınlamalar yapılır ve dedektör önüne yerleştirilen bir iyon odası ile doz değerleri okunur ve 1 metre mesafeye ters kare ile düzeltilir. Aynı mAs değerlerinde daha sonra standart test bloğu ışınlanır. Elde edilen görüntülerden referans bir ilgi alanı seçilir ve bu ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel değerleri ve standart sapmalar hesaplanır. (Şekil 3.8. Dedektör yanıtı testi örnek görüntüsü)



Şekil 3.8. Dedektör yanıtı testi örnek görüntüsü

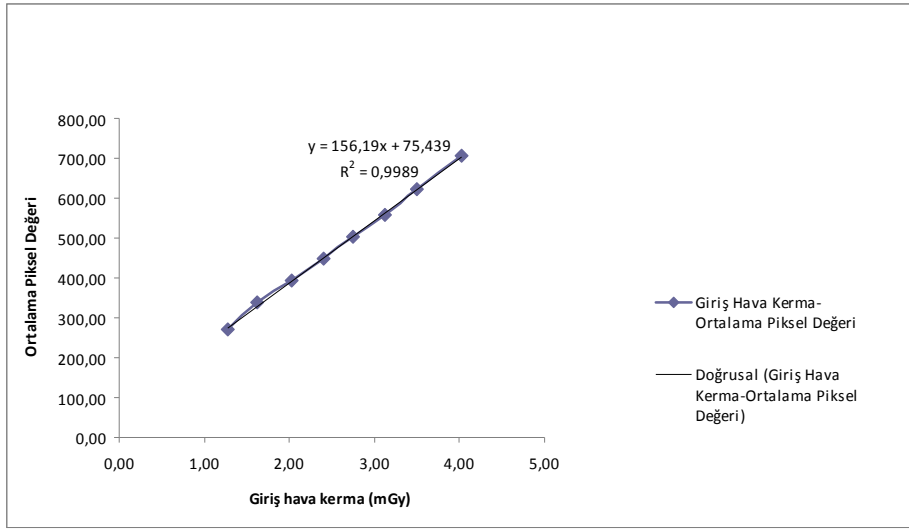
Doğrusal yanıtı olan sistemler için, ortalama piksel değerine karşılık giriş hava kerma değerlerinin grafiği çizilir. Bu grafiğe en uygun fit uygulanarak doğrusallık belirlenir ve sistemin ofset değerini belirlemek için eğrinin sıfırı kestiği noktaya bakılır. Ardından korelasyon katsayısının karesi hesaplanır (R^2), bu değer 0,99'dan büyük olmalıdır.

Doğrusal yanıtı olmayan sistemler için, CR sistemler gibi, ortalama piksele karşılık giriş hava kermanın logaritması alınarak grafik çizilir. Bu işlemde önce üretici firmanın kullanım kılavuzundan sistemin herhangi bir doğrusallaştırma yapıp yapmadığı kontrol edilmelidir. Görüntü işleme özelliği kullanılmamalıdır. Ekran görüntü işleme özelliği de mümkün olduğu kadar kapatılmalıdır. Bu sistemler içinde aynı şekilde elde edilen eğri bir doğruya fit edilir ve korelasyon katsayısının karesi hesaplanır (R^2). Aynı şekilde bu değer de 0,99'dan büyük olmalıdır.

NHSBSP'nin raporunda (Commissioning and Routine Testing of Full Field Digital Mammography Systems) ise bu test farklı bir yöntemle yapılmaktadır. Bu sefer ilk olarak 3 farklı mAs değerinde (örn. 5, 50, 160 mAs) ışınlama yapılır ve bir iyon odası ile doz değerleri okunur. Bu değerler kullanılarak mAs'a karşılık hava kerma

değerlerinin grafiği çizilir ve uygun bir doğruya fit edilir. Bu doğrunun denklemi aracılığı ile herhangi bir mAs değerine karşılık gelen doz değeri bilinebilir.

Bu denklem elde edildikten sonra, doğrusal yanıtı olan sistemler için 5 ile 400 mAs aralığında farklı 10 mAs değerinde standart test bloğu ışınlanır. Bir önceki aşamada elde edilen doğru denklemi aracılığı ile bu mAs'larda ki doz değerleri belirlenir. Elde edilen görüntüler üzerinden bir referans ilgi alanı içerisinde ki ortalama piksel değerleri hesaplanır. Daha sonra bu dozlara karşılık, ortalama piksel değerinin grafiği çizilir. (Grafik 3.1. Dedektör yanıt grafiği)



Grafik 3.1. Dedektör yanıt grafiği

Bu grafiğin denkleminde ise ($y=ax+b$), eğim (a) ve ofset (b) değerleri not edilir. Bu yanıt eğrisi sayesinde dedektör kazancını rakamsal olarak ifade etmemiz mümkün olur.

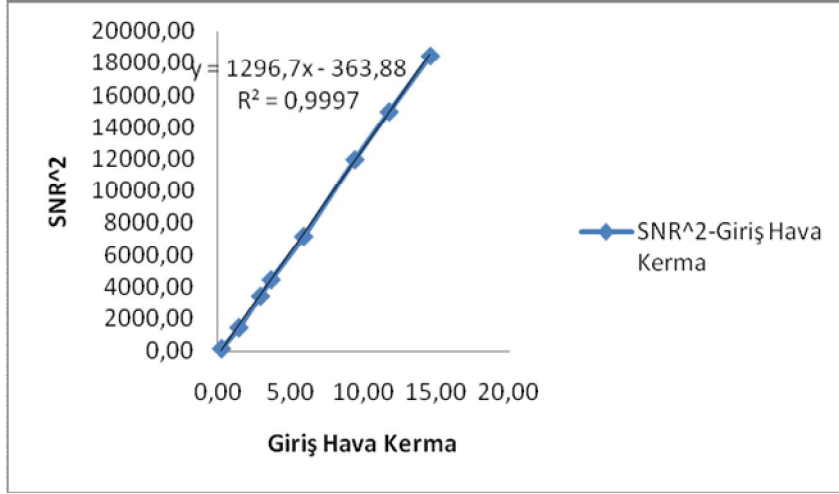
3.2.2. Gürültünün değerlendirilmesi testi

Bu testte yine iki farklı protokol birbirine yakın fakat farklı yöntemler önermiştir. Euref'in protokolünde, yanıt testinde elde edilen görüntüler üzerinde, belirlenen bir referans ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel değeri ve standart sapma hesaplanır.

Doğrusal yanıtı olan sistemler için bu değerler kullanılarak SNR eşitlik 3.5. ile elde edilir.

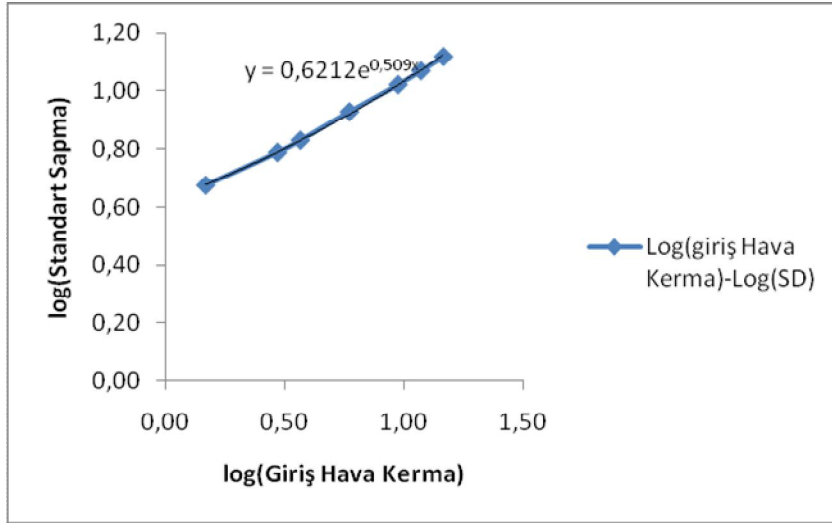
$$SNR = \frac{(Ortalama piksel değeri - offset)}{SD} \quad (3.5)$$

Daha sonra SNR² değerleri hesaplanır ve giriş hava kerma değerine karşılık grafiği çizilir. Grafik bir doğruya fit edilir ve yine doğru denkleminde R² değeri incelenir. (Grafik 3.2 Euref protokolüne göre gürültü değerlendirme grafiği)



Grafik 3.2 Euref protokolüne göre gürültü değerlendirme grafiği

NHSBSP'nin protokolünde ise Log(SD)'nin Log(Giriş hava kerma)'ya karşılık grafiği çizilir ve eğri denklemini $y=cx^d$ olacak şekilde üstel bir eğriye fit edilir. Elde edilen c ve d değerleri not edilir. Kuantum limitli dedektörler için kabul edilebilir ilişki $y=cx^{0,5}$ şeklindedir. (Grafik 3.3 NHSBSP protokolüne göre gürültü değerlendirme grafiği)



Grafik 3.3 NHSBSP protokolüne göre gürültü değerlendirme grafiği

Lineer olmayan yanıtli sistemler için Eurf'in protokolünde SD^2 nin $1/Giriş$ hava kerma'ya karşılık grafiği çizilir. Bu grafiğe en uygun fit işlemi uygulanır ve doğrusallık belirlenir. R^2 hesaplanır. Bu işlem klinikte kullanılan tüm hedef-filtre kombinasyonları için tekrarlanır. Daha sonra sonuçlar önceki ölçümlerle karşılaştırılır. Doğrusallığın olmaması, kuantum gürültü dışında da gürültü kaynakları olduğunun göstergesidir. NHSBSP'nin protokolünde ise doğrusal yanıtli olmayan sistemler için gürültü değerlendirme testi doğrusal sistemlerle aynı şekilde yapılır. $\log(Giriş\ hava\ kerma)$ 'ya karşılık grafiği çizilir ve uygun eğriye fit edilir, doğru denklemi elde edilir. Bu denklem kullanılarak gürültü hesaplanır, ve referans olarak not edilir. Daha sonra rutin olarak bu hesaplamalar aynı giriş hava kerma değerinde hesaplanır. Bir sorun gözleendiğinde gerekli düzeltmeler yapılır.

3.2.3. Dedektör homojenitesi ve stabilitesi testleri

3.2.3.1. Dedektör homojenitesi testi

Dedektör homojenitesi görüntü kalitesini etkileyen önemli bir parametredir. Bu test içinde farklı protokollerin önerdiği farklı yöntemler vardır.

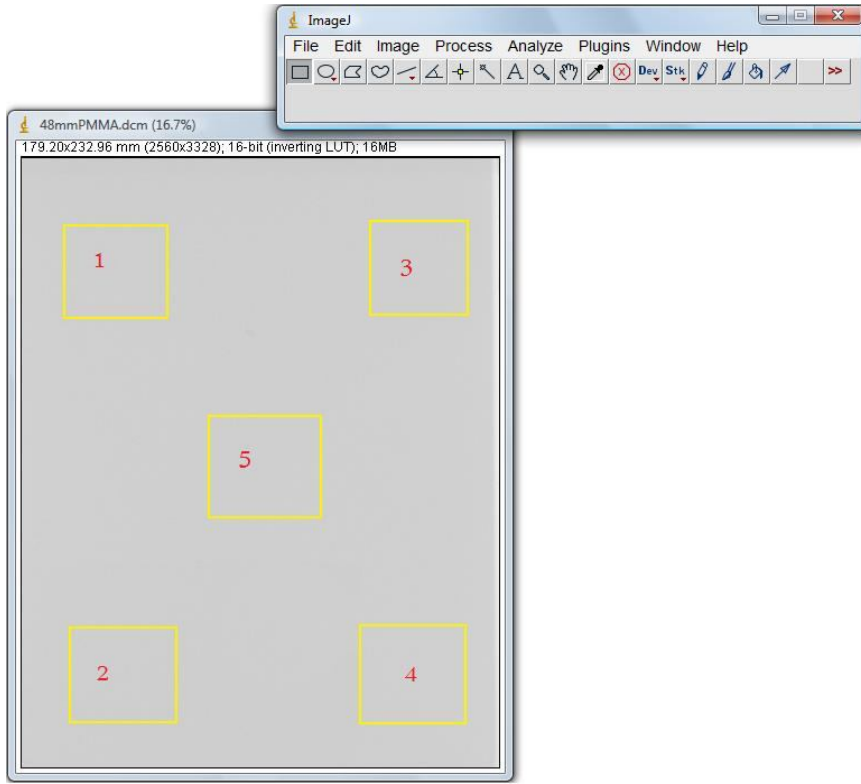
Euref protokolünde dedektör homojenitesi, tüm dedektörü kaplayan standart test bloğunun klinik şartlarda ışınlanmasıyla test edilir. Işınlama yapıldıktan sonra ışınlama ayarları ve mAs kayıt edilir. Daha sonra işlenmemiş görüntü üzerine 1 cm^2 lik bir ilgi alanı çizilerek ilgi alanı içindeki ortalama piksel değeri değerlendirilir. Daha sonra bu ilgi alanı tüm görüntü üzerinde gezdirilir, tüm görüntünün ortalama piksel değerleri hesaplanır ve tüm ilgi alanlarından bir ortalama SNR değeri hesaplanır. Bu ortalama değerle, tek tek ilgi alanlarının içinde okunan değerler karşılaştırılır. Bu işlem çok kolay bir işlem değildir bu sebeple, homojenite hesaplamak için bazı yazılımlar bulunmaktadır. Bu tezde OBJ yazılımı kullanılmıştır. Bu program ile homojenite görüntüsü değerlendirildiğinde, program çıktısı olarak görüntü üzerindeki ortalama piksel değeri, maksimum ve minimum sayım değerleri, ortalama değerden maksimum sapma verilir. Değerlendirme aşamasında bu maksimum sapmanın kabul sınırı değerinin içerisinde olup olmadığına bakılır.

Standart test bloğunda bulunan homojenite bozukluklarıyla dedektör homojenitesini karıştırmamak için test bloğu 180° döndürülür ve ışınlama tekrarlanır.

Sistemin kabulünde, bu test farklı kalınlıklar için de tekrarlanmalıdır.

Bu test için Euref in belirlediği kabul sınırları şu şekildedir; ilgi alanları içerisindeki ortalama piksel değerleri ve SNR'ların, toplam görüntünün ortalama piksel değeri ve SNR'ından sapması %15'i geçmemelidir.

NHSBSP'nin protokolünde ise, DR sistemler için ilk olarak standart test bloğu 28 kVp ayarlanarak AEC ile ya da tipik bir mAs değerinde (50-70 mAs gibi) ışınlanır. Daha sonra elde edilen görüntü üzerinde biri merkezde olmak üzere 5 adet ilgi alanı belirlenir. (Şekil 3.9. Görüntü üzerinde belirlenen ilgi alanları)



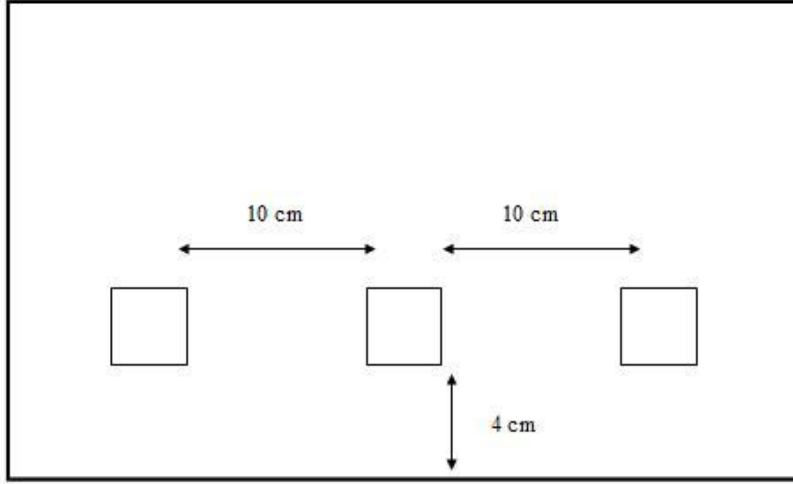
Şekil 3.9. Görüntü üzerinde belirlenen ilgi alanları

Belirlenen ilgi alanlarının konumları çok önemli değildir. Fakat her zaman aynı yerde çalışmak için ilk saptanan konumun koordinatları referans olarak not edilmelidir. Görüntü üzerinde ilgi alanları içerisindeki ortalama piksel değerleri hesaplanır ve merkezden sapma Eşitlik 3.5. ile hesaplanır.

$$\text{Merkezden sapma} = (\text{Merkezdeki ortalama piksel} - \text{Köşedeki ortalama piksel}) / \text{Merkez} \quad (3.5)$$

DR sistemler için kabul sınırı, merkezden sapma %10'dan küçük olmalıdır, şeklindedir.

CR sistemler için ise farklı bir değerlendirme yapılır. Görüntü üzerinde Şekil 3.10.'daki gibi 3 adet ilgi alanı belirlenir.



Göğüs Duvarı Kenarı

Şekil 3.10. CR sistemler için homojenite testi

Belirlenen bu ilgi alanları içerisindeki ortalama piksel değeri hesaplanır, kabul edilebilir sınırlara girilmesi için, kenarlardaki ilgi alanlarının ortalama piksel değerlerinin merkezi değerden farkı %10'u geçmemelidir.

3.2.3.2. Dedektör elementlerinin çalışması testi

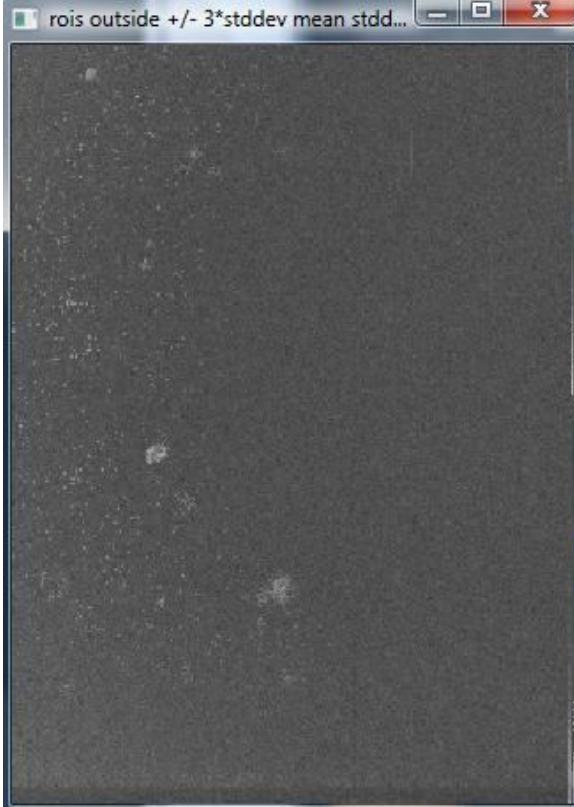
Bu test sadece DR sistemlere özgü bir testtir. İlk olarak üreticinin elindeki son elde edilmiş hatalı piksel haritası incelenmelidir. Bu harita (bir görüntü ya da tablo olabilir.) çalışmayan bütün piksellerin yerlerini belirten bir haritadır. Bu hatalı piksel haritası her zaman kullanıcının ulaşabileceği konumda olmalıdır.

Elde edilen harita, üreticinin verdiği harita ile kıyaslanmalı, bozuk piksellerin yerleri kontrol edilmelidir. Eğer bozuk piksellerden oluşan kümeler varsa, film ekran temas test objesi kullanılarak bu sorunlar görüntülenebilir.

3.2.3.3. Düzeltilmemiş bozuk dedektör elementleri testi

Bu testte sadece DR sistemlere özgü bir testtir. Çalışmayan piksellerin sayısını ve yerlerini belirlemek için, standart test bloğunun klinik şartlarda görüntüsü alınır ve 1 cm² lik bir referans ilgi alanı belirlenerek ortalama piksel değeri okunur. Daha sonra ilgi alanı tüm görüntü üzerinde gezdirilir ve piksel değerleri tüm görüntünün ortalama piksel değerinden 20% farklı olan ilgi alanları belirlenir. Güvenilirliği arttırmak için bu işlem 4 görüntüde de tekrarlanır. Her 4 görüntüde de 20% den fazla sapma görünen pikseller potansiyel bozuk pikselleridir. Eğer bozuk pikseller bir kolon boyunca devam ediyorsa bu kolon da bozuk kolondur. Bu işlemde kullanılacak farklı yazılımlar mevcuttur. Tezde OBJ yazılımı kullanılmıştır.

Bu yazılımda homojen bir görüntünün varyans görüntüsü incelendiğinde, dedektör üzerindeki ölü piksel kusurları gibi sorunlar görüntülenmiş olur. (Şekil 3.11. Örnek varyans görüntüsü)



Şekil 3.11. Örnek varyans görüntüsü

3.2.4. CR kasetlerinin hassasiyet değişimi testi

Bu testte, klinikte kullanılan CR kasetlerinin birbirlerine göre hassasiyetlerinde bir farklılık olup olmadığı incelenir. Standart test bloğu klinikte kullanılan AEC ayarları kullanılarak ışınlanır ve giriş hava kerma değeri ile mAs değeri not edilir. CR kaseti okunur. Monitör görüntü işleme özelliği mümkün olduğunca kapatılmalıdır. Ayrıca sonradan görüntü işleme özelliği de yapılmamalıdır. Görüntü üzerine referans bir ilgi alanı çizilir ve bu ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel değeri ile standart sapma ölçülür. Ardından SNR hesaplanır. Bu işlemler tüm kasetler için tekrarlanır. Ve her görüntünün homojenitesi belirlenir.

Kabul sınırları ise her kaset için SNR'daki sapma %15'den, giriş hava kermadaki sapma %10'dan küçük olmalıdır, şeklindedir.

3.2.5. Diğer radyasyon kaynaklarının CR kasetlerine etkisi testi

Bu test için ilk olarak bir CR kaseti silinir. Daha sonra her iki tarafına da bir tane bozuk para yapıştırılır ve uzun bir süre, örneğin tüm kabul testi boyunca, normal saklama koşullarında saklanır. Daha sonra kaset okunur, ekran görüntü işleme özelliği mümkün olduğunca kapatılmalıdır ve hiçbir sonradan görüntü işleme yapılmamalıdır.

Eğer görüntü üzerinde bozuk paralar görülmezse, kabul sınırları içerisinde denilebilir.

3.2.6. CR kasetlerinde gizli görüntünün sönüme uğraması testi

CR kasetleri içerisindeki fosfor, X-ışınlarını soğurma ve gizli görüntüyü bünyesinde barındırma özelliği taşır. Elbette bu gizli görüntü zamanla sönüme uğrayacaktır. Fakat idealde bu sönümün yavaş olması gerekmektedir. Zira hızlı bir sönüm olması durumunda görüntü kaybı meydana gelecektir. Bu testin amacı, bu sönüm hakkında fikir sahibi olunmasıdır.

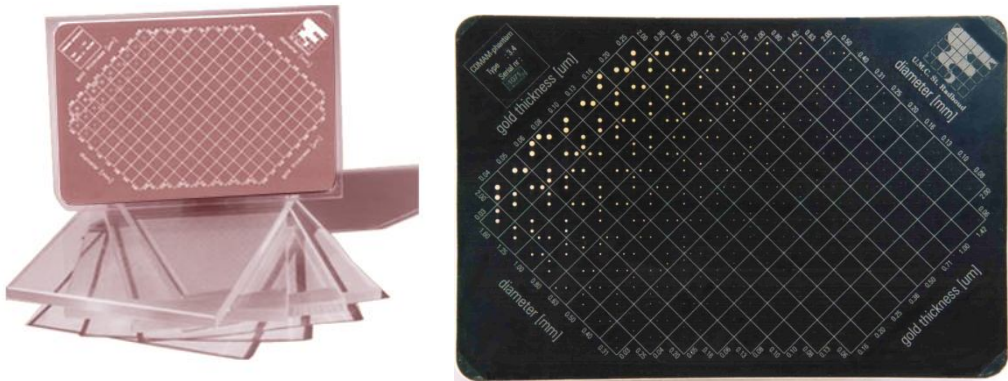
Standart test bloğu klinikte kullanılan ışınlama şartlarıyla ışınlanır ve kaset bir dakika bekletildikten sonra okunur. Görüntü üzerinde referans bir ilgi alanı çizilerek ortalama piksel değeri okunur. Daha sonra bu işlem farklı süreler için tekrarlanır (2, 5, 10, 30 dakikalar).

Bu test için belirlenmiş bir kabul sınırı yoktur. Kabul testlerinde elde edilen değerler referans olarak alınır.

3.3. Görüntü Kalitesi Testleri

3.3.1. Görüntülenebilen eşik kontrast testi

Görüntülenebilen eşik kontrast, çapları 0.1 mm den 2 mm ye kadar bir aralıkta değişen dairesel objelerden oluşan bir kontrast detay fantomu yardımıyla ölçülür. Tez kapsamında CDMAM fantomu kullanılmıştır. CDMAM fantomu içerisinde belirli bir yönde değişen çaplarda ve derinliklerde altın diskler bulunmaktadır. CDMAM fantomu 50 mm PMMA ile birlikte görüntülenir. Fantomun göğüs sehпасından uzaklığı en az 20-25 mm olmalıdır. Bu nedenle fantom 1'er cm'lik 4 PMMA arasına yerleştirilerek görüntülenir (Şekil 3.12. CDMAM fantomu). Işınlama klinikte kullanılan ışınlama parametreleriyle yapılır.



Şekil 3.12. CDMAM fantomu

Fantom ile değerlendirmek üzere en az 6 kez görüntü alınır ve her görüntü arasında fantom bir miktar hareket ettirilmelidir. Görüntüler üzerindeki en küçük kontrast

görünürlüğü 3 farklı çalışan tarafından değerlendirilmelidir. Her çalışan iki farklı görüntü üzerinde çalışmalıdır. Değerlendirme için verilen tablolar tamamen doldurulmalıdır. Bu işlem işlenmemiş görüntüler üzerinde yapılmalıdır. İncelerken pencere genişliği, büyütme faktörü gibi özelliklerle oynanmalı ve görünürlüğü artırmak için çaba gösterilmelidir. Her zaman işlenmemiş görüntü sistemlerden elde edilemediğinden, böyle durumlarda işlenmiş görüntü üzerinde de işlem yapılabilir.

28 kV tüp voltajında Mo/Mo hedef filtre kombinasyonunda alınan bir görüntü için kabul sınırları Çizelge 3.3.'deki gibidir.

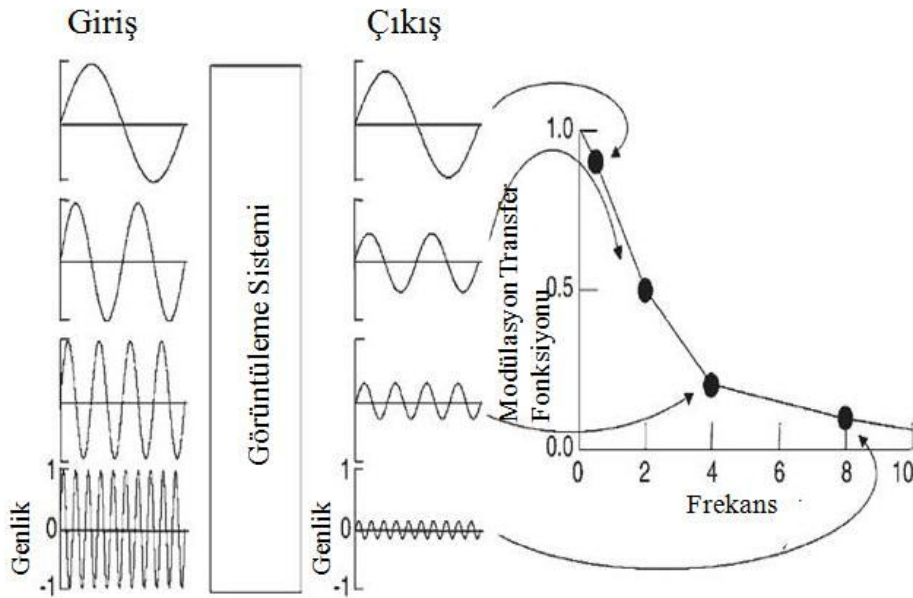
Çizelge 3.3. 28 kV Mo/Mo hedef filtre kombinasyonunda alınan bir görüntü için kabul sınırları

Sınır Kontrast Değerleri				
	Kabul Edilebilir		Erişilebilir	
Detayın Çapı (mm)	Radyasyon Kontrast Mo/Mo 28 kV (%)	Eşdeğer Altın Çapı (µm)	Radyasyon Kontrast Mo/Mo 28 kV (%)	Eşdeğer Altın Çapı (µm)
5*	< 0.85	0.056	< 0.45	0.032
2	<1.05	0.069	<0.55	0.038
1	<1.40	0.091	<0.85	0.056
0.5	<2.35	0.150	<1.60	0.103
0.25	<5.45	0.352	<3.80	0.244
0.1	<23.0	1.68	<15.8	1.10

CR sistemleri için sonradan görüntü işleme eklenmemelidir ve ekran görüntü işleme özelliği mümkün olduğunca kapatılmalıdır. Eğer kasetler arasında bir homojenite farkı yoksa yani kasetler homojenite testini geçtiyse, sürekli aynı kaseti kullanmaya gerek yoktur.

3.3.2. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) ve Gürültü Güç Spektrumu (NPS) Testi

MTF, sistemin ayırma gücünü, frekans uzayında tanımlayan bir parametredir. Dedektör üzerine farklı frekanslarda bilgi gelmektedir, örneğin memedeki çok ufak yapılar, keskin kenarlar yüksek frekansla temsil edilmektedir. Modülasyon transfer fonksiyonu, görüntüleme sistemine gelen farklı frekanslardaki sinyallerin, çıkışta genliklerinde meydana gelen azalma olarak ifade edilir. Yüksek frekanslara gidildikçe çıkış genlikleri azalmaya başlar. Belirli bir yüksek frekanstan sonra sistem hiçbir genliği geçirememektedir. Bu nokta kesilim (cut-off) frekansı olarak tanımlanır.



Şekil 3.13 MTF eğrisinin çıkarılması

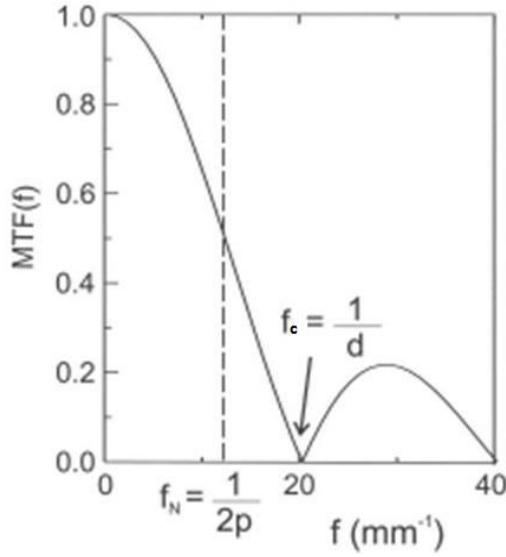
Örneğin piksel dedektörlerden oluşan mamografi sistemlerinin kesilim frekansı piksel boyutunun tersi olarak verilir.

$$f_{\text{cut-off}} = 1/a \quad (3.6)$$

Kesim frekansının idealde ne olması gerektiğini bize Nyquist teoremi söyler. Bu teoreme göre Nyquist frekansı piksel boyutunun iki katının tersi olarak tanımlanır.

$$f_{Nyquist} = 1/2d \quad (3.7)$$

Görüntüleme, Nyquist frekansı üzerinde frekanslara sahip bilgiler görüntülenememektedir. Aksine $f_{Nyquist}$ frekansından yüksek frekanslar, görüntü üzerine düşük frekanslar halinde artefakt olarak ortaya çıkacaktır. Bu artefakt “alising” olarak adlandırılır. (Şekil 3.14 MTF eğrisi)



Şekil 3.14 MTF eğrisi

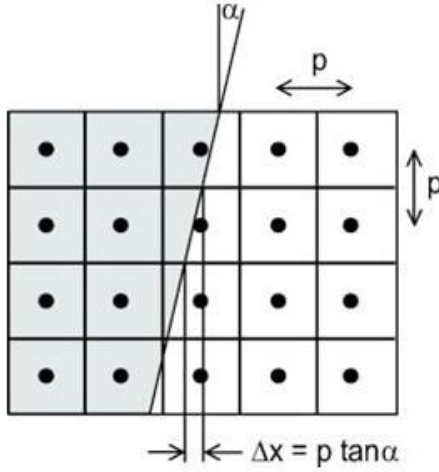
Her ne kadar görüntüde $f_{Nyquist}$ frekansından daha yüksek frekanslarla ilgili bilgi alınamıyorsa da, gerçekte dedektöre gelen analog bilgide daha yüksek frekanslarda mevcuttur. Sistemin bir bütün olarak bu yüksek frekanslara yanıtı önceden örnekleme (pre-sampling) ile anlaşılır. Sonuç olarak dedektör ya da piksel boyutunun etkisinden bağımsız olarak sistemin frekans uzayında yanıtı elde edilmektedir.

MTF testi için, MTF test objesi olarak IEC tarafından belirlenen kenar dağılımını verecek 0.8 mm kalınlığında çelik bir plaka kullanılır. MTF'in saptanabilmesinde literatürde en fazla kabul edilen yöntem keskin bir kenarın görüntüsünün elde edilmesidir. Çelik plaka dedektör üzerine, göğüs duvarı kenarıyla 1.5-3 derece açı yapacak şekilde yerleştirilir ve uygun (28 kVp 50 mAs gibi) ışınlama parametreleri kullanılarak ışınlanır. Daha sonra dedektörün MTF'i uygun yazılım ile hesaplanır.

Tez kapsamında OBJ yazılımı kullanılmıştır. Yazılım MTF hesaplarken 4 adım izlemektedir.

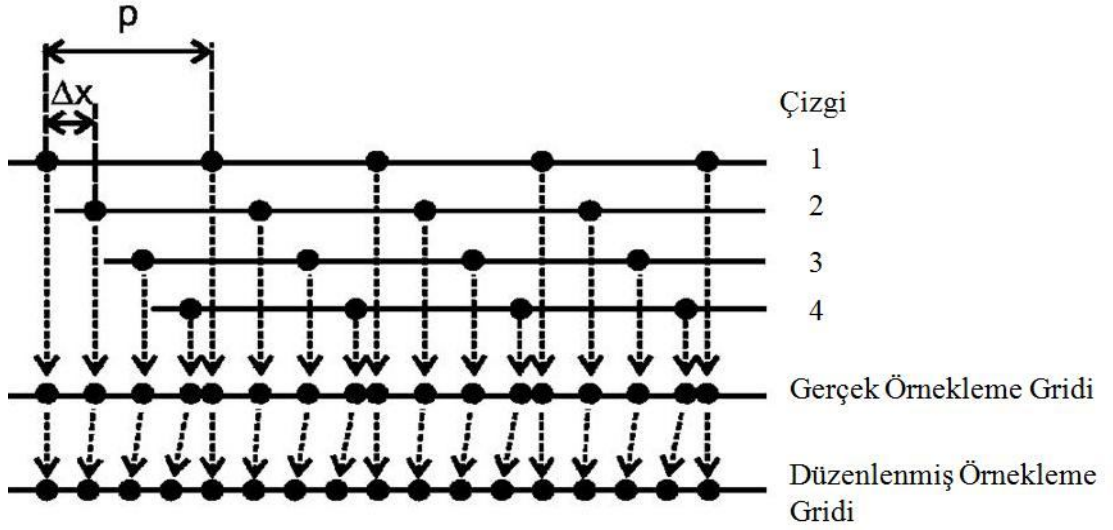
- i. Kenarın açısının belirlenmesi
- ii. Daha sık örnekleme ile kenar dağılım fonksiyonunun üretilmesi
- iii. Kenar dağılım fonksiyonunun türevi alınarak çizgi dağılım fonksiyonunun elde edilmesi
- iv. Çizgi dağılım fonksiyonunun Fourier transformu alınarak modülasyon transfer fonksiyonunun elde edilmesi

Piksel bir görüntünün en küçük birimidir. Bu nedenle MTF hesabında, kenar dağılım fonksiyonunun bulunmasında yapılacak örnekleme piksel boyutu ile sınırlı olacaktır. Ancak aynı zamanda, örnekleme sıklığı ne kadar artarsa, kenar dağılım fonksiyonu o kadar daha hassas elde edilmektedir. Bu nedenle, örnekleme aralığını arttırabilmek ve piksel boyutundan bağımsızlığını sağlayabilmek amacıyla çelik plaka 1.5-3 derecelik açıyla yerleştirilmektedir. Bunun sebebi bu örnekleme aralığını arttırabilmektir. (Şekil 3.15 MTF hesabında kenarın açılı yerleştirilmesi)



Şekil 3.15 MTF hesabında kenarın açılı yerleştirilmesi

Daha sonra kenar dağılım fonksiyonu bu sık örnekleme ile elde edilir. Kenar dağılım fonksiyonunun elde edilmesinde farklı algoritmalar kullanılmaktadır. (Haug transformasyonu, Kenar görüntüsünün eğiminin bulunması gibi) Daha sonra her bir



Şekil 3.17 Örnekleme aralıklarının eşitlenmesi

Daha sonra elde edilen bu kenar dağılım fonksiyonunun türevi alınır. Bu türev işlemi, kenar dağılım fonksiyonunun $(-1/2, 0, 1/2)$ şeklinde bir kernelle konvolve edilmesiyle gerçekleşir ve bu konvolüsyon sonucunda çizgi dağılım fonksiyonu elde edilir.

Son olarak da bu çizgi dağılım fonksiyonu Fourier dönüşümü alınır ve frekans uzayında ayırma gücünü belirleyen bir parametre olan Modülasyon Transfer Fonksiyonu elde edilir. MTF değeri, 0 frekansta 1'e normalize edilir. Ancak türev işlemi sonucu ortaya çıkan bazı yüksek frekans artefaktları bulunmaktadır. Bunlar MTF eğrisini gürültülü bir eğri haline getirmektedirler. Bunu önlemek amacıyla MTF frekans uzayında sinc fonksiyonu ile yumuşatılır.

OBJ yazılımında direk MTF hesaplanabilmesi için, sistemin lineer yanıtı bir sistem olması gerekmektedir. Lineer yanıtı olmayan sistemler için (CR sistemler) ilk önce görüntü doğrusallaştırılmalıdır.

Kabul testinde elde edilen değerler referans değerler olarak belirlenir. Ölçümler dedektörün kalitesiyle ilgili bir şüphe duyulduğunda tekrarlanabilir.

Gürültü güç spektrumu (Noise Power Spectrum, NPS) ise gürültünün, frekans uzayında analizidir. Dijital sistemlerde görüntünün elde edilme sürecinde geçilen

aşamaların her biri görüntü üzerine bir miktar gürültü eklemektedir. X-ışınlarının ilk olarak indirek sistemlerde ışığa çevrilmesi, direk sistemlerde elektron deşik çiftlerine çevrilmesi, bu işlemler sonucu elde edilen yüklerin depolanması ve yükseltilmesi gibi işlemlerin tümü birer gürültü kaynağıdır. Gürültü güç spektrumu, sinyal gürültü oranına nazaran tüm bu gürültülerin en genel toplam ifadesidir, çünkü gürültü güç spektrumu, frekansa bağlı gürültü hakkında da bilgi vermektedir. Dijital sistemlerde gürültü kaynağı yalnızca Poisson gürültüsü değildir. Görüntü elde edilmesinde en basitinden düşünülürse yapılan homojenite düzeltmesi bile gürültüyü korele gürültü haline getirmektedir. Yani gürültüde sistematik katkılar bulunmaktadır. Bu gürültünün dedekte edilmesi önemlidir. Örneğin mamografide yüksek frekanslarda aşırı bir gürültü varsa, meme içerisinde yüksek frekanslarla temsil edilen mikro kalsifikasyonlar görüntülenemeyebilmektedirler. Bu sebeple gürültünün davranışının bilinmesi gerekmektedir.

NPS hesaplanmasında homojenite görüntüsü kullanılır. Homojen görüntüde yüksek frekanstaki dalgalanmalar gürültü olarak düşünülebilir. İlk olarak bu homojenite görüntüsü ikinci dereceden bir polinoma fit edilerek yumuşatılır. Buradaki amaç görüntü üzerindeki düşük frekanslı sistematik gürültülerden kurtulmaktır (Heel efekt gibi). Ardından elde edilen görüntü, yumuşatılmamış görüntüden çıkarılır ve elde edilen görüntü artık yüksek frekanslardan oluşan görüntüdür. Bu görüntünün Fourier dönüşümü ise NPS olarak tanımlanmaktadır.

Tez kapsamında gürültü güç spektrumu ölçümlerinde OBJ yazılımı kullanılmıştır. OBJ yazılımında ilk olarak dikkat edilmesi gereken husus, NPS hesaplaması yapmadan önce yazılıma NPS'i hesaplanacak sistemin yanıt testinde elde edilen dedektör yanıt grafiğinin doğru denkleminin katsayılarını girmektir. Aksi takdirde programın hesapladığı NPS değerleri doğru olmayacaktır. NPS'in hesaplanmasında ideal olan tek görüntü üzerinde değil bir çok görüntü üzerinde çalışmaktır. Bu durum NPS doğruluğunu arttıracaktır. OBJ programı ise bu doğruluğu arttırmak için farklı bir yol izlemektedir. Görüntü üzerinde belirlenen bir ilgi alanı içerisinde yazılım daha küçük ilgi alanları belirleyerek tüm ilgi alanını taramaktadır. Daha sonra bu taradığı ilgi alanlarının her biri sanki başka görüntüleriymiş gibi bu görüntülerin ortalamasını

alıp hassasiyeti arttırmaktadır. OBJ yazılımının önden tanımladığı değerler 1024x1024'lük bir ilgi alanı içerisinde 128x128'lik ilgi alanlarıdır. Bu değerler isteğe göre değiştirilebilmektedir. Ardından yazılım NPS'i hesaplar ve çıktı olarak içerisinde frekanslara karşılık NPS değerlerinin bulunduğu bir Microsoft Office Excell dosyası vermektedir. Buradaki değerler kullanılarak NPS eğrileri çizilir ve irdelenir.

3.3.3. Geometrik distorsiyon ve artefakt testi

Sistemin geometrik distorsiyonu, üzerinde düz sıralar olan bir fantomun (CDMAM, vb.) üzerindeki mesafelerin ölçülmesiyle değerlendirilir. Tez kapsamında CDMAM fantomu kullanılmıştır.

Görüntülenecek fantom (film-ekran test objesi, CDMAM fantomu gibi) görüntüsü, standart AEC ayarlarında alınır. CR sistemler için kaset okunur. CR sistemleri için sonradan görüntü işleme eklenmemelidir ve ekran görüntü işleme özelliği mümkün olduğunca kullanılmamalıdır. Görüntü üzerindeki grid deseni değerlendirilir.

Farklı dijital sistemler için farklı artefaktlar ortaya çıkabilir. Bu nedenle tüm test görüntüleri denetlenmelidir.

Hiçbir artefakt ya da distorsiyonun bulunmaması bu test için kabul sınırındadır.

3.3.4. Kare dalga kontrast transfer fonksiyonu

Kare dalga kontrast fonksiyonu testinde çizgi çifti test objesi kullanılmaktadır. Test objesinin milimetrede 1 çizgi çiftinden, dedektörün Nyquist frekansını da kapsayacak kadar çizgi çift içermesi gerekmektedir.

Test objesi, DR sistemler için direk dedektör üzerine konularak, CR sistemler için ise göğüs sehpası üzerine yerleştirilmiş bir CR kaseti üzerine yerleştirilerek ışınlanır. Işınlamada 26 kVp ve 15 mAs gibi düşük ışınlama parametreleri kullanılmalıdır.

Elde edilen görüntü üzerinde backgroundu elde etmek için görüntünün en parlak bölgesinde bir ilgi alanı çizilir ve bu alan içerisindeki ortalama piksel değeri (M_B) hesaplanır. Daha sonra aynı işlem aynı ilgi alanı bu sefer en az parlak alana açılır ve bu alandaki ortalama piksel değeri elde edilir (M_S). Daha sonra çizgi çiftlerini kapsayacak fakat background u kapsamayacak boyutta bir ilgi alanı çizilir ve bu ilgi alanı içerisindeki standart sapma değeri hesaplanır $M(f)$. Objeye genliği (amplitude) M_b ve M_S arasındaki farktan hesaplanır.

$$M_0 = |M_S - M_B| \quad (3.9)$$

Transfer fonksiyonu ise eşitlik 3.10 ile hesaplanır.

$$KDKTF(f) = \frac{M(f)}{M_0} \quad (3.10)$$

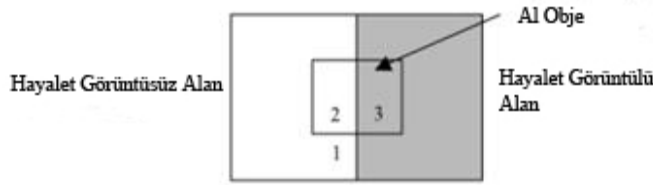
Bu test için kabul sınırları, hesaplanan KDKTF değerinin, cihaz kabulünde yapıldığında hesaplanan değerden sapması %10 dan küçük olmalıdır şeklindedir.

3.3.5. Hayalet görüntü testi

Hayalet görüntü, elde edilen görüntüde önceki görüntüden kalan artık görüntüdür. Bu ölçümde 0.1 mm Al üzerindeki kontrast farkı yardımıyla hayalet görüntü faktörü elde edilecektir.

İlk olarak manüel modda standart test bloğu dedektörün yarısını kaplayacak şekilde ışınlanır. Ardından aynı klinik ayarlarda, standart test bloğu bu sefer tüm dedektörü kaplayacak şekilde yerleştirilir ve bir Al obje bloğunun tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilir. Tekrar görüntü alınır. Bu iki görüntü arasındaki süre 1 dakika civarı olmalıdır.

İkinci görüntü üzerinde Şekil 3.18.'deki gibi ilgi alanları belirlenir ve bu alanların içlerindeki ortalama piksel değerlerinden hayalet görüntü faktörü hesaplanır.



Şekil 3.18. Hayalet görüntü faktörü hesaplamak üzere belirlenen ilgi alanları

Hayalet görüntü faktörü Eşitlik 3.11. ile hesaplanır.

$$HGF = \frac{\text{ortalama piksel değeri (alan 3)} - \text{ortalama piksel değeri (alan 2)}}{\text{ortalama piksel değeri (alan 1)} - \text{ortalama piksel değeri (alan 2)}} \quad (3.11)$$

Bu test için kabul sınırları, hayalet görüntü faktörü 0,3'den küçük olmalıdır şeklinde belirlenmiştir. Eğer sistem limit değerinin dışında kalırsa görüntünün homojenitesi kontrol edilmelidir. Eğer Heel etkisi görüntüdeki 1-3 bölgeleri arasında çok değişiyorsa göğüs duvarına paralel yönde bir ilgi alanı çizilmelidir.

3.4. Dozimetri

Dozimetri testinde, 20 mm kalınlığındaki PMMA plakaları klinik şartlarda ışınlanır. Giriş hava kerma değerleri ve AEC nin seçtiği ışınlama parametreleri kaydedilir. Bu işlem 30, 40, 45, 50, 60 ve 70 mm için tekrarlanır.

Ardından testin ilk aşamasında elde edilen giriş hava kerma değerleri kullanılarak ortalama glandüler doz Eşitlik 3.12 ile hesaplanır.

$$D = K * g * c * s$$

(3.12)

Eşitlikte yer alan katsayılara ilişkin tablolar Ek-1’de verilmiştir.

Bu test için EUREF protokolünün belirttiği kabul sınırları Çizelge 3.4.’deki gibidir.

Çizelge 3.4. Dozimetri testi için kabul sınırları

PMMA Kalınlığı	Eşdeğer Meme Kalınlığı	Eğdeğer Memelerde En büyük Grandüler Doku Dozu	
		Kabul Edilebilir	Erişilebilir
(cm)	(cm)	(mGy)	(mGy)
2.0	2.1	<1.0	0.6
3.0	3.2	<1.5	1.0
4.0	4.5	<2.0	1.6
4.5	5.3	<2.5	2.0
5.0	6.0	<3.0	2.4
6.0	7.5	<4.5	<3.6
7.0	9.0	<6.5	<5.1

4. MATERYAL YÖNTEM

4.1. Kalite Kontrol Testleri Yapılan Sistemler

Kalite kontrolü yapılan sistemler Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Kalite kontrolü yapılan sistemler

Sistem No	Hastane Adı	Sistemin Adı
Sistem 1	İbni Sina Hastanesi	Siemens Mamomat Inspiration VA10
Sistem 2	Gazi Hastanesi	Hologic Lorad Selenia
Sistem 3	Metam	Hologic Lorad Selenia
Sistem 4	Gülhane Askeri Tıp Akademisi	Hologic Lorad Selenia
Sistem 5	Hacettepe Hastanesi	GE Senographe DS Acquisition System
Sistem 6	Hacettepe Hastanesi	GE Senographe DS Acquisition System

4.2. Kalite Kontrol Çalışmalarında Kullanılan Test Cihazları ve Objeleri

İyon odası: Radcal 6 M

kVp ölçme sensörü: Radcal (22-40 kVp)

İyon odası elektrometresi: Radcal Model

kVp elektrometresi: Radcal Model

Fantomlar ve test objeleri: 2 adet 2,3 cm PMMA blokları, 4 adet 1 cm PMMA blokları, CDMAM fantomu, CIRS Model 11 A 4,5 cm kalınlığında meme fantomu, 0,1 mm kalınlığında %99 saflıkta Al filtreler, 0,8 mm kalınlığında çelik MTF test objesi, yıldız desen test objesi, çubuk desen test objesi.

Kullanılan yazılımlar: Image J, OBJ.

4.3. Kalite Kontrol Çalışmalarında Yapılan Testler

4.3.1. X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi

Sistemlerin ışık alanıyla, X-ışın alanının çakışıp çakışmadığı test edilmiştir. Test için farklı büyüklükte paralar ve CR kasetleri kullanılmıştır. Testte x-ışın alanının dedektör alanı sınırlarından dışarı ne kadar taşıdığına bakılmış, göğüs duvarı kenarına özellikle dikkat edilmiştir.

4.3.2. Göğüs duvarı tarafında görüntülenemeyen doku testi

Bu testte CIRS fantomu kullanılmıştır. Fantom göğüs sehpasına yerleştirilmiş ve sıkıştırma pedalı ile sıkıştırılmıştır. Daha sonra AEC ile ışınlanmıştır. Elde edilen görüntü üzerinde fantomun göğüs duvarı kenarındaki işaretleri sayılarak, kayıp hesaplanmıştır.

4.3.3. Tüp çıkışı testi

Ölçümler Şekil 3.2'de gösterilen ölçüm geometrisine uygun olarak yapılmıştır. Sistemlerin 28 kVp'de tüp çıkış değerleri ölçülmüştür ve bu değerler 1 metre mesafeye ters kare faktörü ile düzeltilmiştir. Daha sonra farklı kVp'lerde, sabit kVp farklı mAs değerlerinde ve farklı hedef filtre kombinasyonlarında tekrar edilmiştir.

4.3.4. Tüp voltajı ve demet kalitesi testleri

4.3.4.a.) Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi

Radcal marka kVp ölçer, göğüs sehpasına anot-katot eksenine dik olacak şekilde yerleştirilmiştir ve her hedef-filtre kombinasyonunda ikişer kVp aralıklarla ölçümler alınmıştır. Ayrıca 28 kVp de tekrarlanabilirliği test etmek adına ardı ardına 5 ölçüm alınmıştır. Daha sonra alınan ölçümlerin 3.1.1.4.a bölümünde belirtilen kabul sınır değerlerine uyup uymadığına bakılmıştır.

4.3.4.b.) Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL) testi

Ölçümlerde iyon odası göğüs sehпасı üzerine yerleştirilmiştir ve ilk olarak önüne Al olmadan, daha sonra 0,1 mm Al filtreler eklenerek ölçümler alınmıştır. Ölçümler, ışınlama değeri, hiçbir filtre yokken elde edilen ışınlama değerinin yarısının altına düşünceye kadar devam etmiştir. Daha sonra bu ölçüm sonuçlarından faydalanarak HVL eşitlik 3.1 kullanılarak hesaplanmıştır ve kabul sınır değeri ile uyumu irdelenmiştir.

4.3.5. Işınlama zamanı testi

Işınlama zamanı testinde Radcal marka dedektörün kVp sensörü kullanılmıştır bu sensör kVp ile aynı zamanda ışınlama süresini de ölçme yeteneğine sahiptir. Sensör göğüs sehпасı üzerine anot katot eksenine dik olacak şekilde yerleştirilmiş farklı ışınlama sürelerinde ölçümler alınmıştır. Ardından alınan ölçümlerin kabul sınır kriterleriyle uyumu irdelenmiştir.

4.3.6. AEC sistemi testleri

4.3.6.a.) Işınlama kontrol aralıkları; merkez değer ve her basamaktaki farklar

Işınlama kontrolü aralıkları testinde, standart test bloğu ve iyon odası şekil 3.5'deki gibi yan yana göğüs sehпасı üzerine yerleştirilmiştir. Yerleştirme esnasında, iyon odasının AEC dedektörü önüne gelmemesine özen gösterilmiştir. Daha sonra ilk olarak hiçbir densite basamağı seçili değilken ışınlama yapılp doz değeri kaydedilmiştir. Daha sonra her bir densite basamağı sırayla seçilerek ışınlamalar yapılmış doz değerleri not edilmiştir. Daha sonra bu doz değerleri incelenerek kabul sınırları içerisinde olup olmadığı irdelenmiştir.

4.3.6.b.) Güvenlik anahtarı testi

Güvenlik anahtarı testinde, artan kalınlıklarda PMMA blokları, göğüs sehпасı üzerine yerleştirilmiş ve AEC sistemi kullanılarak ışınlanmıştır. Kalınlığın çok fazla arttığı durumlarda sistemin ışınlamayı kesip kesmediği sınanmıştır.

4.3.6.c.) Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi

Kısa dönem tekrarlanabilirlik testinde, tez kapsamında EUREF protokolünün önerdiği yöntem kullanılmıştır. İyon odası ve standart test bloğu Şekil 3.5'deki gibi göğüs sehпасı üzerine yerleştirilmiştir ve AEC modunda ardı ardına 5 ışınlama yapılmıştır. Her ışınlama sonucu elde edilen doz değerleri kayıt edilmiş, bu değerlerin birbirlerine göre sapmalarının kabul sınırları içerisinde girip girmediği irdelenmiştir.

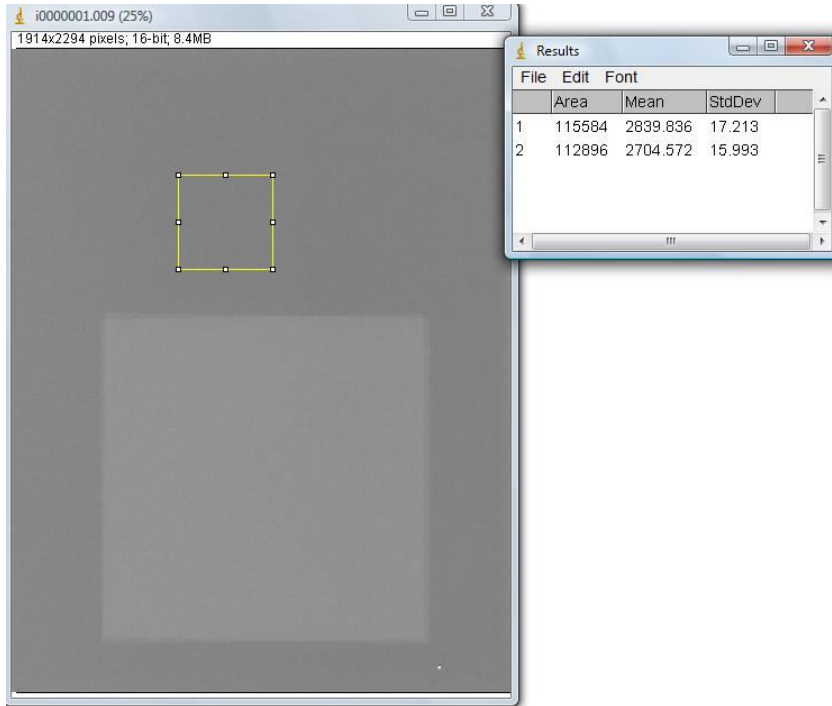
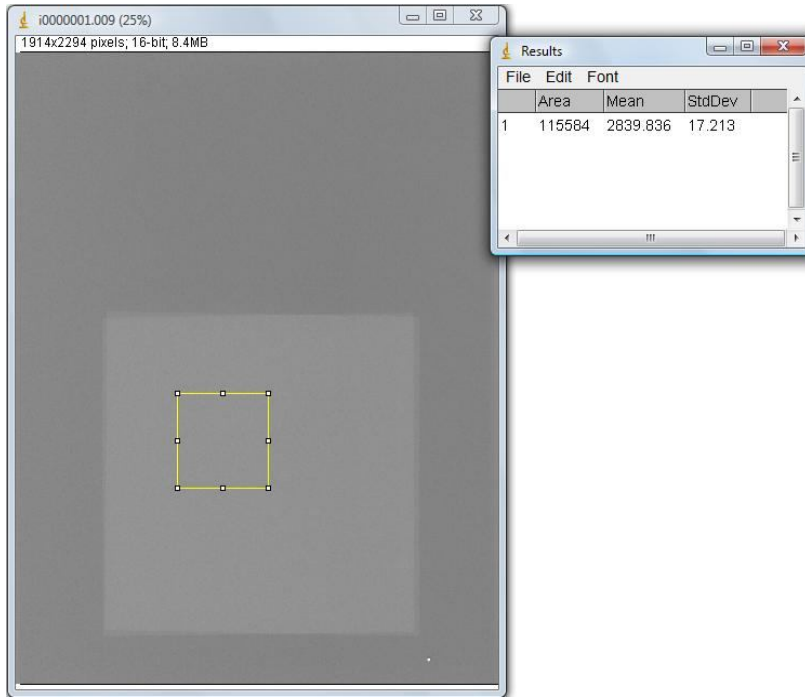
4.3.6.d.) Uzun dönem tekrarlanabilirlik testi

Uzun dönem tekrarlanabilirlik testi dedektör homojenite testinde anlatılacağı gibi yapılmıştır.

4.3.6.e.) Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi

Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testinde, ilk olarak 20, 30, 40, 45, 55, 65 mm kalınlıklarında PMMA blokları AEC modunda ışınlanılmışlardır ve ışınlama değerleri not edilmiştir. Daha sonra bu sefer aynı kalınlıklar üzerlerine 0.2 mm Al eklenerek (Şekil 3.6), bir önceki testte AEC modunun verdiği ışınlama şartlarında manuel modda ışınlanılmışlardır.

Elde edilen görüntüler üzerinde Image J programı kullanılarak, Al plakanın olduğu ve olmadığı bölgelerde 4 cm²'lik ilgi alanları çizilmiş ve bu ilgi alanları içerisindeki standart sapma ve ortalama piksel değerlerine bakılmıştır.(Şekil 4.1 Image J kullanarak ilgi alanlarının belirlenmesi)



Şekil 4.1 Image J kullanarak ilgi alanlarının belirlenmesi

Daha sonra bu ortalama piksel değerleri ve standart sapmalar kullanılarak eşitlik 4.1 ile CNR hesaplanmıştır.

$$CNR = \frac{\text{Ortalama piksel değeri (sinyal)} - \text{Ortalama piksel değeri (background)}}{\sqrt{\frac{\text{Standart sapma (sinyal)}^2 + \text{Standart sapma (background)}^2}{2}}}$$

4.1.

Bu testin devamında, Bölüm 4.3.9.a'da anlatılacak yöntemle hesaplanan eşik kontrast değerleri kullanılmıştır. Görüntülenebilen eşik kontrast testi sonucunda çıktı olarak elde edilen altın disk çapına karşılık altın kalınlığı eğrisi üzerinde seçilen sabit bir disk çapına (0.1 mm) karşılık gelen altın kalınlığı bu testte ölçülen eşik kontrast değeri olarak kullanılmıştır. Limit eşik kontrast değeri ise aynı altın çapı için Ek 1'de bulunan Çizelge 6'dan alınmıştır. Ölçülen CNR değerleri olarak Eşitlik 4.1 ile hesaplanan CNR değerleri kullanılmıştır ve Eşitlik 4.2'de bu değerler yerlerine yazılarak limit CNR değeri hesaplanmıştır.

$$\text{Eşik kontrast(ölçülen)} * CNR(ölçülen) = \text{Eşik kontrast(limit)} * CNR(limit)$$

4.2

Hesaplanan limit CNR değerlerinin, 45 mm PMMA için hesaplanan değer %100 kabul edilecek şekilde, bu değere göre yüzde farkları hesaplanmıştır. Daha sonra bu değerlerin kabul sınırları içerisinde olup olmadığı sınanmıştır.

Son olarak CNR'ın artan kalınlıkla değişimini gözlemek için, PMMA kalınlığına karşılık CNR eğrileri çizilmiş ve değerlendirilmiştir.

4.3.7. Dijital dedektör testleri

4.3.7.a.) Dedektör yanıtı testi

Tez kapsamında bu test için EUREF protokolü esas alınmıştır. Dedektör yanıtı testinde, iyon odası göğüs sehpası üzerine yerleştirilip ve klinikte sıklıkla kullanılan mAs değerini de kapsayacak şekilde, bu referans mAs değerinin altında ve üstünde olmak üzere 10 farklı mAs değerinde manuel modda ışınlanmıştır. Elde edilen doz değerleri not edilmiştir. Ardından, standart test bloğu, aynı mAs değerlerinde ışınlanmıştır.

Elde edilen görüntüler üzerine Image J programı kullanılarak referans bir ilgi alanı çizilip, bu ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel değerleri ve standart sapmalar not edilmiştir. İlgi alanının boyutları ve koordinatları, her görüntü için aynı olacak şekilde ayarlanmıştır.

Ardından bu ortalama piksel değerlerine karşılık okunan dozların grafiği çizilmiştir. Elde edilen grafik bir doğruya fit edilmiştir ve bu fit kullanılarak R^2 değeri elde edilmiştir. Ayrıca bu doğrunun denklemi kullanılarak sistemin offset değerine de ulaşılmıştır. Ardından bu R^2 değeri kabul kriterleri göz önünde bulundurularak irdelenmiştir.

Bunların yanı sıra tüm sistemlerin, seçilen belirli bir doz değerine karşılık verdikleri piksel değerlerine grafiklerden bakılmış ve uyumluluğu irdelenmiştir.

4.3.7.b.) Gürültünün değerlendirilmesi testi

Gürültünün değerlendirilmesi testinde, dedektör yanıtı testinde elde edilen görüntüler üzerinde hesaplanan standart sapma değerleri kullanılmıştır. Farklı protokollerde bu test için farklı değerlendirme metotları bulunmaktadır.

EUREF protokolüne göre standart sapma değerleri kullanılarak SNR eşitlik 3.5'deki gibi hesaplanmıştır. Ardından SNR^2 'nin doza karşılık grafiği çizilmiş ve elde edilen eğri bir doğruya fit edilmiştir. Doğrunun eğimi kabul kriterleri göz önünde bulundurularak incelenmiştir.

NHSBSP protokolüne göre ise $\log(\text{standart sapma})$ değerinin $\log(\text{giriş hava kerma})$ değerine karşılık grafiği çizilmiştir ve bu eğri, denklemi $y=cx^d$ olacak şekilde üstel bir eğriye fit edilmiştir. Ardından doğru denkleminde bulunan "d" değerinin kabul kriterlerine uyup uymadığına bakılmıştır.

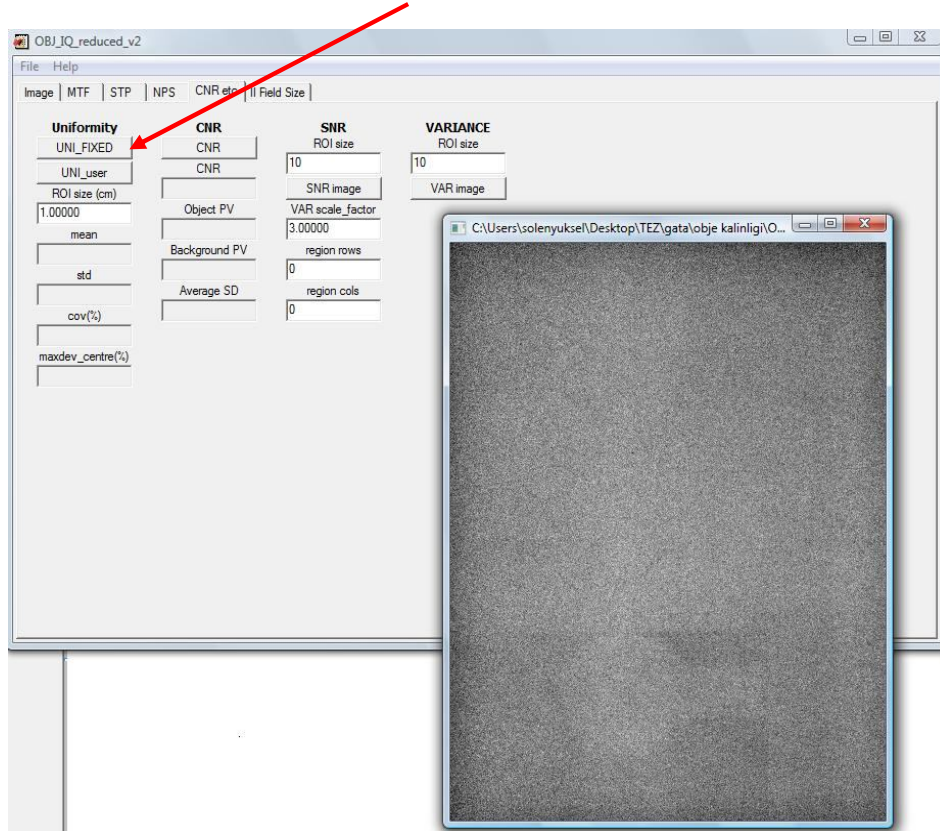
Tez kapsamında yanıtı doğrusal olmayan sistemler test edilmediği için, bu sistemlere özgü olan hesaplamalar yapılmamıştır.

4.3.8. Dedektör homojenitesi ve stabilitesi testleri

4.3.8.a.) Dedektör homojenitesi testi

Dedektör homojenitesi testinde, standart test bloğu AEC modunda ışınlanmıştır. Elde edilen görüntü farklı protokollere göre değerlendirilmiştir.

EUREF protokolüne göre değerlendirmede OBJ yazılımına başvurulmuştur. Görüntü OBJ yazılımında açılmış ve “CNR etc.” Menüsüne girilmiştir. Burada “UNI_FIXED” butonuna tıklanmıştır. (Şekil 4.2 OBJ programı kullanılarak homojenite hesabı) bunun üzerine program homojeniteyi otomatik olarak hesaplamış ve kendi belirlediği “Results” klasörüne sonuçları bir Office Excell dosyası olarak kaydetmiştir. Bu dosya içerisinde görüntü üzerindeki ortalama piksel değeri, maksimum ve minimum sayım değerleri, ortalama değerden maksimum sapma değerleri bulunmaktadır. Bu değerlerin kabul sınırları içerisinde olup olmadığı irdelenmiştir.



Şekil 4.2 OBJ programı kullanılarak homojenite hesabı

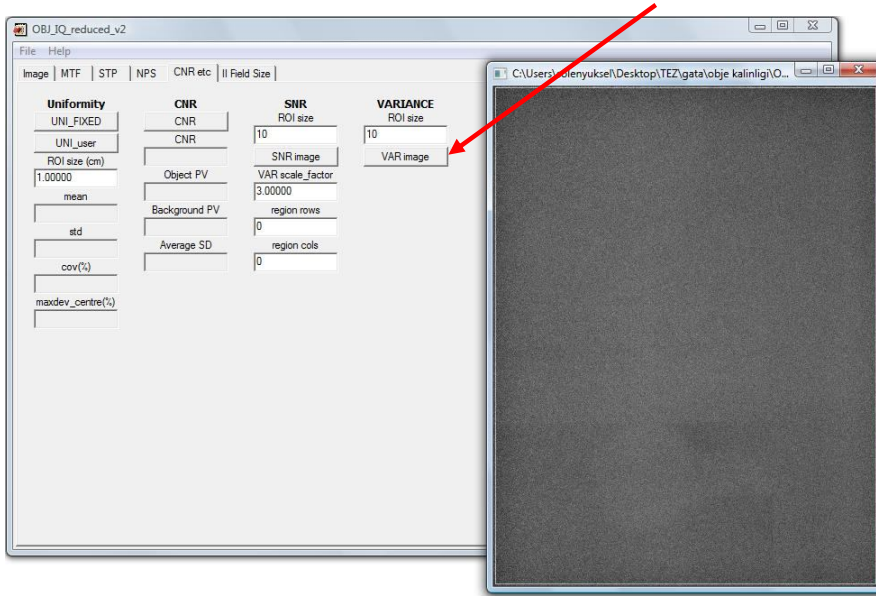
NHSBSP protokolüne göre ise, görüntü üzerinde Şeki 3.8'deki gibi 5 adet ilgi alanı belirlenmiştir. Daha sonra bu ilgi alanlarının içlerindeki ortalama piksel değerlerinin birbirleri arasındaki sapmalarına bakılmış ve kabul kriterlerine uygunluğu irdelenmiştir.

Sistemin homojenite düzeltmesinin yeterli olup olmadığını sınamak için ise, homojenite görüntüleri üzerine merkezleri aynı yerde olacak şekilde artan boyutlarda ilgi alanları çizilmiş ve bu ilgi alanları içerisinde standart sapma değerlerinin değişimi incelenmiştir. Azalan ilgi alanı boyutuyla standart sapmanın azalması durumunda sistemin homojenite düzeltmesinin yetersiz olduğu kanısına varılabilmektedir.

4.3.8.b.) Düzeltilmemiş hatalı dedektör elementleri testi

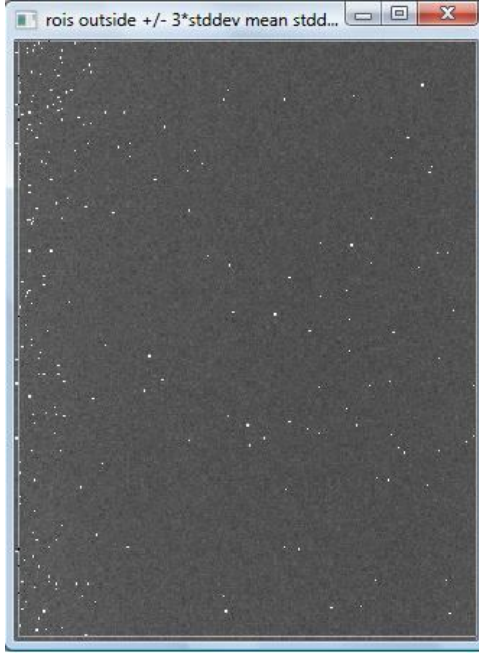
Düzeltilmemiş çalışmayan dedektör elementi testinde ise, OBJ yazılımı kullanılarak bu bozuk dedektör elementleri görüntülenmiştir.

İlk olarak homojenite görüntüsü OBJ programında açılmıştır. Ardından “CNR etc.” Menüüne girilip “VAR image” butonuna tıklanmıştır. (Şekil 4.3 OBJ programı kullanılarak Varyans görüntüsü elde etme)



Şekil 4.3 OBJ programı kullanılarak Varyans görüntüsü elde etme

Bunun üzerine program tüm görüntüyü kapsayan referans bir ilgi alanı çizer, bu testte tüm dedektör inceleneceğinden bu ilgi alanı ile çalışılmıştır. İlgi alanı oluştuktan sonra farenin sağ tuşuna tıklanır ve program varyans görüntüsünü otomatik olarak oluşturur ve “Results” klasörüne kaydeder. (Şekil 4.4 Örnek varyans görüntüsü)



Şekil 4.4 Örnek varyans görüntüsü

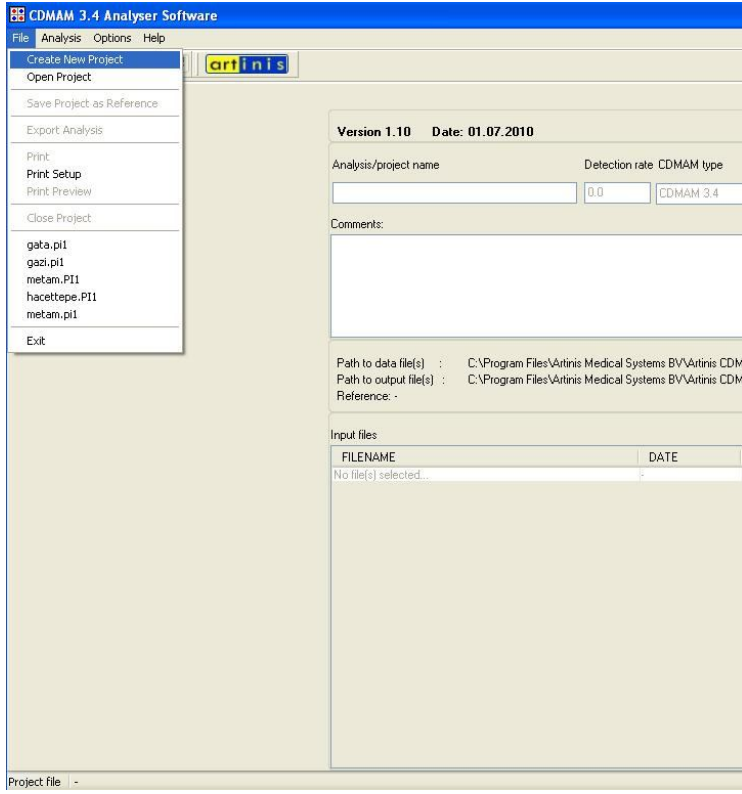
4.3.9. Görüntü kalitesi testleri

4.3.9.a.) Görüntülenebilen eşik kontrast testi

Görüntülenebilen eşik kontrast testinde CDMAM fantomu kullanılmıştır. Fantom 20'şer mm kalınlıklar arasına yerleştirilerek klinikte çok kullanılan referans ışınlama parametrelerinde (örn. 28 kVp 70 mAs) ardı ardına en az 6 kez ışınlanmıştır. Her bir ışınlama arasında, görüntüler üzerinde küçük farklılıklar olması amacıyla fantom çok az kıpırdatılmıştır.

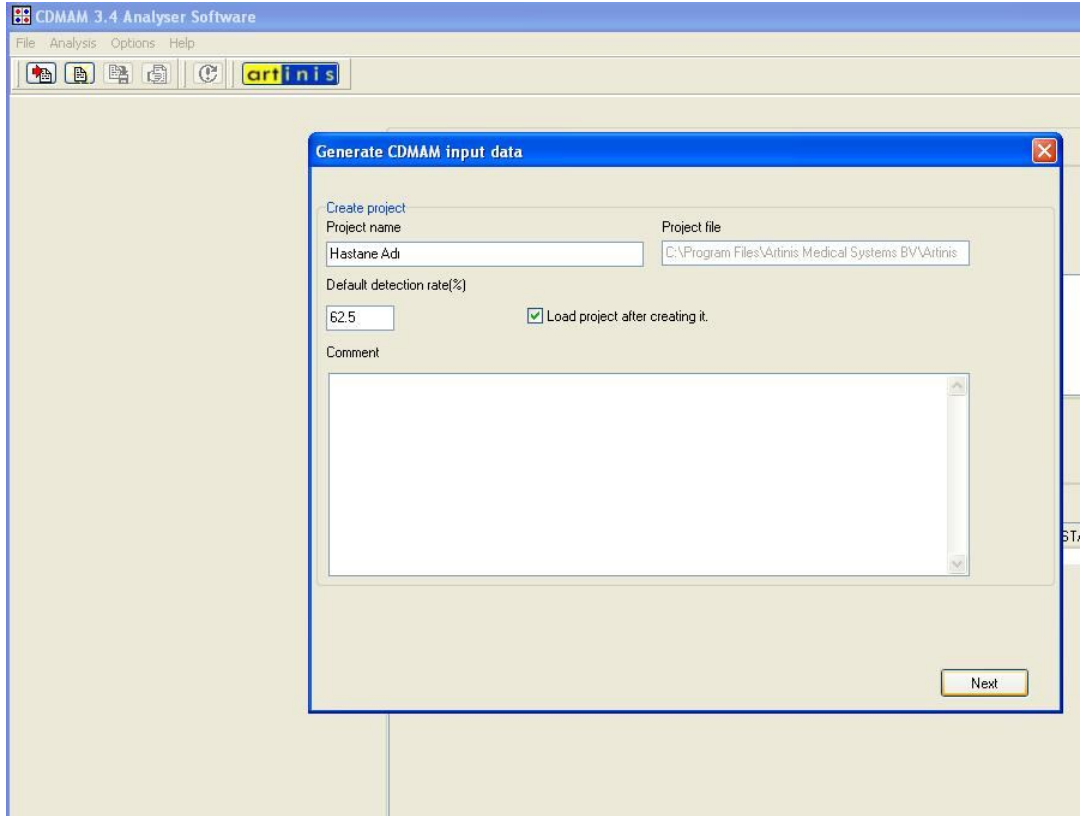
Daha sonra elde edilen görüntüler CDMAM 3.4 Analyser yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir.

İlk olarak programın "file" menüsünden "Create New Project" butonuna tıklanmıştır. (Şekil 4.5 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-1)



Şekil 4.5 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-1

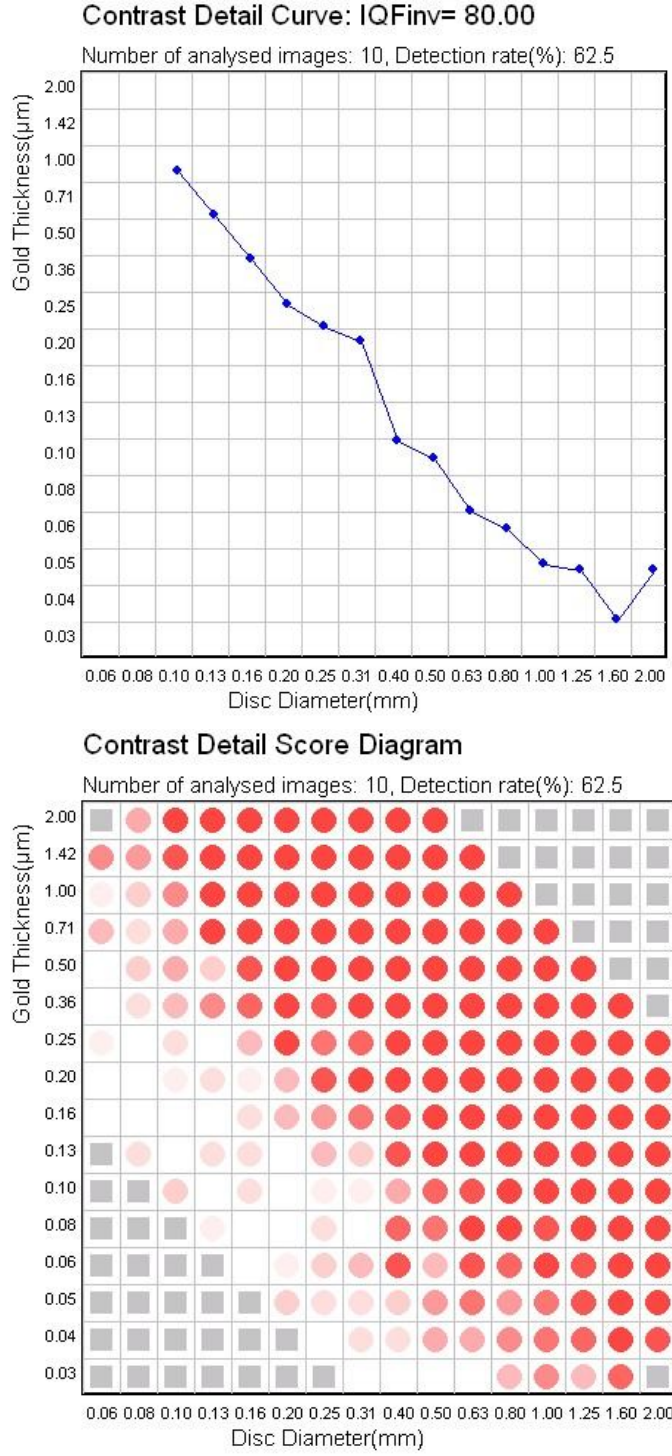
Ardından çıkan ekranda “Project Name” bölümüne, görüntülerin alındığı hastanenin ismi girilmiştir ve “Next” butonuna tıklanmıştır. (Şekil 4.6 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-2)



Şekil 4.6 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-2

Daha sonra görüntüler, buldukları klasör içerisinde seçilmişlerdir ve “Start” butonuna basılarak analiz işlemi başlatılmıştır. (Şekil 4.7 CDMAM 3.4 Analyser yazılımı ile CDMAM analizi-3)

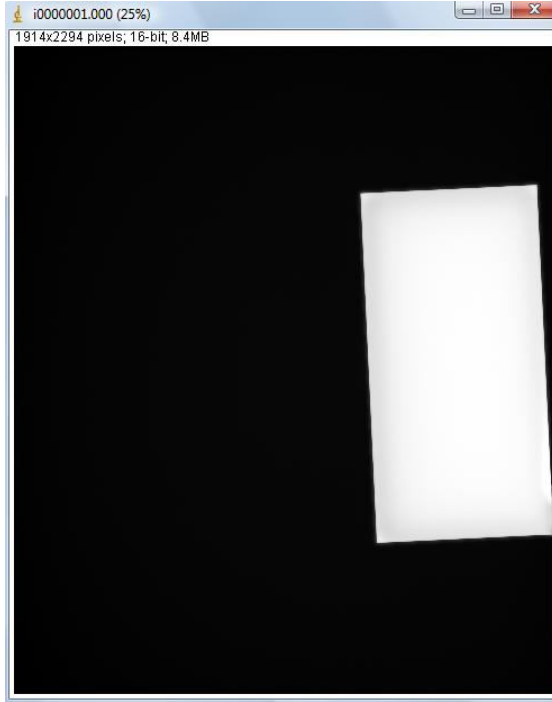
Bu işlemler sonucunda program otomatik olarak analizi bitirmektedir ve kendi belirlediği bir çıktı klasöründe sonuçları vermektedir. (Şekil 4.8 CDMAM analiz sonuçları) Son olarak bu sonuçlar kabul kriterleri ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.8 CDMAM analiz sonuçları

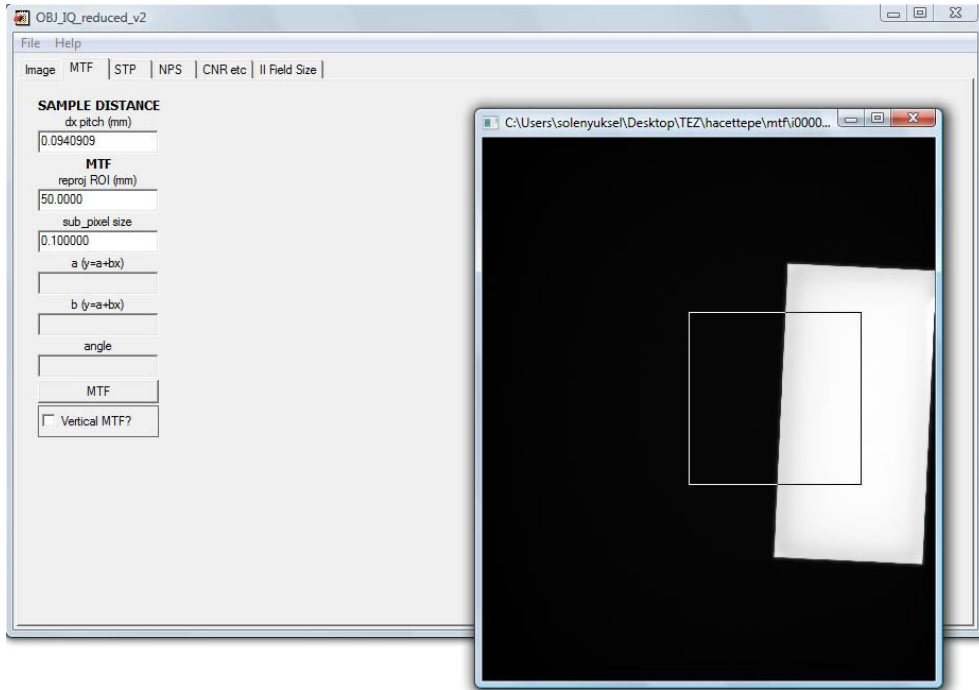
4.3.9.b.) Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) ve Gürültü Güç Spektrumu (NPS) Testi

MTF testinde 0.8 mm kalınlığında çelik bir plaka, direk dedektör üzerine yatayla 3-5 derecelik bir açı yapacak şekilde yerleştirilip 28 kVp 40 mAs gibi bir ışınlama değerinde ışınlanmıştır (Şekil 4.9 Kenar görüntüsü). Elde edilen görüntü OBJ yazılımı kullanılarak değerlendirilmiştir.



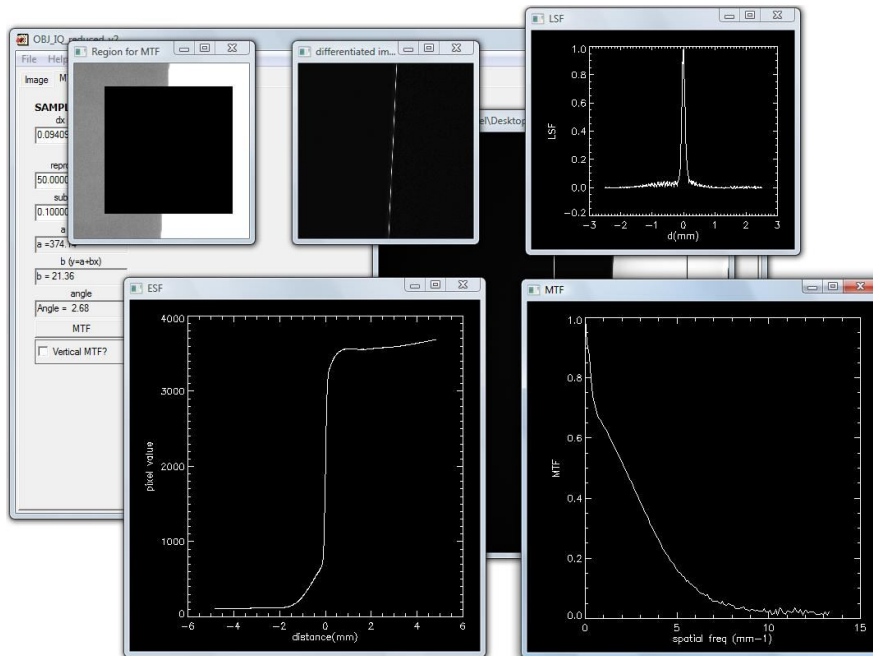
Şekil 4.9 Kenar görüntüsü

İlk olarak görüntü OBJ programında açılmıştır. Daha sonra programda “MTF” menüsüne girilmiş ve “MTF” butonuna tıklanmıştır ve programın oluşturduğu ilgi alanı kenar üzerine gelecek şekilde yerleştirilmiştir. (Şekil 4.10 OBJ programı ile MTF hesabı)



Şekil 4.10 OBJ programı ile MTF hesabı

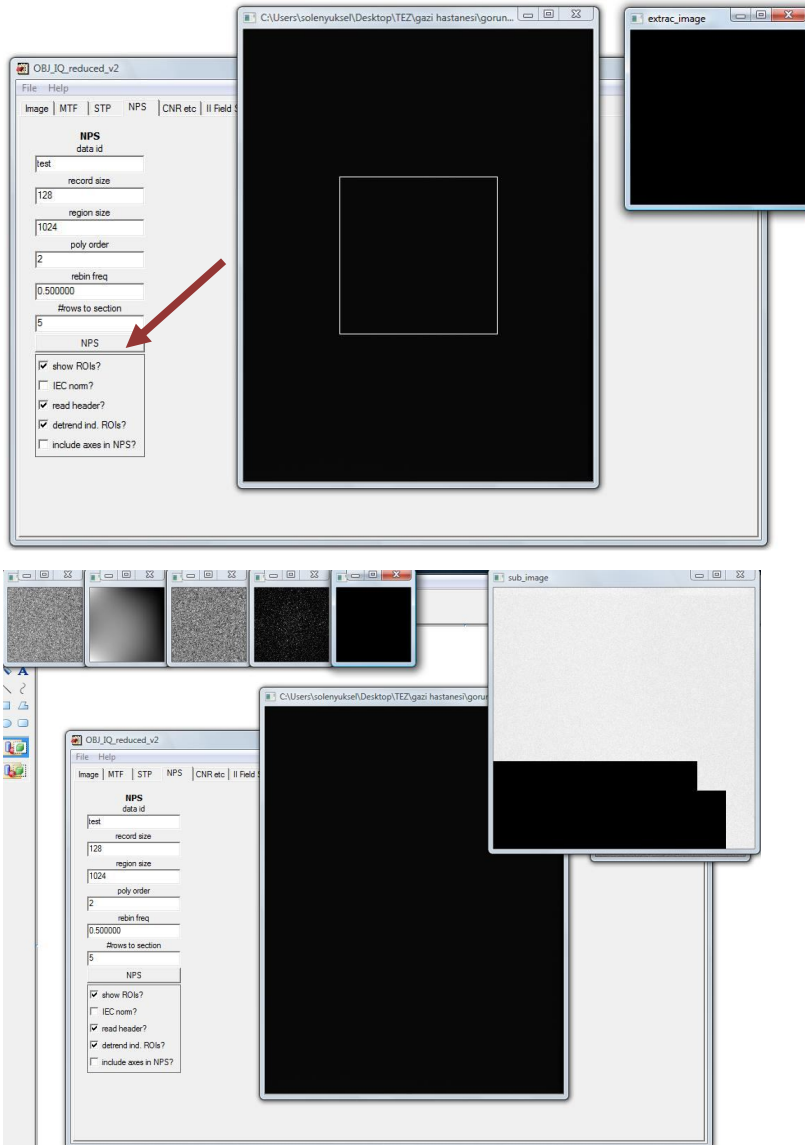
Daha sonra farenin sağ tuşu tıklanmış ve program tarafından MTF otomatik olarak hesaplanmıştır. Hesaplama sonucu programın verdiği çıktılar Şekil 4.11'deki gibidir.



Şekil 4.11. OBJ programının MTF çıktı ekranı

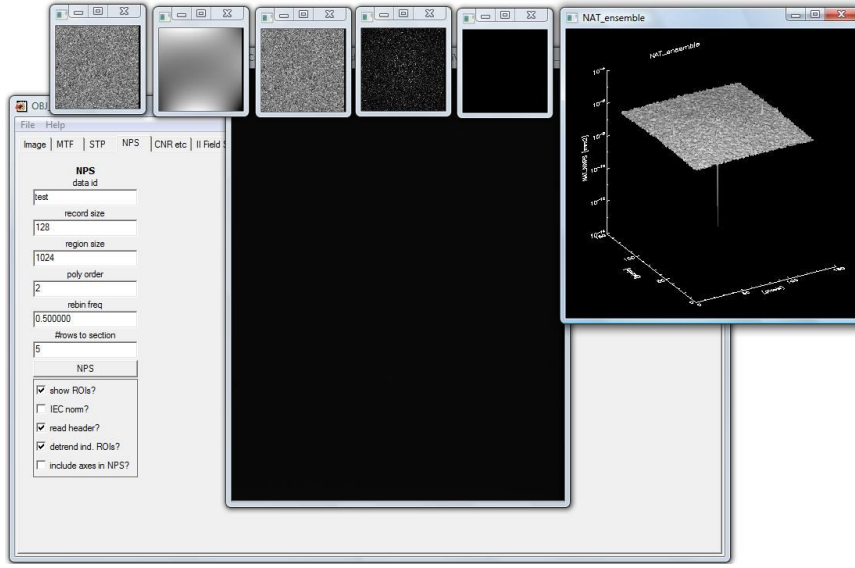
Gürültü güç spektrumu testi için ise standart test bloğu AEC modunda ışınlanmıştır. Daha sonra OBJ yazılımında elde edilen görüntü değerlendirilmiştir.

İlk olarak OBJ yazılımı açılmıştır. Ardından NPS menüsüne girilmiştir ve NPS butonuna tıklanmıştır. Butonun tıklanması ile görüntü üzerinde bir ilgi alanı meydana gelmiştir. Bu ilgi alanı istenilen yere ayarlanır ve farenin sağ tuşu tıklanarak NPS hesabına başlanır.



Şekil 4.12 OBJ yazılımı ile NPS hesabı

Hesaplama bittikten sonra OBJ programının çıktığı ekranı Şekil 4.13'deki gibidir.



Şekil 4.13 OBJ programının NPS hesabı

Ayrıca programın “Results” klasöründe bir Microsoft Office Excell file içerisinde programın çıktıları sayısal olarak da bulunmaktadır. Bu değerler kullanılarak sistemin NPS eğrisi de çizilebilmektedir.

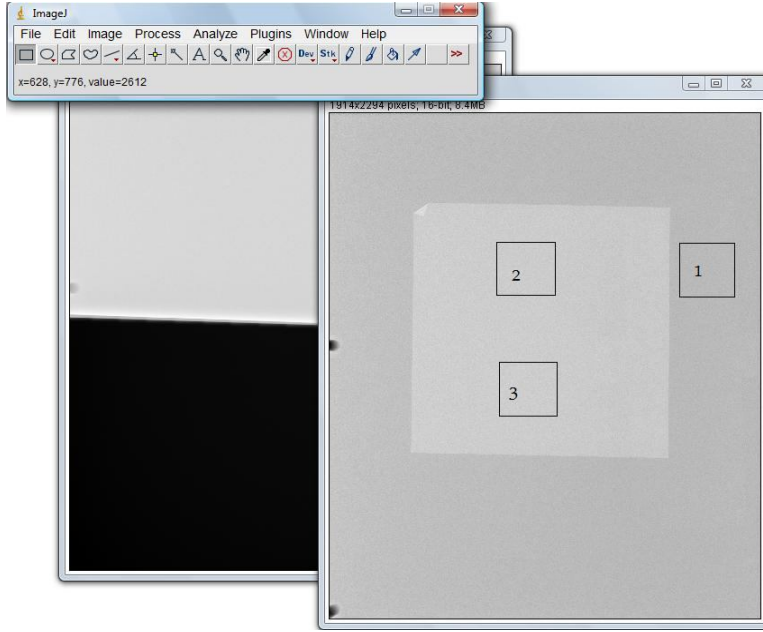
4.3.10. Geometrik distorsiyon ve artefakt testi

Geometrik distorsiyon ve artefakt testinde CDMAM fantomunun görüntüleri kullanılmıştır. Görüntüler Image J programında açılarak görsel olarak değerlendirilmiştir.

4.3.11. Hayalet görüntü testi

Hayalet görüntü testinde, ilk olarak standart test bloğu dedektörün yarısını kaplayacak şekilde dedektör önüne yerleştirilmiştir. AEC modunda ışınlanıp bir görüntü elde edilmiştir. Daha sonra 1 dakika kadar beklenmiş ve standart test bloğu bu sefer tüm dedektörü kaplayacak şekilde ve üzerine 0.1 mm Al eklenerek AEC modunda ışınlanmıştır. Görüntüde hayalet görüntünün olduğu tarafı anlayabilmek için o tarafa bir işaret konulmalıdır.(Örn. Küçük bir soğurucu parçası gibi.)

Elde edilen görüntü üzerinde Image J programı kullanılarak Şekil 3.11'deki gibi ilgi alanları oluşturulmuş ve bu ilgi alanlarının içerisindeki ortalama sayım değerleri not edilmiştir. (Şekil 4.14 Image J programı ile hayalet görüntü testi)



Şekil 4.14 Image J programı ile hayalet görüntü testi

Daha sonra bu elde edilen sayım değerleri kullanılarak, eşitlik 3.11 ile hayalet görüntü faktörü hesaplanmıştır. Son olarak bu faktörün kabul sınırlarına uygun olup olmadığına bakılmıştır.

4.3.12. Dozimetri

Dozimetri testi için 20, 30, 40, 45, 55, 65 mm kalınlıklarında PMMA blokları AEC modunda ışınlanır ve ışınlama parametreleri not edilmiştir. Daha sonra dedektör yanıt grafiği kullanılarak görüntüler üzerlerindeki referans bir ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel değerleri ile doz değerleri bulunmuştur.

Ardından bu doz değerler, ortalama glandüler doza geçiş için gerekli katsayılar ilgili tablolardan bulunarak, bu katsayılarla çarpılmış, ortalama glandüler doza geçilmiştir. Son olarak bu değerlerin kabul sınır değerleri ile uyumuna bakılmıştır.

5. ARAŞTIRMA BULGULARI VE SONUÇ

Bu bölümde çeşitli hastanelerin mamografi ünitelerinde bulunan 6 farklı dijital mamografi sisteminin kalite kontrol testlerinin sonuçları yer almaktadır.

İlk olarak testlere ait hesaplama ve kontroller için özel olarak bir Microsoft Office Excell dosyası oluşturulmuştur. Ardından test edilen her sistemin sonuçları bu dosyaya işlenmiş, elde edilen sonuçlar irdelenmiştir.

5.1. X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi

X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi, Bölüm 3.1.1.1’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Bu test için sınır değer, toplam görüntülenemeyen alan 5 mm’yi geçmemelidir şeklindedir. Elde edilen sonuçlar Çizelge 5.1’deki gibidir.

Çizelge 5.1 X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi sonuçları

	Sistem 1	Sistem 2	Sistem 3	Sistem 4	Sistem 5	Sistem 6
Sağ Kenar(mm)	1 mm	1 mm	2 mm	2 mm	1 mm	1 mm
Sol Kenar(mm)	2 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	2 mm
Toplam (mm)	3 mm	2 mm	3 mm	3 mm	2 mm	3 mm

5.2. Göğüs duvarı tarafında görüntülenemeyen doku testi

Göğüs duvarı kenarında görüntülenemeyen doku testi için CIRS fantomu ışınlanmıştır ve görüntüler değerlendirilmiştir, sonuçlar Çizelge 5.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 5.2 Göğüs duvarında görüntülenemeyen doku testi sonuçları

Sistem no	Göğüs Duvarında Görüntülenemeyen Mesafe (mm)	Sınır değer <5 mm
Sistem 1	2	+
Sistem 2	3	+
Sistem 3	2	+
Sistem 4	2	+
Sistem 5	2	+
Sistem 6	2	+

5.3. Tüp çıkışı testi

Tüp çıkışı testi için ilk olarak 28 kVp 70 mAs parametreleri kullanılarak, farklı hedef filtre kombinasyonlarında tüp çıkışları ölçülmüş ve bu değerler 1 metre mesafeye düzeltilmiştir.

Mo/Mo hedef filtre kombinasyonuna sahip sistemler için tüp çıkışı sonuçları Çizelge 5.3'de yer almaktadır.

Çizelge 5.3 Tüp çıkışı testi sonuçları; 28 kVp 70 mAs Mo/Mo

Sistem no	1 metre mesafeye düzeltilmiş tüp çıkışı değerleri	Sınır değer >30 µGy <40 µGy
Sistem 1	36.98 µGy	+
Sistem 2	40.03 µGy	-
Sistem 5	34.53 µGy	+
Sistem 6	34.56 µGy	+

Mo/Rh hedef filtre kombinasyonu için ise elde edilen tüp çıkışları Çizelge 5.4'de yer almaktadır.

Çizelge 5.4 Tüp çıkışı testi sonuçları; Mo/Rh

Sistem no	1 metre mesafeye düzeltilmiş tüp çıkışı değerleri
Sistem 1	30.60 μ Gy
Sistem 2	25.63 μ Gy
Sistem 5	38.40 μ Gy
Sistem 6	29.28 μ Gy

Farklı hedef filtre kombinasyonlarına sahip sistemlerin tüp çıkışı değerleri Çizelge 5.5’de verilmektedir.

Çizelge 5.5 Tüp çıkışı testinin tüm sonuçları

Sistem no	1 metre mesafeye düzeltilmiş tüp çıkışı değerleri	Hedef Filtre Kombinasyonu
Sistem 1	36.98 μ Gy	Mo/Mo
Sistem 1	30.60 μ Gy	Mo/Rh
Sistem 1	10.57 μ Gy	W/Rh
Sistem 2	40.03 μ Gy	Mo/Mo
Sistem 2	25.63 μ Gy	Mo/Rh
Sistem 3	14.07 μ Gy	W/Rh
Sistem 3	17.88 μ Gy	W/Ag
Sistem 4	14.14 μ Gy	W/Rh
Sistem 4	15.13 μ Gy	W/Ag
Sistem 5	34.53 μ Gy	Mo/Mo
Sistem 5	38.40 μ Gy	Mo/Rh
Sistem 6	34.56 μ Gy	Mo/Mo
Sistem 6	29.28 μ Gy	Mo/Rh

5.4. Tüp voltajı ve demet kalitesi testleri

5.4.1. Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi

Tüp voltajının tekrarlanabilirliği testinde klinikte sıklıkla kullanılan kVp değerinde 28 kVp’de ardı ardına ışınlamalar yapılmış ve sapmalar hesaplanmıştır. Tüm hastaneler için tekrarlanabilirlik testi ölçüm sonuçları Çizelge 5.6’deki gibidir.

Çizelge 5.6 Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi sonuçları

Sistem no	Kurulan kVp	Ölçülen kVp-1	Ölçülen kVp-2	Ölçülen kVp-3	Ortalama	Maksimum Sapma
Sistem 1	28	28.65	28.67	28.62	28.64	0,03
Sistem 2	28	28.60	28.70	28.70	28.67	0,07
Sistem 3	28	28,10	28,00	28,00	28,03	0,07
Sistem 4	28	28,30	28,40	28,30	28,33	0,07
Sistem 5	28	28,20	28,20	28,10	28,17	0,07
Sistem 6	28	28,00	28,00	28,00	28,00	0,00

Tüp voltajının doğruluğu testinde ise kurulan kVp ile ölçülen kVp arasındaki farka bakılmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 5.7, 5.8, 5.9, 5.10, 5.11, 5.12’deki gibidir.

Çizelge 5.7 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-1

Sistem 1	Kurulan kVp	Ölçülen kVp	Sapma	Kabul sınırları
	24	24,03	0,03	±1 kVp
	26	26,55	0,55	±1 kVp
	28	28,64	0,64	±1 kVp
	30	30,21	0,21	±1 kVp
	32	32,17	0,17	±1 kVp

Çizelge 5.8 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-2

Sistem 2	Kurulan kVp	Ölçülen kVp	Sapma	Kabul sınırları
	22	22,40	0,40	±1 kVp
	24	24,40	0,40	±1 kVp
	26	26,50	0,50	±1 kVp
	28	28,60	0,60	±1 kVp
	30	30,40	0,40	±1 kVp

Çizelge 5.9 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-3

Sistem 3	Kurulan kVp	Ölçülen kVp	Sapma	Kabul sınırları
	24	26,70	2,70	±1 kVp
	26	27,40	1,40	±1 kVp
	28	28,10	0,10	±1 kVp
	30	29,00	1,00	±1 kVp
	32	30,70	2,70	±1 kVp
	34	33,40	0,60	±1 kVp

Çizelge 5.10 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-4

Sistem 4	Kurulan kVp	Ölçülen kVp	Sapma	Kabul sınırları
	26	27,60	1,60	±1 kVp
	28	28,30	0,30	±1 kVp
	30	29,40	0,60	±1 kVp
	32	31,90	0,10	±1 kVp
	34	34,70	0,70	±1 kVp

Çizelge 5.11 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-5

Sistem 5	Kurulan kVp	Ölçülen kVp	Sapma	Kabul sınırları
	22	21,10	0,90	±1 kVp
	24	23,90	0,10	±1 kVp
	26	26,10	0,10	±1 kVp
	28	28,20	0,20	±1 kVp
	30	30,00	0,00	±1 kVp
	32	32,00	0,00	±1 kVp

Çizelge 5.12 Tüp voltajının doğruluğu test sonuçları-6

Sistem 6	Kurulan kVp	Ölçülen kVp	Sapma	Kabul sınırları
	24	23,7	0,3	±1 kVp
	26	25,9	0,1	±1 kVp
	28	28,0	0,0	±1 kVp
	30	29,8	0,2	±1 kVp
	32	31,7	0,3	±1 kVp

5.4.2. Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL) testi

Yarı değer kalınlığı testi 4.3.4.b bölümünde anlatıldığı şekilde yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 5.13'deki gibidir.

Çizelge 5.13 Yarı değer kalınlığı testi sonuçları

Sistem No	Hedef Filtre	HVL
Sistem 1	Mo/Mo	0.33
Sistem 1	W/Rh	0.55
Sistem 2	Mo/Mo	0.35
Sistem 3	W/Rh	0.52
Sistem 4	W/Rh	0.53
Sistem 5	Mo/Mo	0.35
Sistem 6	Mo/Mo	0.35

5.5. AEC sistemi testleri

5.5.1. Işınlama kontrol aralıkları; merkez değer ve her basamakta ki farklar

Işınlama kontrol aralıkları testi 4.3.6.a'da anlatıldığı gibi yapılmıştır. Test edilen tüm sistemlerde bu özellik bulunmamaktadır. Test sadece Sistem 4 için yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 5.14'deki gibidir.

Çizelge 5.14 Işınlama kontrol aralıkları testi sonuçları

Densite Basamağı	mGy	kVp	mAs	Hedef Filtre
2	8,92	32	172,70	W/Rh
1	8,28	32	160,00	W/Rh
0	7,32	32	142,00	W/Rh
-1	6,03	32	116,00	W/Rh
-2	5,05	32	97,60	W/Rh

5.5.2. Güvenlik anahtarı testi

Güvenlik anahtarı testi 4.2.6.b'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Tüm sistemlerde bu özelliğin doğru bir şekilde çalıştığı gözlemlenmiştir.

5.5.3. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi

Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi 4.2.6.c'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Elde edilen test sonuçları Çizelge 5.15'deki gibidir.

Çizelge 5.15 Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi sonuçları

Sistem No	Maksimum % Sapma
Sistem 1	%1.61
Sistem 2	%0.49
Sistem 3	%0.00
Sistem 4	%2.61
Sistem 5	%0.16
Sistem 6	%2.16

5.5.4. Uzun dönem tekrarlanabilirlik testi

Uzun dönem tekrarlanabilirlik testi Bölüm 4.3.6.d'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Sonuçlarına, homojenite testinin sonuçlarında yer verilecektir.

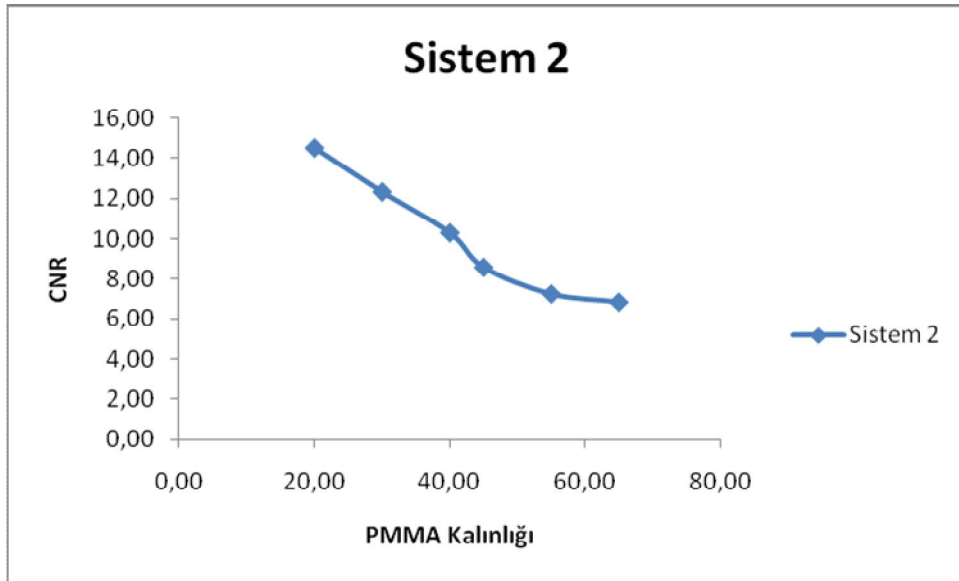
5.5.5. Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi

Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi Bölüm 4.3.6.e'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Test sonucunda elde edilen değerler, Çizelge 5.16'deki gibidir.

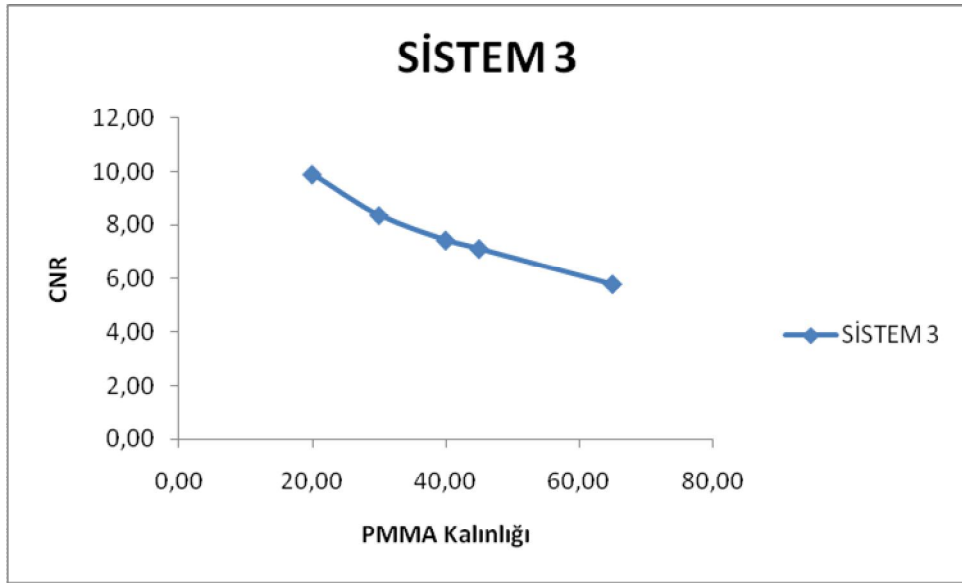
Çizelge 5.16 Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi sonuçları

PMMA Kalınlığı	Sistem 2	Sistem 3	Sistem 4	Sistem 5	Sistem 6
20	%160	%139	%131	%160	%188
30	%141	%118	%111	%128	%156
40	%120	%105	%100	%110	%126
45	%100	%100	%100	%100	%100
55	%83	-	%84	%90	%78
65	%71	%82	%76	%79	%69

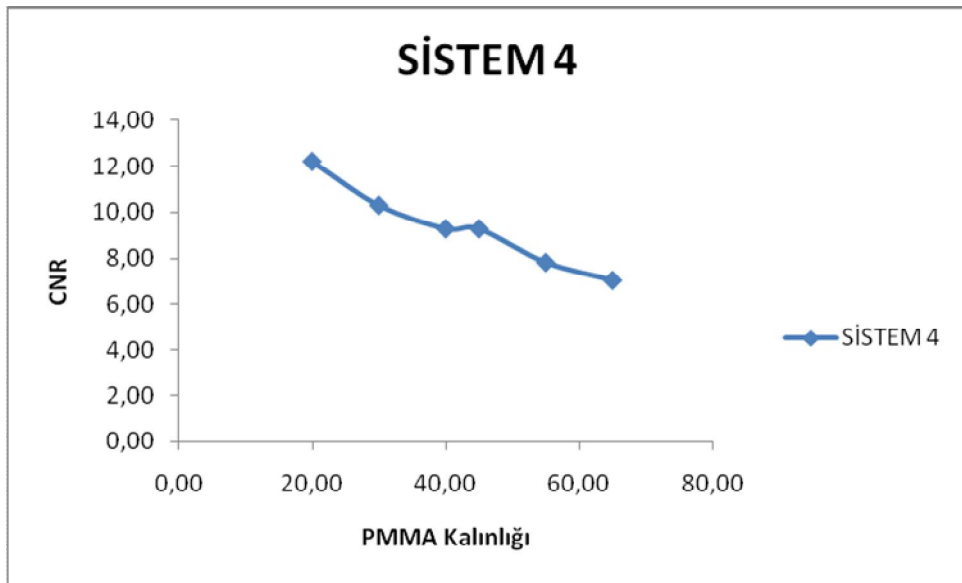
Kontrastın obje kalınlığı ile değişimi gözlemlemek için her sistemin CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafikleri çizilmiştir. (Grafik 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5)



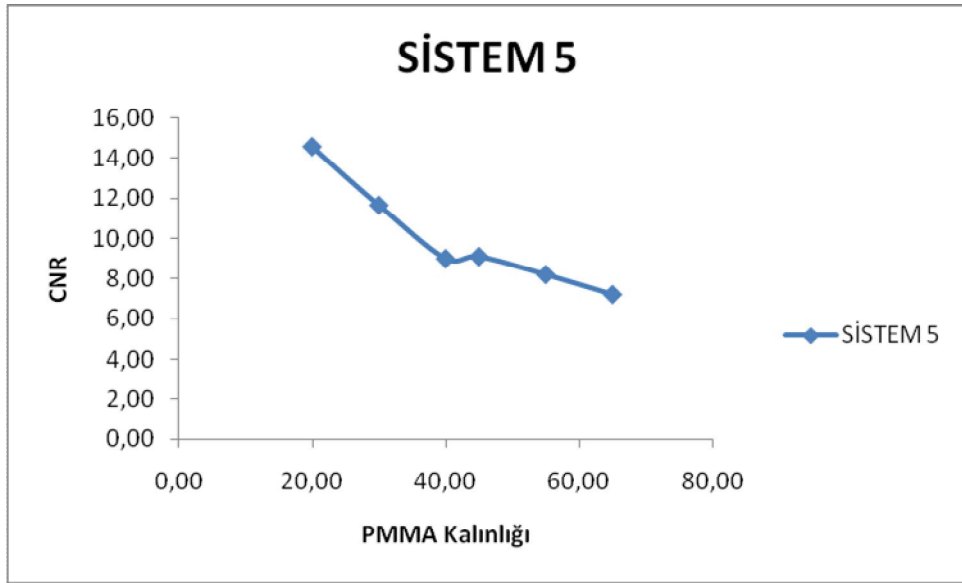
Grafik 5.1 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-1



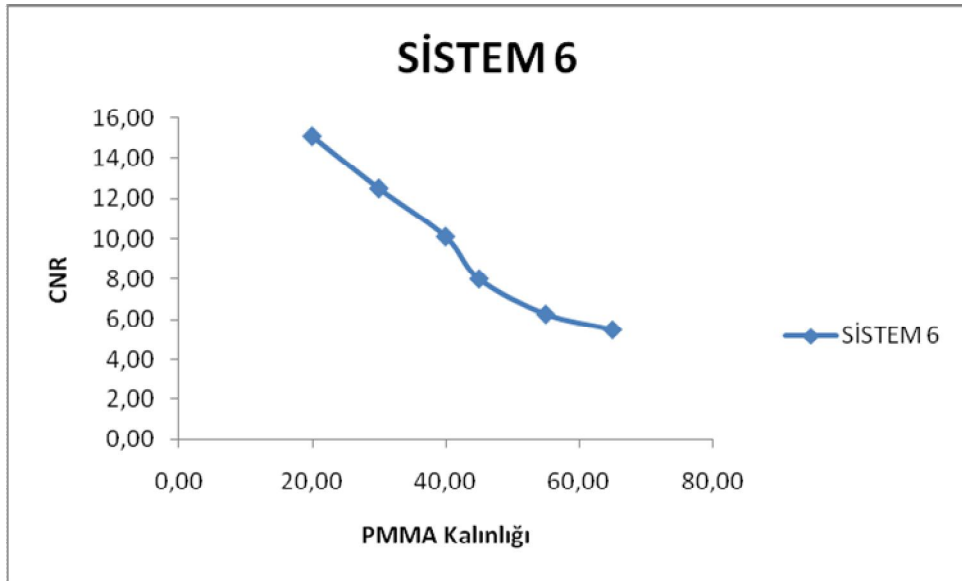
Grafik 5.2 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-2



Grafik 5.3 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-3



Grafik 5.4 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-4

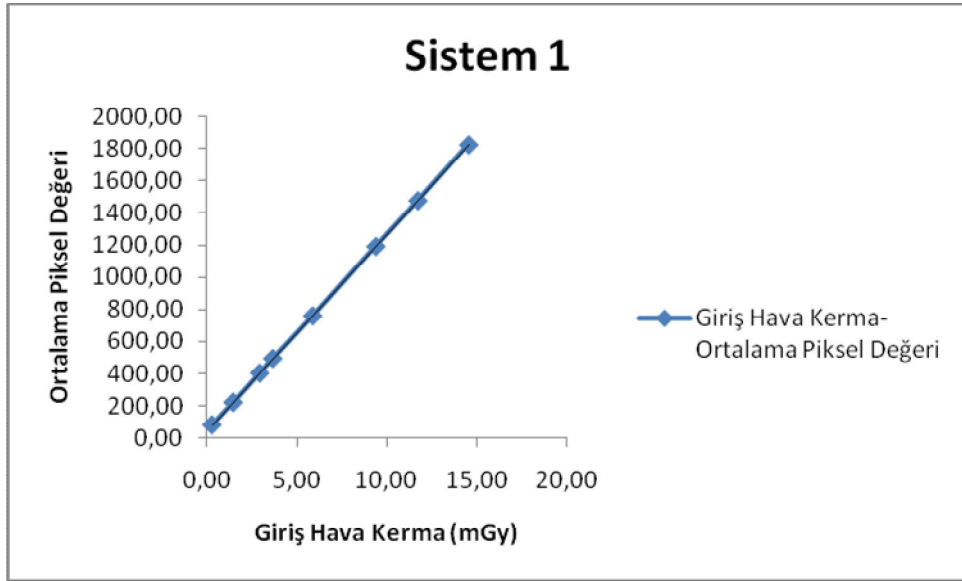


Grafik 5.5 CNR'a karşılık PMMA kalınlığı grafiği-5

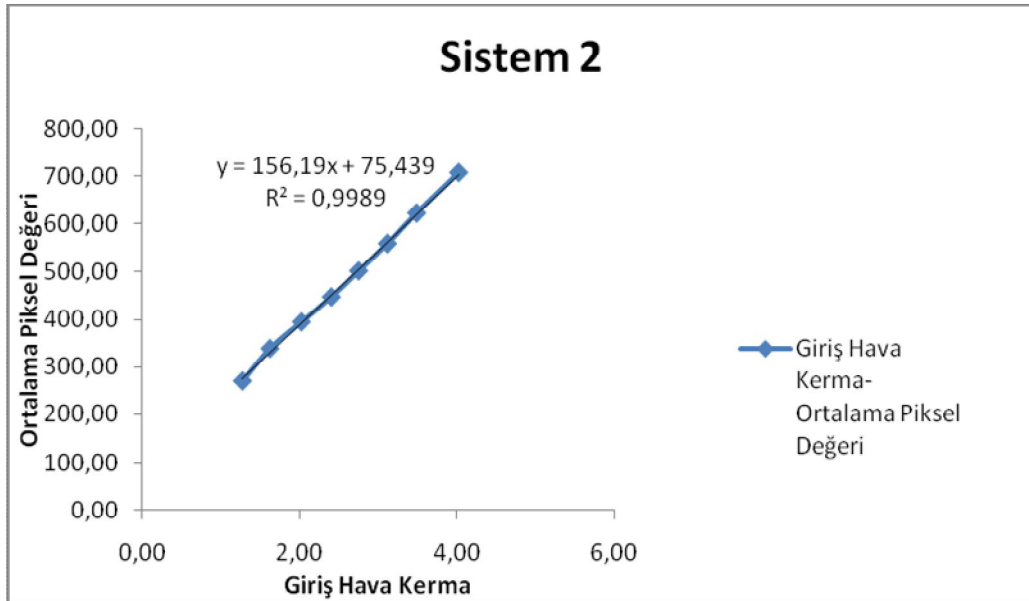
5.6. Dijital dedektör testleri

5.6.1. Dedektör yanıtı testi

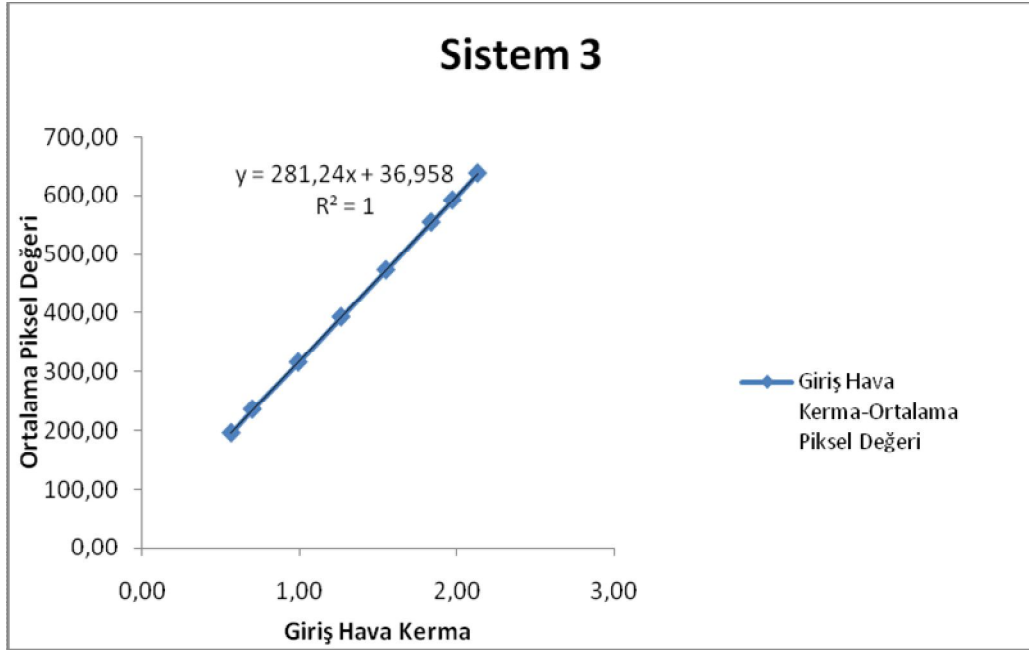
Dedektör yanıtı testi Bölüm 4.3.7.ada anlatıldığı gibi yapılmıştır. Test sonucunda çizilen grafikler Grafik 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10, 5.11'deki gibidir.



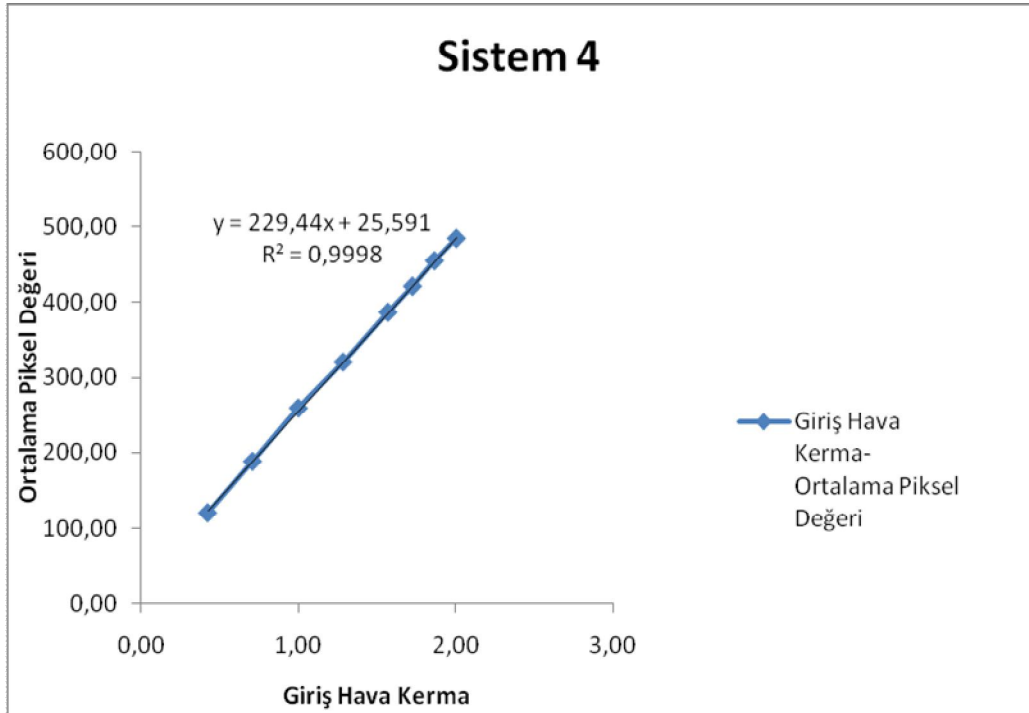
Grafik 5.6 Sistem 1'in dedektör yanıtı grafiği



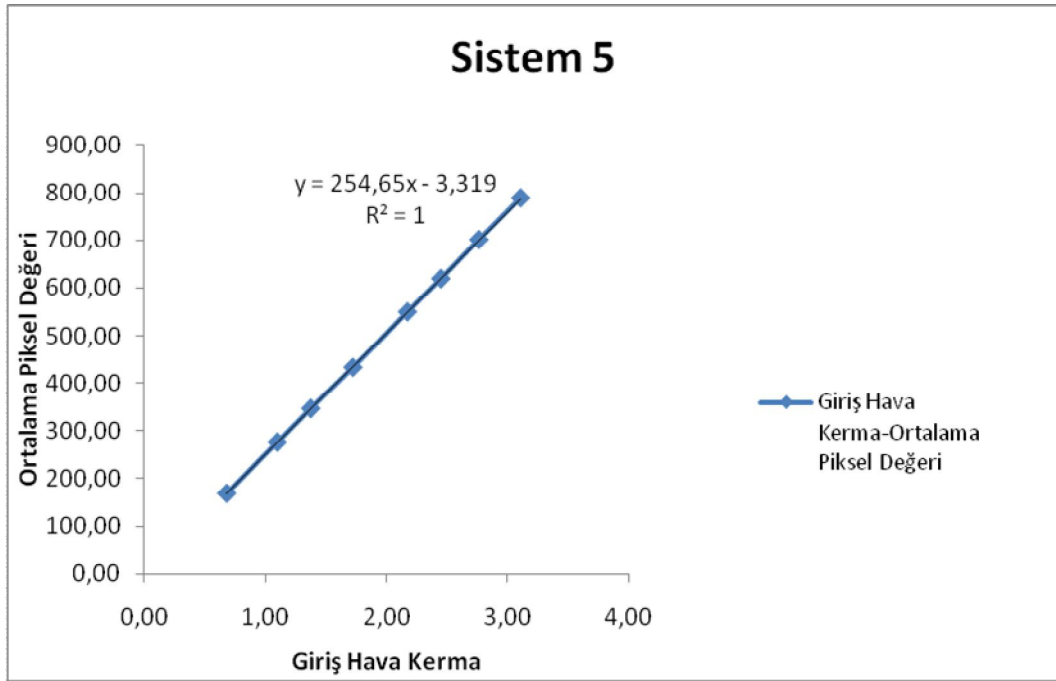
Grafik 5.7 Sistem 2'nin dedektör yanıtı grafiği



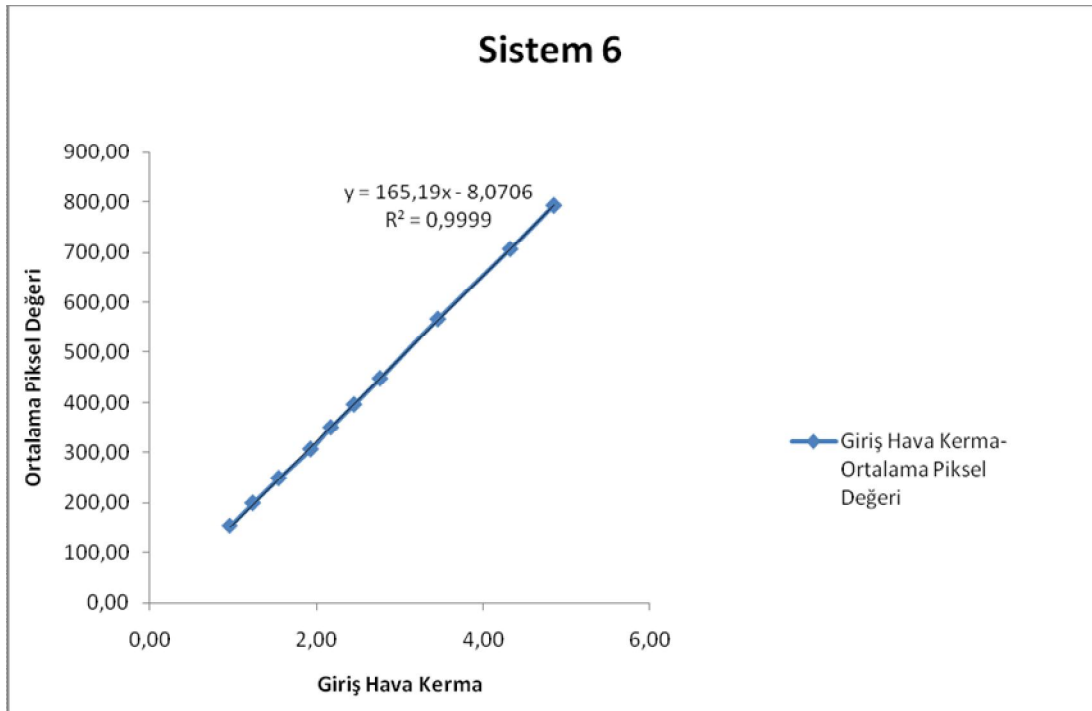
Grafik 5.8 Sistem 3'ün dedektör yanıtı grafiği



Grafik 5.9 Sistem 4'ün dedektör yanıtı grafiği



Grafik 5.10 Sistem 5'in dedektör yanıtı grafiği



Grafik 5.11 Sistem 6'in dedektör yanıtı grafiği

Grafikler üzerinde yer alan doğru denklemleri incelendiğinde her sistem için R^2 değerlerinin kabul sınırları içerisinde olduğu görülmektedir.

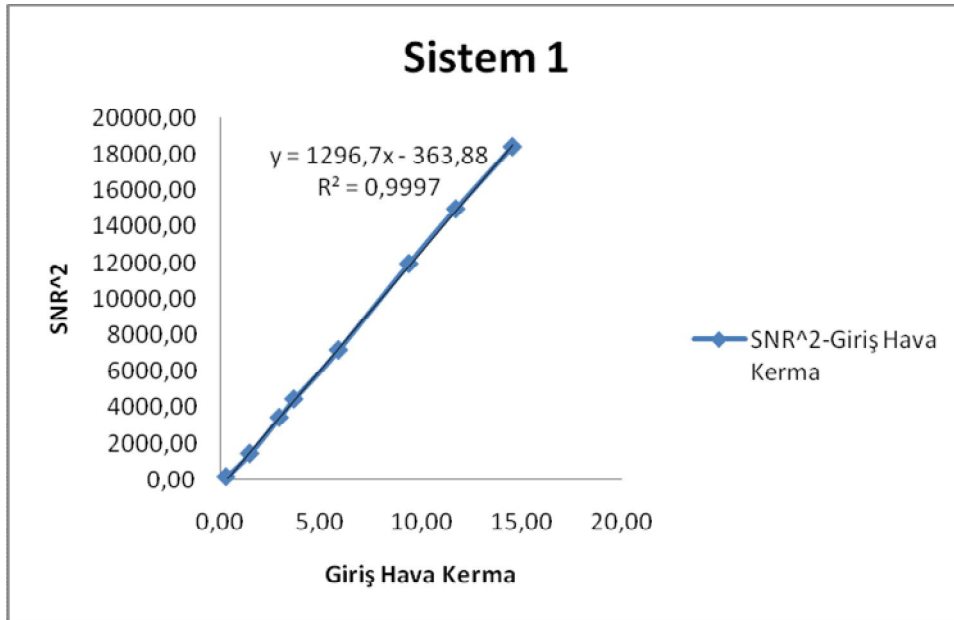
Seçilen belli bir doz değeri için sistemlerin verdikleri piksel değerleri Çizelge 5.17'deki gibidir.

Çizelge 5.17 2 mGy doz değeri için sistemlerin verdikleri piksel değerleri

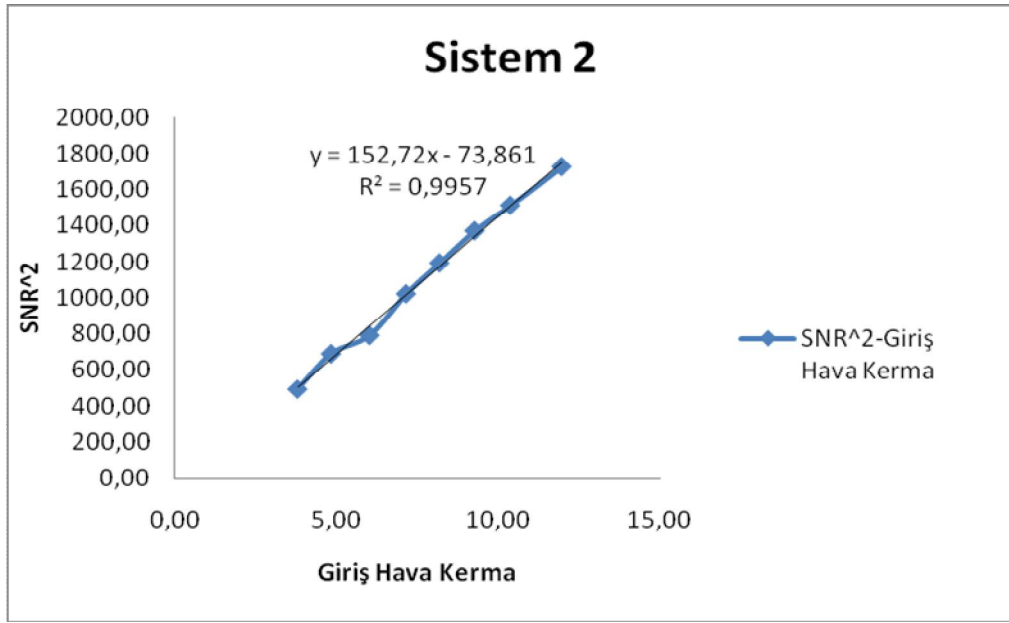
Doz (mGy)	Sistem1	Sistem2	Sistem3	Sistem4	Sistem5	Sistem6
2 mGy	280	390	590	480	500	320

5.6.2. Gürültünün değerlendirilmesi testi

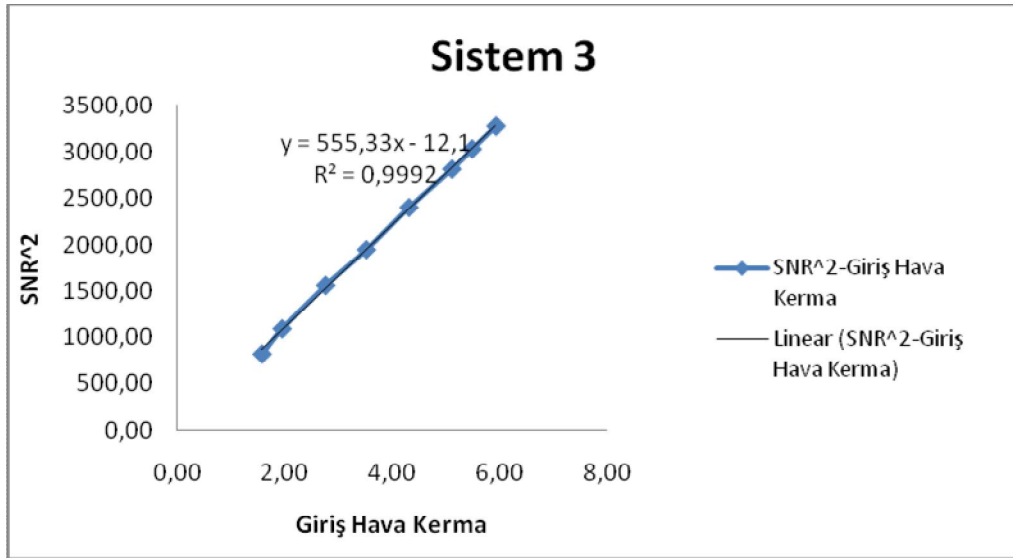
Gürültünün değerlendirilmesi testi Bölüm 4.3.7.b'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Test sonucunda Euref protokolü baz alınarak çizilen grafikler, Grafik 5.12, 5.13, 5.14, 5.15, 5.16'daki gibidir.



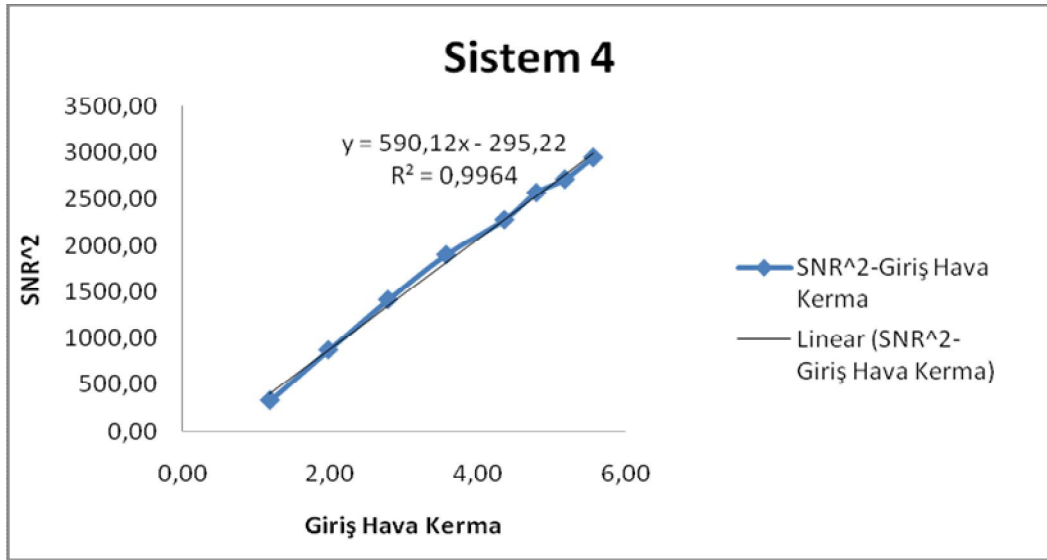
Grafik 5.12 Sistem 1'in Gürültü değerlendirme grafiği



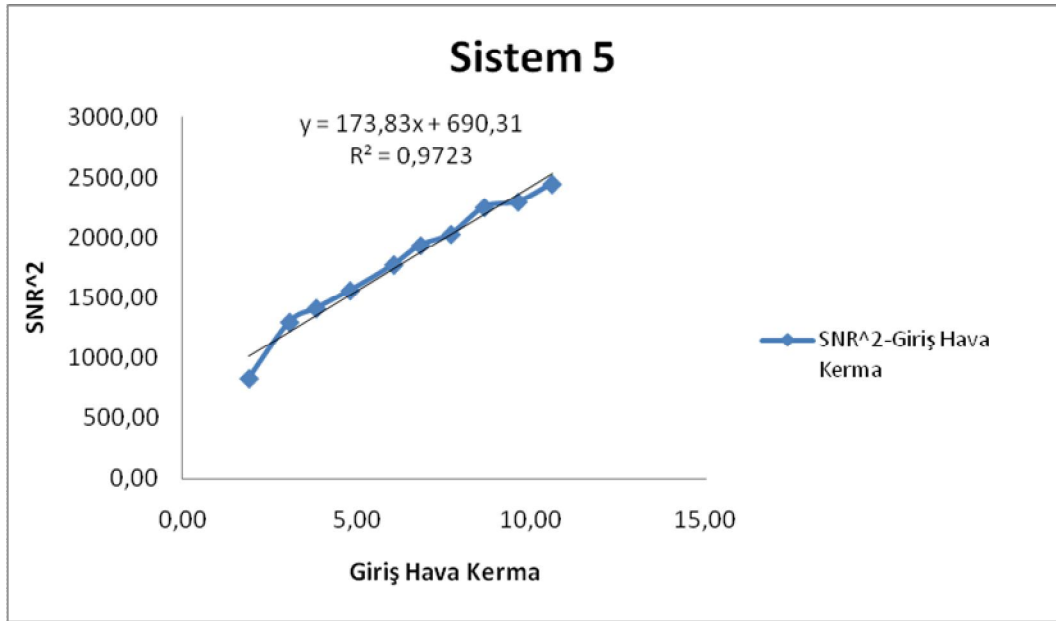
Grafik 5.13 Sistem 2'nin Gürültü değerlendirme grafiği



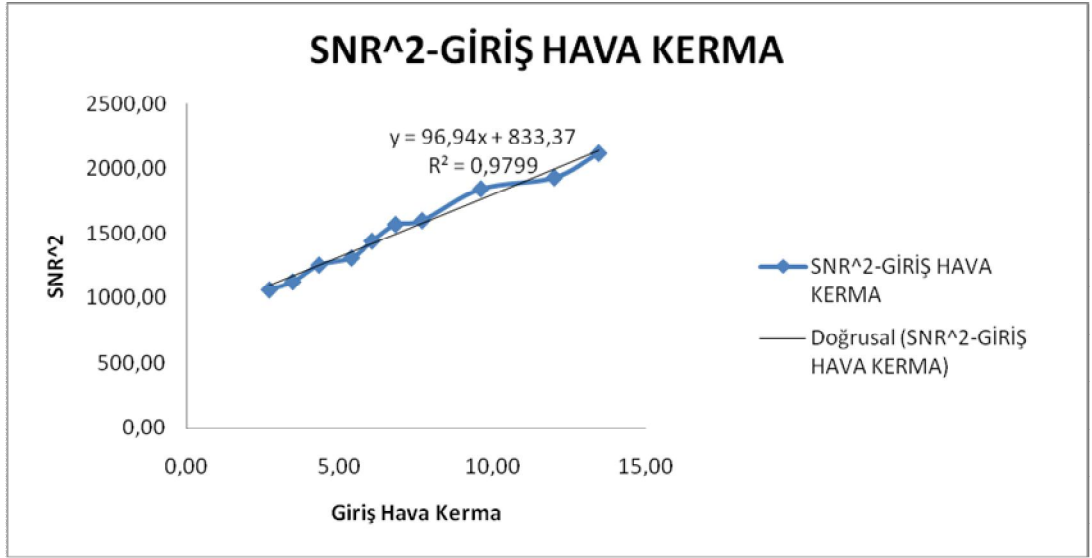
Grafik 5.14 Sistem 3'ün Gürültü değerlendirme grafiği



Grafik 5.15 Sistem 4'ün Gürültü değerlendirme grafiği

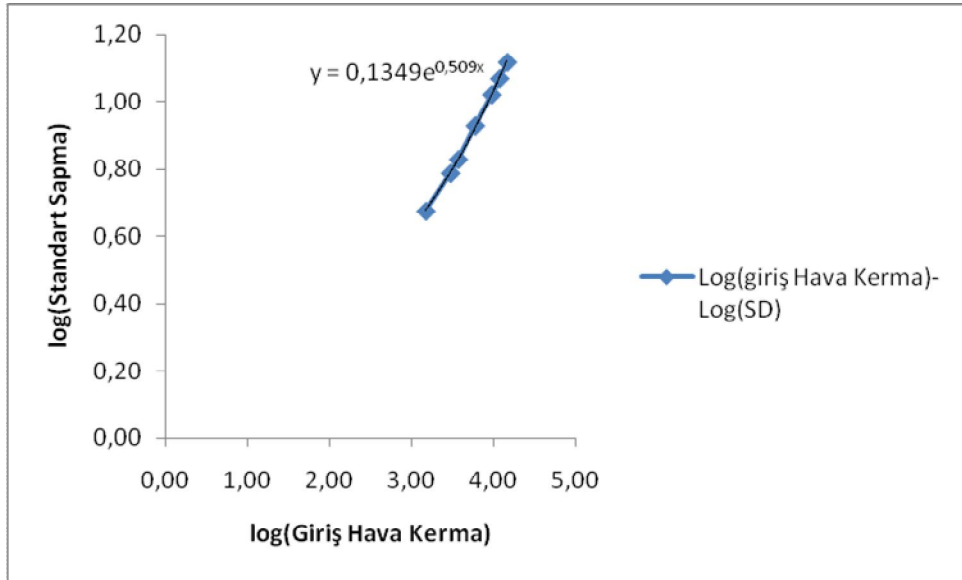


Grafik 5.16 Sistem 5'in Gürültü değerlendirme grafiği

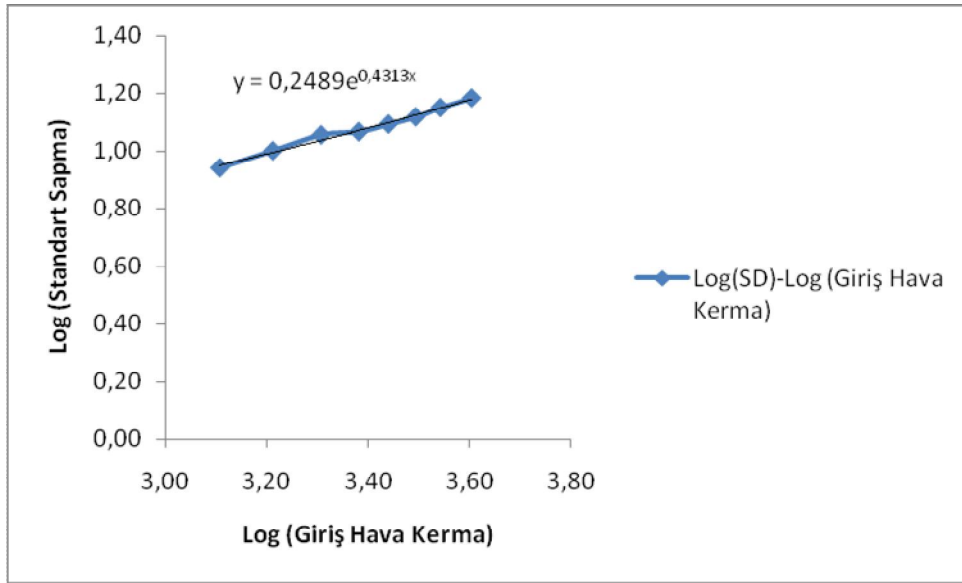


Grafik 5.17 Sistem 6'in Gürültü değerlendirme grafiği

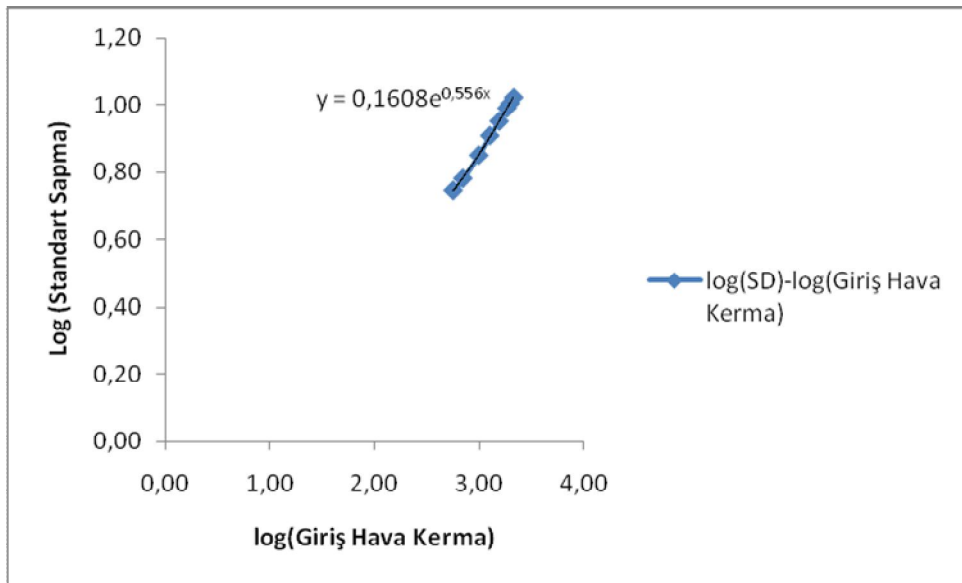
Test sonucunda NHSBSP protokolüne göre çizilen grafikler ise Grafik 5.18, 5.19, 5.20, 5.21, 5.22'deki gibidir.



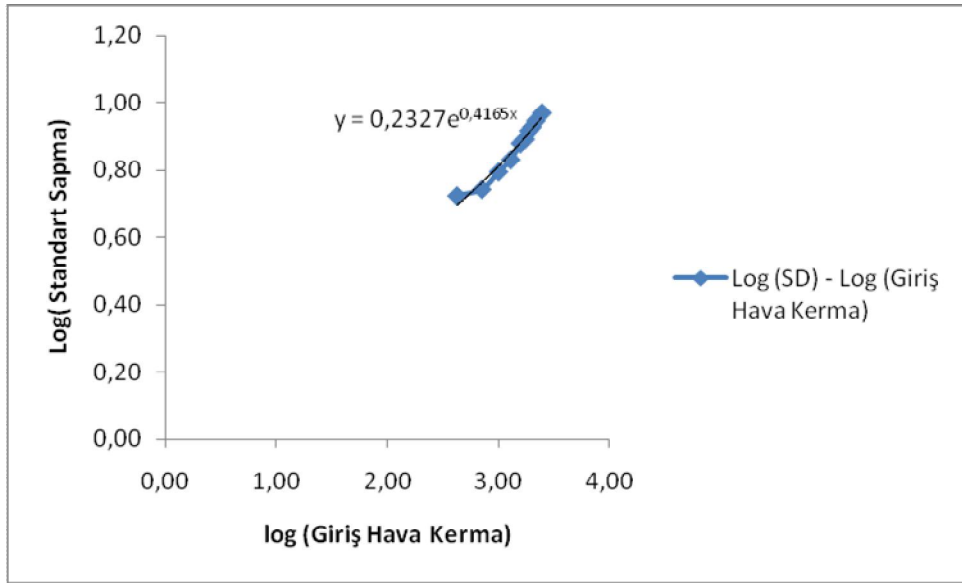
Grafik 5.18 Sistem 1'in Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)



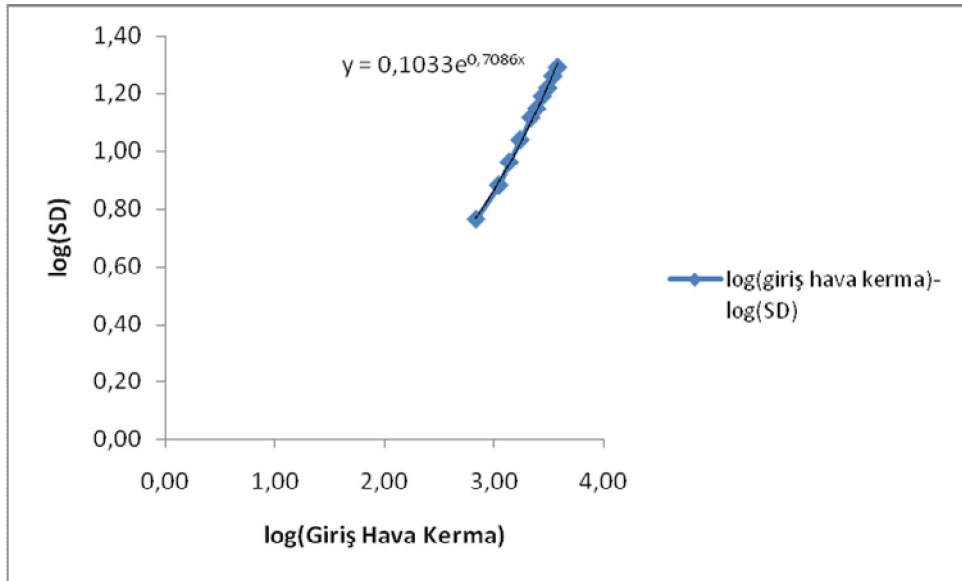
Grafik 5.19 Sistem 2'nin Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)



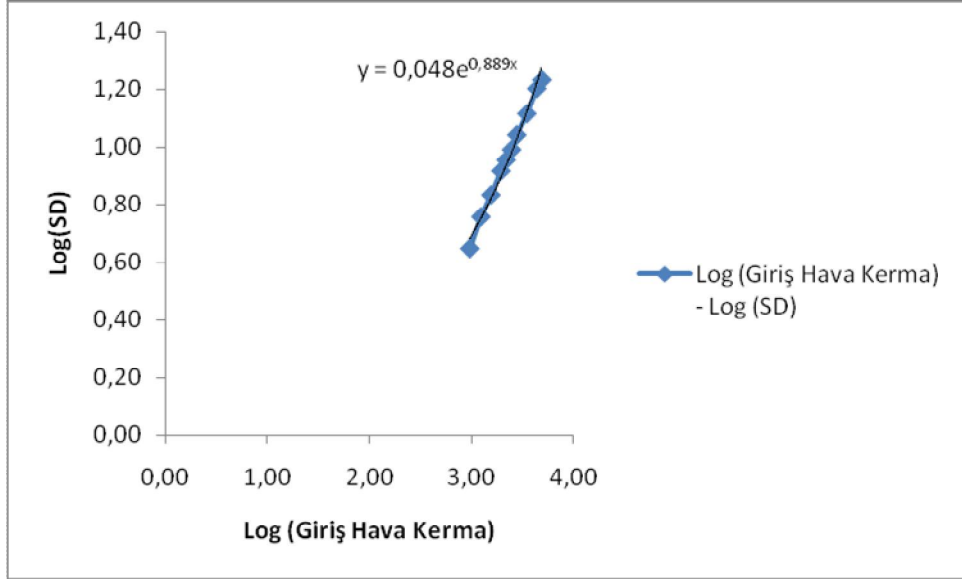
Grafik 5.20 Sistem 3'ün Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)



Grafik 5.21 Sistem 4'ün Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)



Grafik 5.22 Sistem 5'in Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)



Grafik 5.23 Sistem 6'nın Gürültü değerlendirme grafiği (NHSBSP)

Euref için gürültü değerlendirme grafiklerinin eğrilerini doğrusal beklenmektedir. Fakat bu tüm sistemler için mümkün olmamıştır. Euref için çizilen grafiklerde doğrusallıktan sapan sistemlerin NHSBSP protokolüne göre çizilen grafikleri incelendiğinde, bu sistemlerde bu yöntemlerde de sorun olduğu görülmüştür.

5.7. Dedektör homojenitesi ve stabilitesi testleri

5.7.1. Dedektör homojenitesi testi

Dedektör homojenitesi testi Bölüm 4.3.8.a'da anlatıldığı gibi yapılmıştır. Euref protokolüne göre OBJ programı kullanılarak yapılan hesaplamaların sonuçları her sistem için Çizelge 5.18'deki gibidir.

Çizelge 5.18 Homojenite Test Sonuçları

Sistem No	Ortalama Değerden Maksimum Sapma
Sistem 1	%2.25
Sistem 2	%3.19
Sistem 3	%3.15
Sistem 4	%2.78
Sistem 5	%5.65
Sistem 6	%6.55

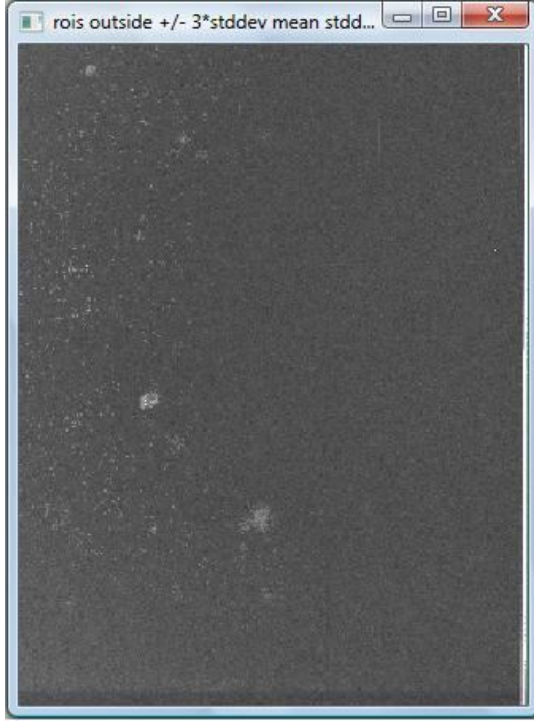
NHSBSP protokolüne göre yapılan değerlendirme sonuçları Çizelge 5.19'deki gibidir.

Çizelge 5.19 Homojenite Test Sonuçları (NHSBSP)

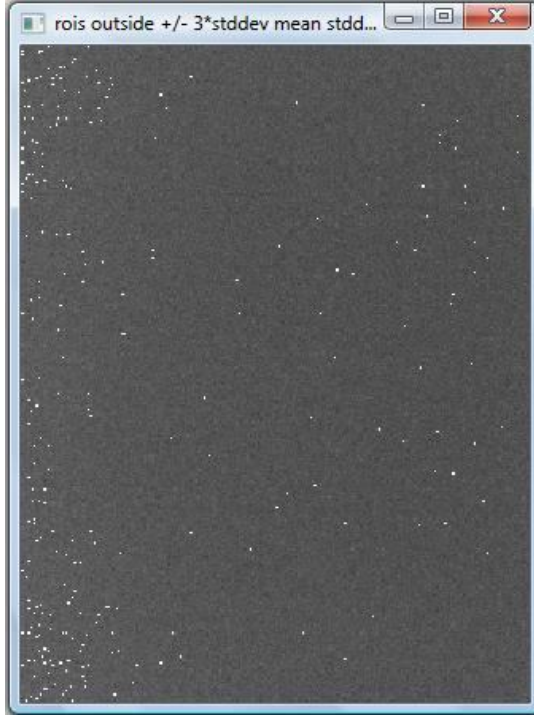
Sistem No	Merkezdeki Ortamala Değerden Maksimum Sapma
Sistem 1	%0,01
Sistem 2	%1.00
Sistem 3	%2.13
Sistem 4	%2.15
Sistem 5	%2.28
Sistem 6	%5.93

5.7.2. Düzeltilmemiş hatalı dedektör elementleri testi

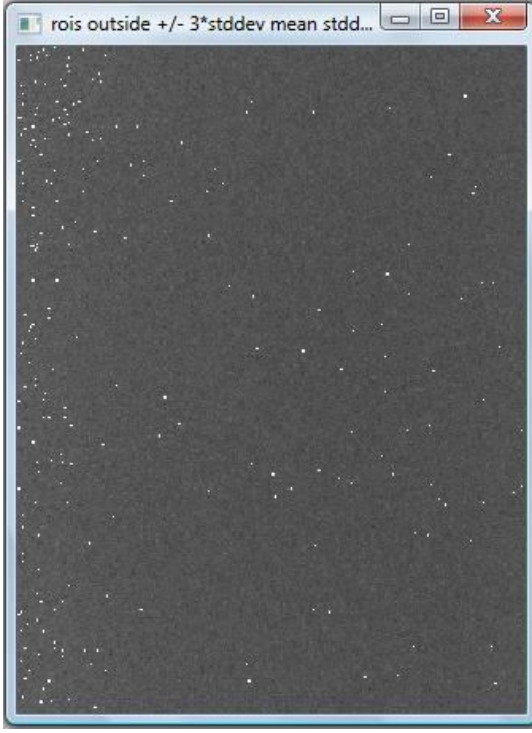
Düzeltilmemiş çalışmayan dedektör elementleri testi Bölüm 4.3.8.b'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. OBJ programı kullanılarak elde edilen Varyans görüntüleri Şekil 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5'deki gibidir.



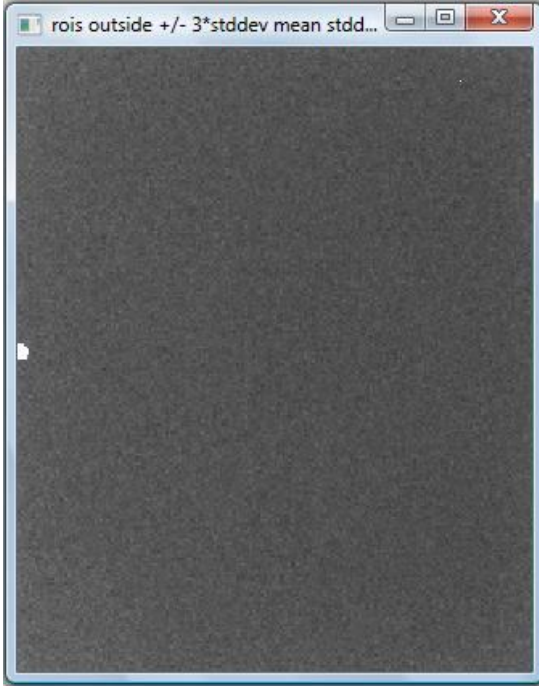
Şekil 5.1. Sistem 2'nin varyans görüntüsü



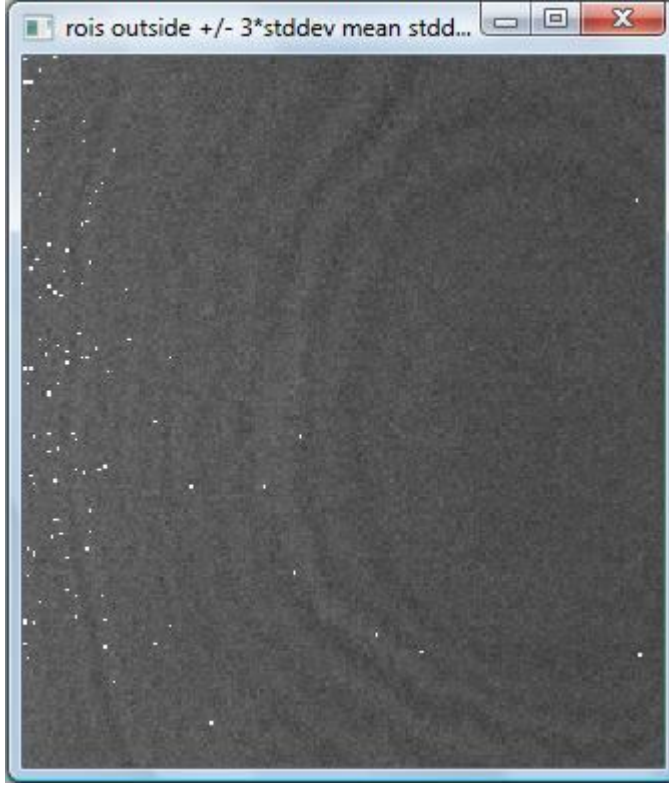
Şekil 5.2. Sistem 3'ün varyans görüntüsü



Şekil 5.3. Sistem 4'ün varyans görüntüsü



Şekil 5.4. Sistem 5'in varyans görüntüsü



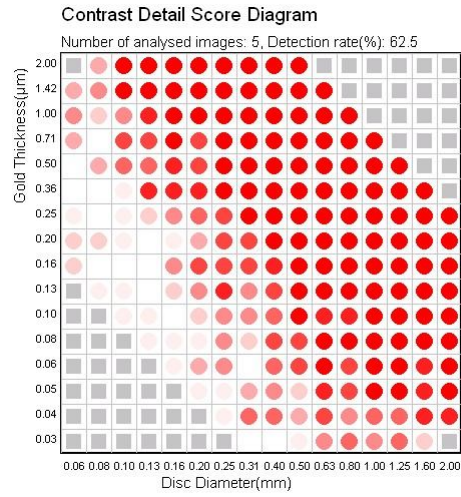
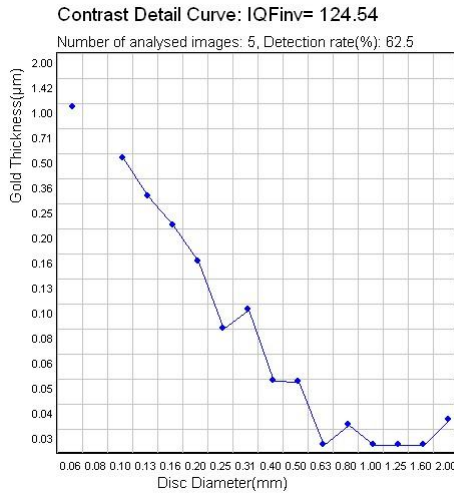
Şekil 5.5. Sistem 6'nın varyans görüntüsü

Sistem 1, görüntüleri farklı bir formatta verdiği için, OBJ programında alınan görüntüler açılmamış ve varyans görüntüsü elde edilememiştir.

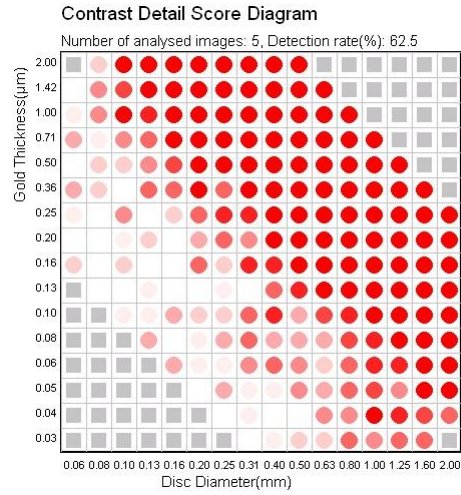
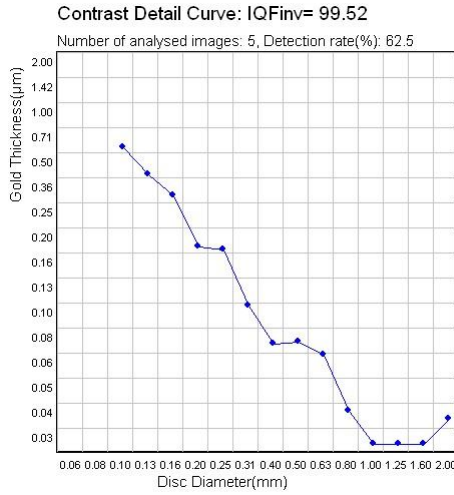
5.8. Görüntü kalitesi testleri

5.8.1. Görüntülenebilen eşik kontrast testi

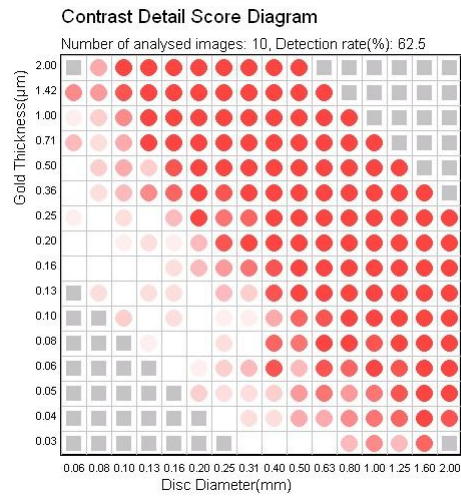
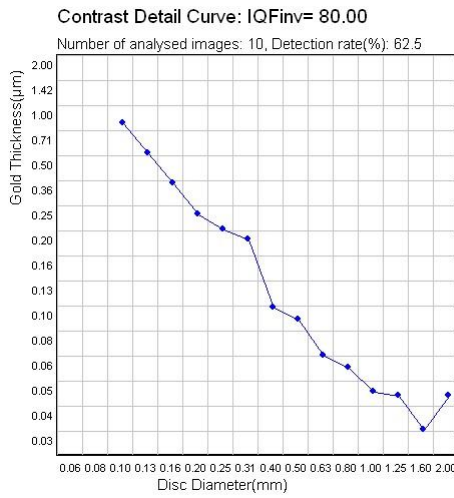
Görüntülenebilen eşik kontrast testi bölüm 4.3.9.a'da anlatıldığı gibi yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar Şekil 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10'daki gibidir.



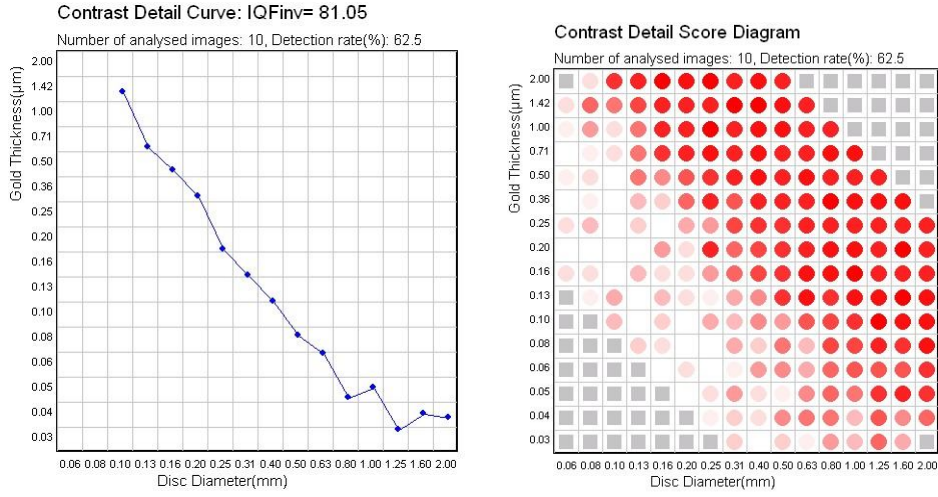
Şekil 5.6 Sistem 2 için görüntülenebilir eşik kontrast testi sonuçları



Şekil 5.7 Sistem 3 için görüntülenebilir eşik kontrast testi sonuçları



Şekil 5.8 Sistem 4 için görüntülenebilir eşik kontrast testi sonuçları



Şekil 5.9 Sistem 5 için görüntülenebilir eşik kontrast testi sonuçları

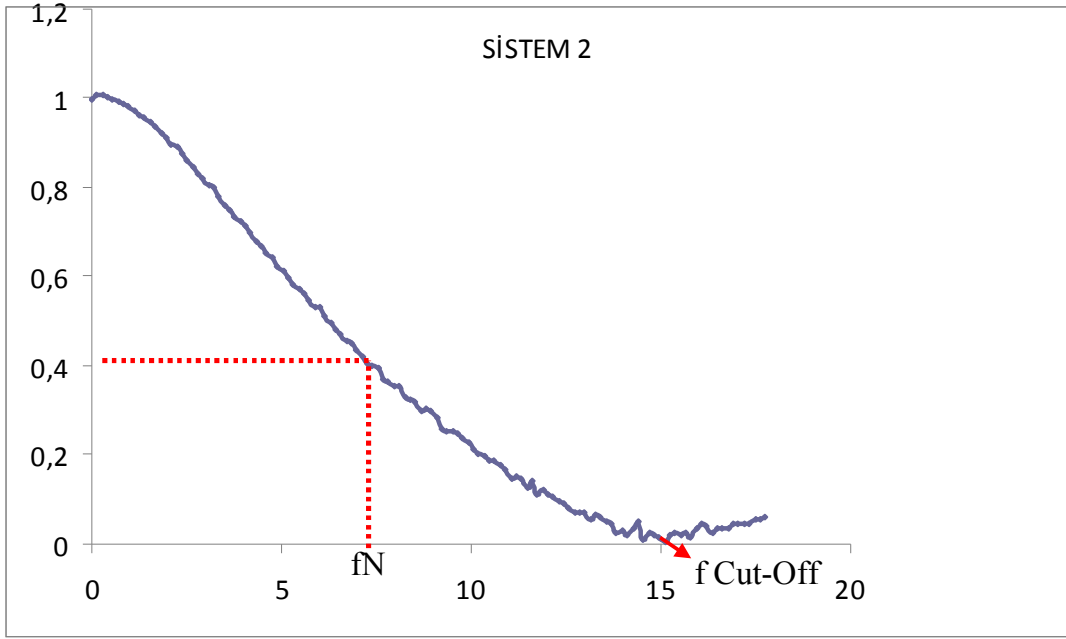
5.8.2. Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) ve gürültü güç spektrumu (NPS) testi

MTF ve NPS testi Bölüm 4.3.9.b’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. OBJ yazılımının çıktısı olarak verdiği Microsoft Office Excell dosyalarındaki sayısal değerler kullanılarak MTF ve NPS grafikleri çizilmiştir. Ardından MTF grafikleri üzerinde Nyquist frekansı ve Kesilim (Cut-Off) frekansları işaretlenmiştir ve bu frekansların piksel boyutları ile uyumluluğu incelenmiştir.

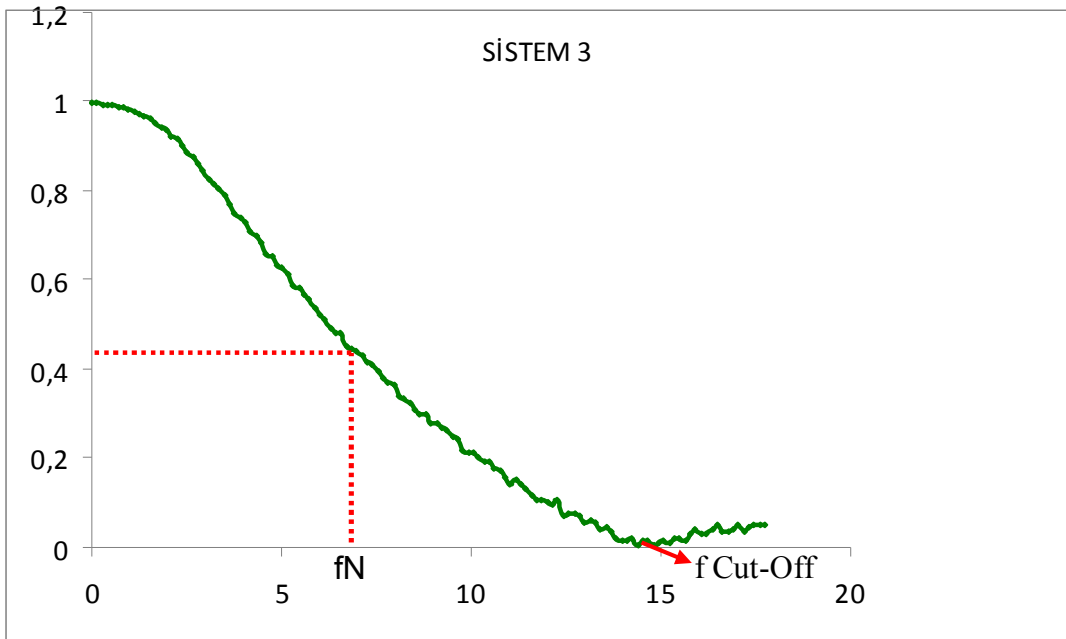
$$f_{\text{Nyquist}} = 1/2d$$

$$f_{\text{cut-off}} = 1/d$$

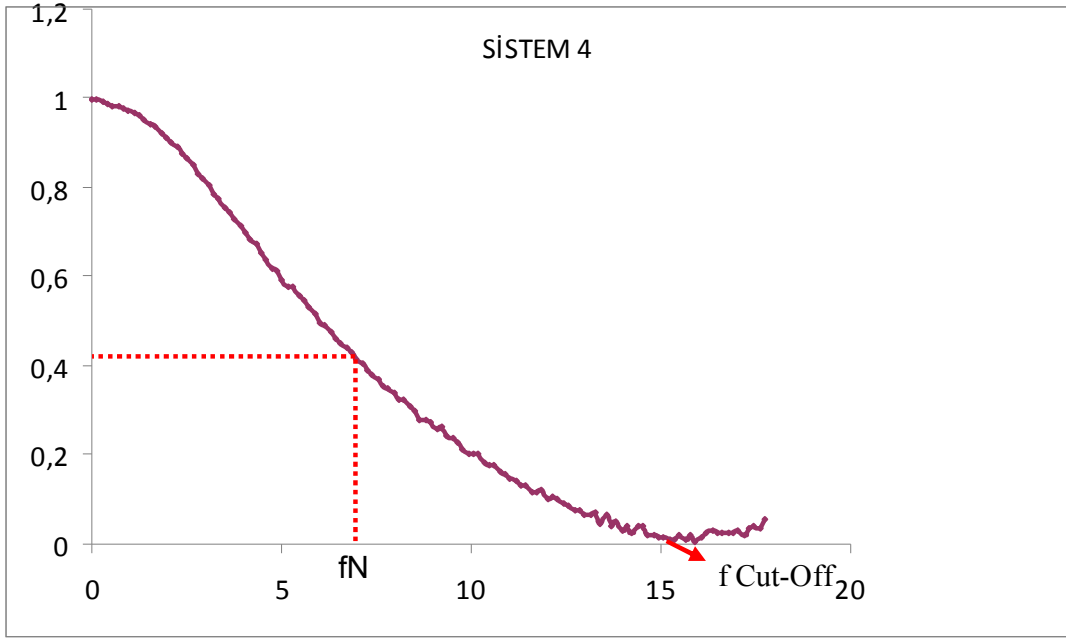
Elde edilen grafikler Grafik 5.24, 5.25, 5.26, 5.27, 5.28’deki gibidir.



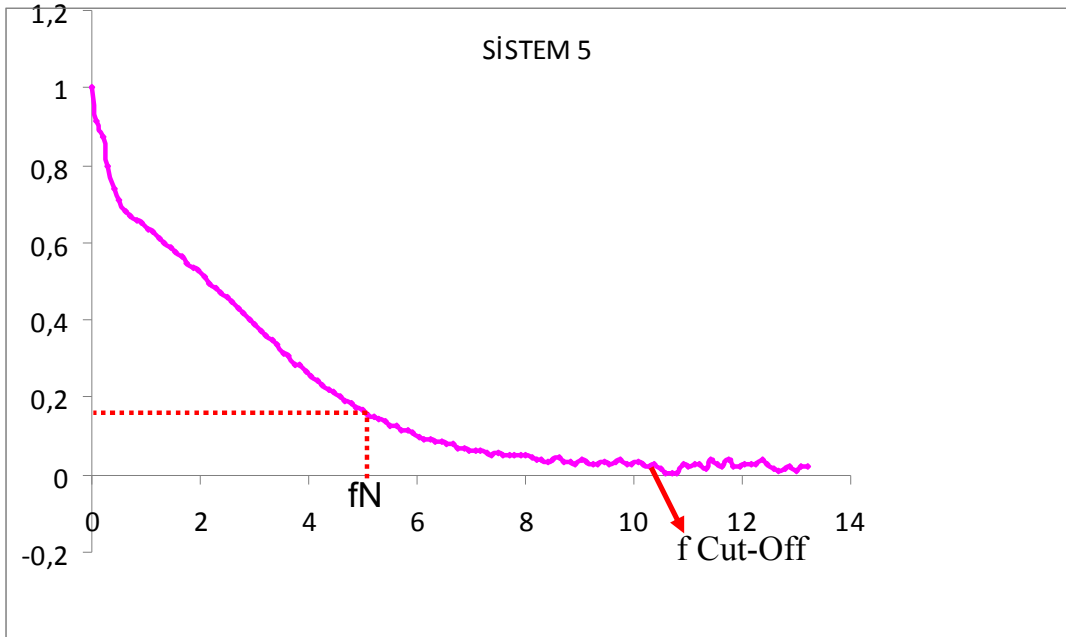
Grafik 5.24 Sistem 2'nin MTF grafiği



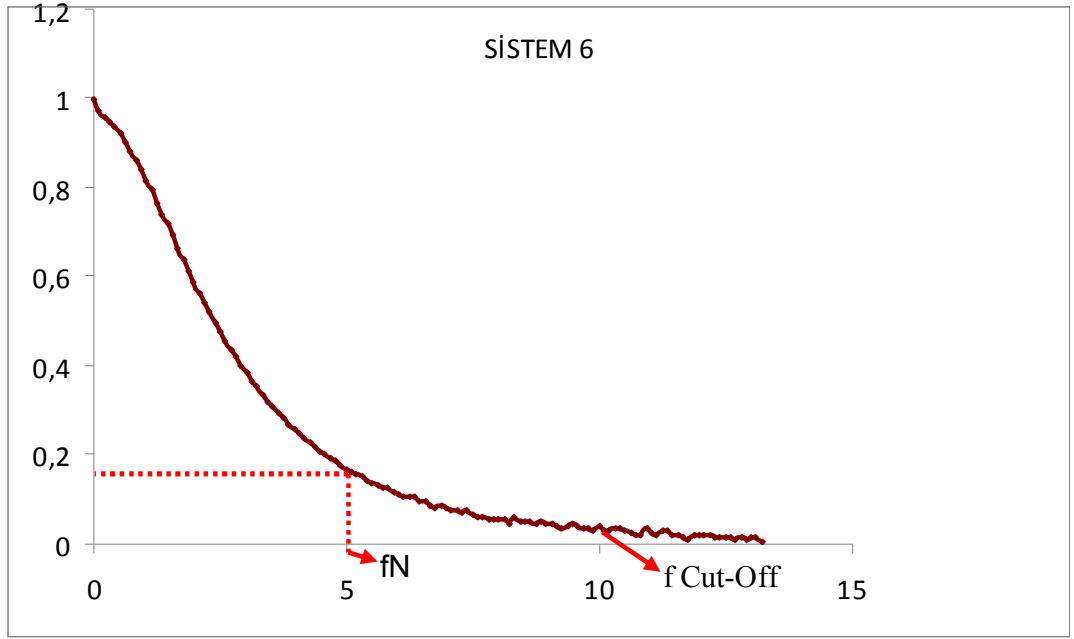
Grafik 5.25 Sistem 3'ün MTF grafiği



Grafik 5.26 Sistem 4'ün MTF grafiği

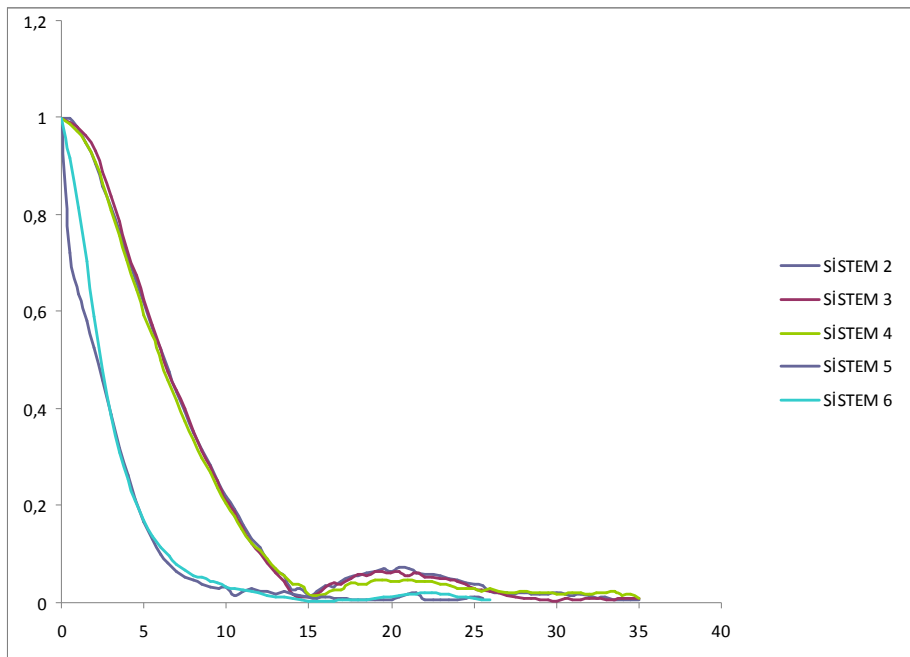


Grafik 5.27 Sistem 5'in MTF grafiği



Grafik 5.28 Sistem 6'nın MTF grafiği

Ardından tüm sistemleri değerlendirebilmek için tüm grafikler tek bir grafik üzerinde çizilmiştir.

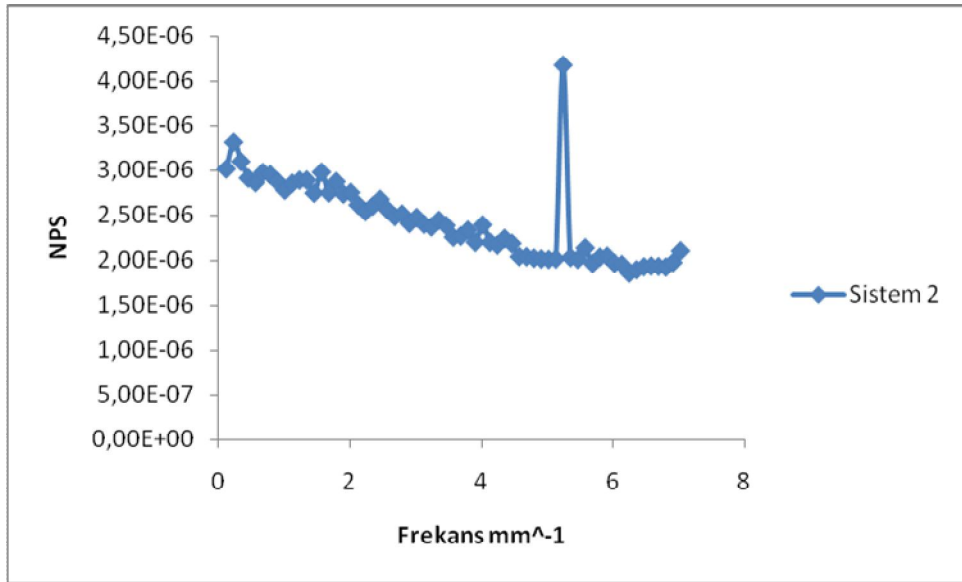


Grafik 5.29 Tüm sistemlerin MTF grafikleri

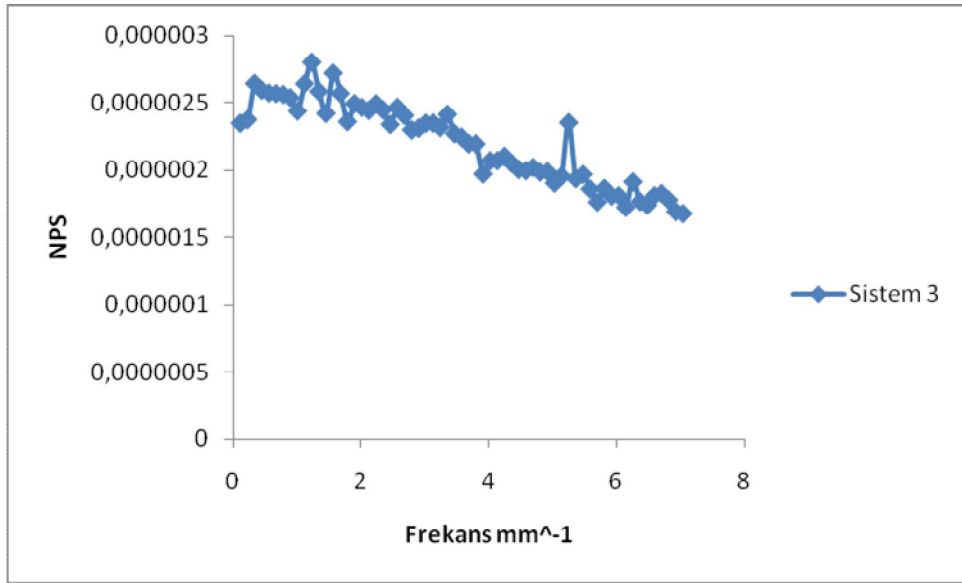
Sistemlerin Nyquist frekansının %10 ve %50'sine karşılık gelen MTF değerleri Çizelge 5.20'deki gibidir.

Çizelge 5.20 Sistemlerin Nyquist frekansının %10 ve %50'sine karşılık gelen MTF değerleri

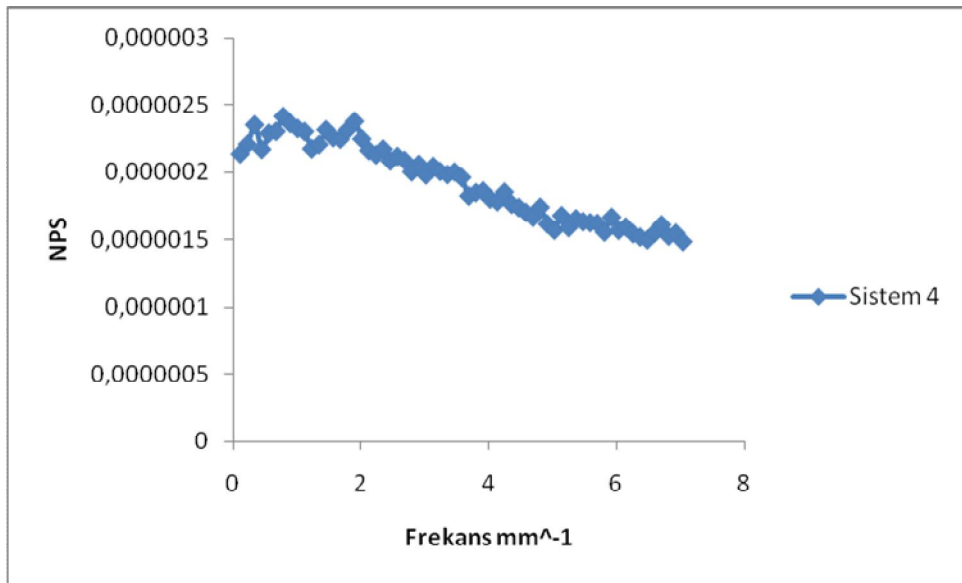
	Sistem 2	Sistem 3	Sistem 4	Sistem 5	Sistem 6
%10 f_N	0,99	0,99	0,95	0,87	0,91
%50 f_N	0,76	0,78	0,75	0,42	0,44



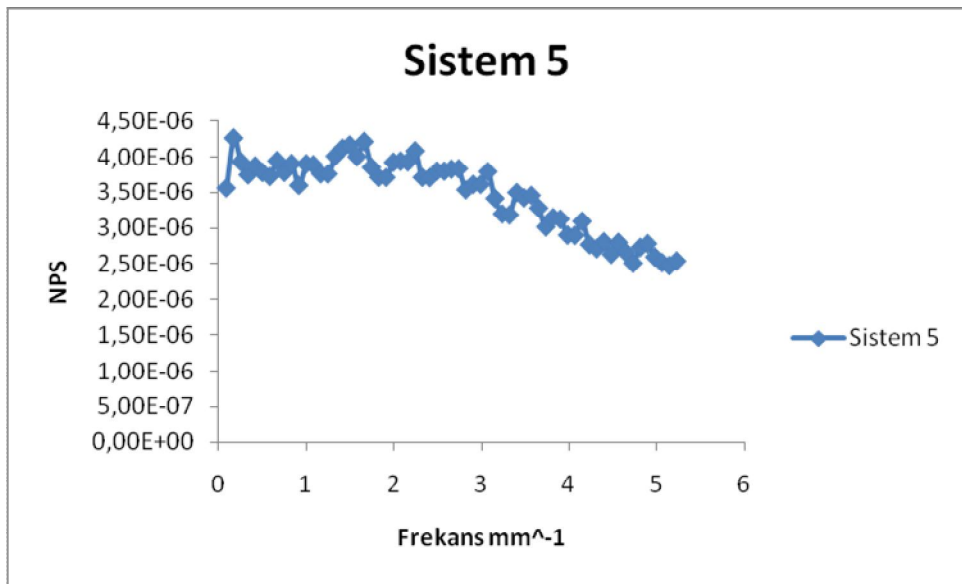
Grafik 5.30 Sistem 2'nin NPS grafiği



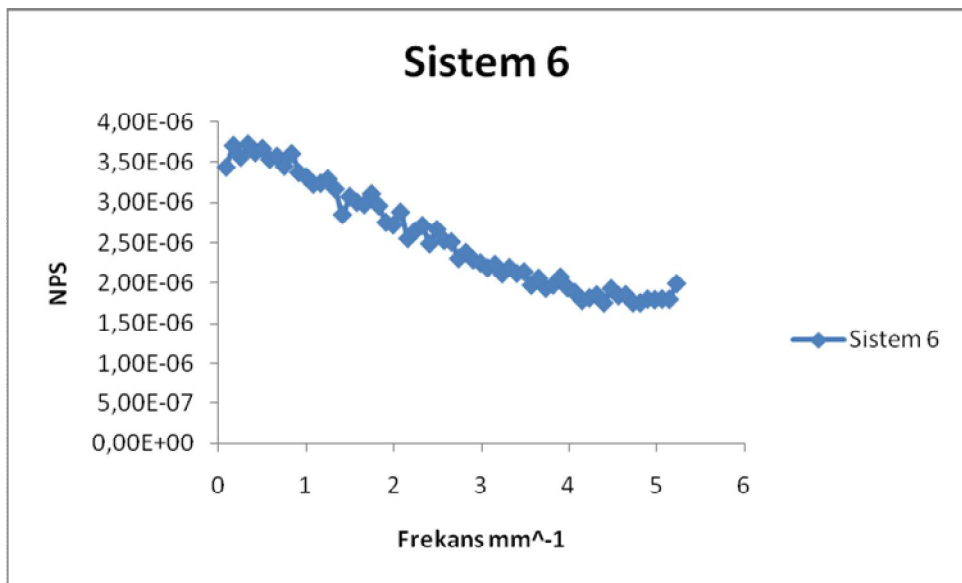
Grafik 5.31 Sistem 3'ün NPS grafiği



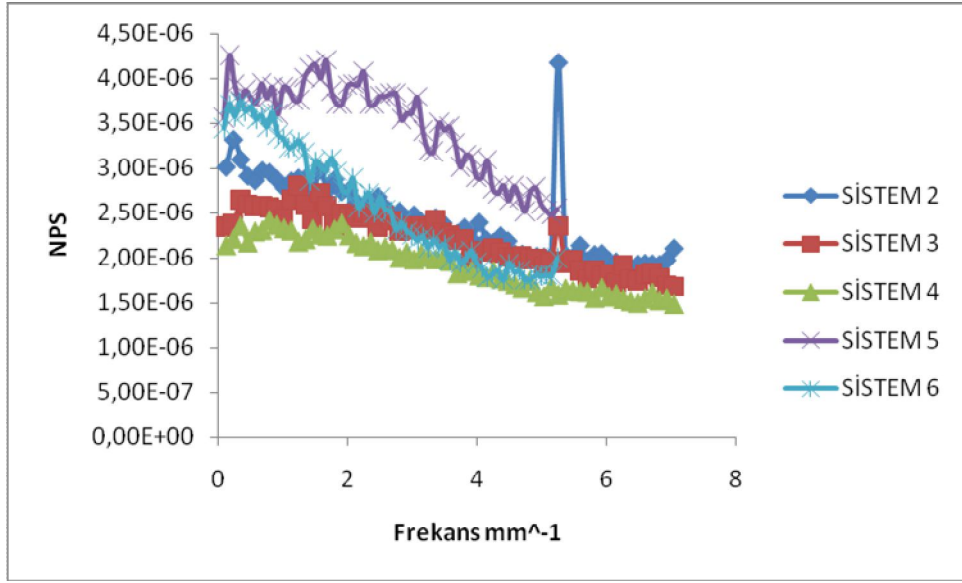
Grafik 5.32 Sistem 4'ün NPS grafiği



Grafik 5.33 Sistem 5'in NPS grafiği



Grafik 5.34 Sistem 6'nin NPS grafiği



Grafik 5.35 Tüm sistemlerin NPS eğrileri

5.9. Geometrik distorsiyon ve artefakt testi

Geometrik distorsiyon ve artefakt testi Bölüm 4.3.10'da anlatıldığı gibi yapılmıştır. CDMAM fantomunun görüntüleri görsel olarak değerlendirilmiştir ve hiçbir sistemde herhangi bir distorsiyona ya da artefakt a rastlanmamıştır.

5.10. Hayalet görüntü testi

Hayalet görüntü testi Bölüm 4.3.10'da anlatıldığı gibi yapılmıştır. Test sonunda hesaplanan "Hayalet Görüntü Faktörleri" Çizelge 5.21'deki gibidir.

Çizelge 5.21 Hayalet Görüntü Faktörleri

Sistem No	Hayalet Görüntü Faktörü
Sistem 1	0.01
Sistem 2	0.08
Sistem 3	0.05
Sistem 4	0.18
Sistem 5	0.06
Sistem 6	0.03

5.11. Dozimetri

Dozimetri testi Bölüm 4.3.12’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 5.22’deki gibidir.

Çizelge 5.22 Dozimetri testi sonuçları

Sistem No	45 mm PMMA Ortalama Glandüler Doz Değerleri
Sistem 1	2,27 mGy
Sistem 2	2,71 mGy
Sistem 3	1,25 mGy
Sistem 4	2,13 mGy
Sistem 5	1,32 mGy
Sistem 6	1,20 mGy

6. TARTIŞMA

Dijital mamografi sistemlerinin kalite kontrol testlerinin sonuçları bir önceki bölümde verilmiştir. Bu bölümde ise elde edilen test sonuçlarının değerlendirilmesi yapılacaktır. Tez kapsamında 6 sistemle çalışılmıştır. Tüm hastanelerde aynı testler yapılmış, sonuçların kabul kriterlerine uygunluğu sınanmıştır.

X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi ve göğüs duvarında görüntülenemeyen doku testi sonuçları görsel olarak ve her bir yönden nümerik olarak değerlendirilmiş ve hiçbir sistemde bu test sonuçlarında bir soruna rastlanmamıştır. Dijital sistemlerin ülkemizde kullanım tarihleri 5 yıldan fazla değildir. Bu sebeple sistemler içerisindeki ayna sistemlerinde sapma olmaması öngörülebilir bir durumdur. Zaman geçtikçe darbelerden, cihazın monte edildiği zeminin eğiminden ve olası cihaz hareketleri sonucunda bu tarz problemler ortaya çıkabilmektedir. Bu nedenle testin düzenli tekrarlanması önemlidir.

Tüp çıkışı testi, tüm sistemler için tüm hedef filtre kombinasyonlarında yapılmıştır. Bu test için kabul kriterleri Molibdenyum anot, Molibdenyum filtre için belirlenmiştir. Bu hedef filtreye sahip olan sistemlerin tüp çıkışı sonuçlarına bakıldığında (Sistem 1, Sistem 2, Sistem 5, Sistem 6), tüp çıkışı değerlerinin kabul sınırları içerisinde olduğu gözlemlenmiştir. Sadece Sistem 2'nin tüp çıkış değeri kabul sınırlarındadır. Bu durum hastaneye bildirilmiştir. Değişen anot-filtre kombinasyonları ile doz değerlerinin değiştiği görülmüştür. Tungsten Rhodyum anot filtre kombinasyonuna sahip sistemlerde doz değerlerinin Mo/Mo anot filtre kombinasyonuna sahip sistemlere göre oldukça düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sebebinin Mo/Mo hedef filtre kombinasyonuna sahip sistemlerin X-ışın spektrumlarında dedektörde kolayca soğurulan düşük enerji piklerin bulunması olduğu düşünülmektedir. Ayrıca bu sistemlerde (Sistem 3, Sistem 4) okunan tüp çıkış değerlerinin de kendi arasında tutarlı olduğu gözlemlenmiştir.

Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testinde tüm sistemlerin kilo voltaj değerlerine bakılmıştır. Sonuçların yer aldığı çizelgeler incelendiğinde tüp voltajının

tekrarlanabilirliğinde, hiçbir sistemde soruna rastlanmadığı görülmüştür. Tüp voltajının doğruluğu testinde ise Sistem 3 ve Sistem 4'de klinikte pek kullanılmayan düşük ve yüksek kVp değerlerinin kabul sınırları dışarısında olduğu görülmektedir. Bunun sebebinin, sistemin kalibrasyonunun bu enerji değerlerinde doğru yapılmaması olduğu düşünülmektedir. Bu durum hastanelere bildirilmiştir.

Yarı değer kalınlığı testinde tüm sistemlerin filtrasyonları ölçülmüştür. Bu test için kabul sınırları incelendiğinde tüm sistemlerin filtrasyon değerlerinin kabul edilebilir olduğu görülmüştür. Mo/Mo hedef filtre kombinasyonuna sahip sistemlerin HVL değerleri ile W/Rh hedef filtre kombinasyonuna sahip sistemlerin HVL değerleri karşılaştırıldığında, W/Rh hedef filtre kombinasyonuna sahip sistemlerin HVL değerlerinin Mo/Mo hedef filtre kombinasyonuna sahip sistemlere göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Bunun sebebi W/Rh anot filtre kombinasyonu kullanıldığında X-ışın demetinin ortalama enerjisinin daha yüksek olmasıdır.

Tez kapsamında test edilen sistemlerin sadece Sistem 4'de ışınlama kontrol aralıkları bulunmaktadır. Işınlama kontrol aralıklarının test edildiği otomatik parlaklık kontrolü testi, yalnızca bu sistem için yapılmıştır. Bu test için kabul sınırları her bir basamakta okunan doz değeri ile ardışık basamakta okunan doz değeri arasındaki değişim %10 civarında olmalıdır şeklindedir. Sistem 4'ün sonuçları incelendiğinde bu kritere uygun olduğu görülmüştür.

Güvenlik anahtarı testi, her sistem için artan PMMA kalınlıkları ve alüminyum kalınlıklarıyla yapılmıştır. Belli bir soğurucu kalınlığının üzerine çıkıldığında sistemlerin ışınlamayı otomatik olarak kestiği tüm sistemlerde gözlemlenmiştir.

Kısa dönem tekrarlanabilirlik testinde sistemlerin AEC modunda aynı kalınlıkta ardı ardına yapılan ışınlamalarda aynı doz değerlerini verip vermediği sınıanmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde tüm sistemlerin kabul sınırları içerisinde olduğu görülmüştür.

Obje kalınlığı ile tp voltajının değişimi testinde artan obje kalınlığıyla sistemin değişen kontrastı incelenmiştir. Limit kontrast değerlerinin bulunmasında CDMAM fantomu ile elde edilen eşik kontrast değerleri kullanılmıştır. llen eşik kontrast değerinin limit kontrast değerine oranı bu deneyde sistemin kontrast dönüşüm faktörü olarak ifade edilebilir. Bu faktör ile hesaplanan kontrast gürültü oranı değerleri çarpıldığında sistemin limit kontrast değerleri elde edilmektedir. Bu değerlerin, llen kontrast değerlerinden kk olması beklenmektedir. Aksi taktirde sistemde hiçbir kontrast kaybı olmadığı anlamına gelir ki bu durum mümkün değildir. Değerlendirme kısmında kontrast gürültü oranları hesaplanmış ve 45 mm PMMA için elde edilen değer referans değer alınarak diğer kalınlıkların CNR değerlerinin bu değere göre yüzde değişimleri hesaplanmıştır. Bu değişimler incelendiğinde sistemlerin kabul kriterlerine uyduğu gözlemlenmiştir.

Dedektör yanıtı testinde, sistemlerin artan doz değerlerine verdikleri yanıt incelenmiştir. Elde edilen grafikler incelendiğinde, ölüm yapılan tüm sistemlerin artan doz değerlerine verdikleri yanıtların doğrusal olduğu grlmştir. Aynı hedef filtre kombinasyonuna sahip sistemlerin grafikleri incelendiğinde, sabit bir piksel değerinde, tüm sistemlerin hemen hemen aynı doz değerini verdiği grlmştir. Buda beklenen bir sonuçtur. Sistemlerin yanıt grafikleri üzerinde bulunan doğru denklemleri incelendiğinde sistemler arasında bir takım farklar bulunduğu gözlemlenmiştir. Aynı anot filtre kombinasyonlarına sahip sistemlerin doğru eğimleri ile doz değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde kendi aralarında bir tutarlılık olduğu görülmektedir. Buda beklenen bir durumdur. Yalnız bir sistemde (Sistem 5) bir tutarsızlık bulunmaktadır. Sistem 5'in tüm tez kapsamında sonuçları incelendiğinde, MTF eğrisinde de sorun olduğu grlmştir. Bu sistemde bir dedektör problemi olabileceği düşünülmektedir. Homojenite görüntüleri incelendiğinde, sistemde ciddi bir hayalet görüntü problemi bulunmaktadır. Bu tutarsızlığa, bu durumun etki ettiğinden şüphelenilmiştir.

Gürültü değerlendirme testi ise iki farklı protokol kullanılarak yapılmıştır. Euref protokolü kullanılarak çizilen grafiklerde, eğrinin doğrusal olup olmadığı irdelenmektedir. Eğrinin doğrusal olamaması, sistemde kuantum gürültü dışında bir

gürültü kaynağı olduğunun bir göstergesidir. Bu protokol için sistemlerin eğrileri incelendiğinde, hepsinin doğrusal çıktığı, sapmaların çok az olduğu görülmektedir. NHSBSP protokolüne göre ise, çizilen eğriler üstel bir eğriye fit edilmiştir ve bu fitin denkleminin kuvvetine bakılmıştır. Bu kuvvetin 0.5 civarında olması gerekmektedir. Aksi takdirde yine kuantum gürültü dışında gürültü kaynakları olduğu anlamına gelmektedir. Test edilen sistemlerin doğru denklemlerine bakıldığında sistemlerin bir kısmında bu kuvvet 0.5'den farklı çıkmıştır fakat sapma miktarı çok fazla değildir. Zaten sistemlerde kuantum gürültünün haricinde sistematik gürültüde bulunduğu bilinmektedir.

Dedektör homojenitesi testi, iki farklı protokol kullanılarak yapılmıştır. Her iki protokolle de elde edilen sonuçlar irdelendiğinde, sistemlerin tamamının kabul kriterlerini sağladığı gözlemlenmiştir.

Düzeltilmemiş hatalı dedektör elementleri testinde, her sistemin varyans görüntüleri incelenmiştir. Tüm sistemlerde bir takım ölü piksellere ve görüntü kusurlarına rastlanmıştır. Fakat Sistem 2'de bu sorunlar oldukça yoğundur. Bu durum hastaneye bildirilmiştir. Bu testin nümerik olarak değerlendirilebilmesi için sistemlerin bozuk piksel haritalarına ihtiyaç vardır. Tez kapsamında çalışılan sistemlerde bu haritayı elde etmek mümkün olmadığından, test sonuçları sadece görsel olarak değerlendirilmiştir.

Görüntülenebilen eşik kontrast testinde CDMAM fantomu kullanılmıştır. CDMAM fantomu içerisinde bir yöne doğru azalan çaplarda ve derinliklerde altın diskler bulunmaktadır. CDMAM fantom görüntülerinin ilgili yazılımla analizi sonucu, çıktı olarak altın disk çapına karşılık altın kalınlığının grafiği elde edilmiştir. Tüm sistemler için elde edilen grafiklerin kabul sınırları içerisinde olduğu görülmüştür.

Modülasyon transfer fonksiyonu testinde, sistemlerin ayırma güçleri frekans ortamında değerlendirilmiştir. Tüm sistemler için Nyquist frekansları hesaplanmış, MTF eğrileri üzerinde gösterilmiştir. Bu eğriler incelendiğinde aynı piksel boyutuna sahip olan sistemlerin (Sistem 2, Sistem 3, Sistem 4) MTF eğrilerinin neredeyse

tamamen üst üste olduğu görülmüştür. Buda beklenen bir durumdur. Tüm sistemleri beraber değerlendirebilmek için bir frekans seçilip buna karşılık tüm sistemlerin bu frekanstaki MTF değerlerine bakıldığında (örn. 3 mm^{-1}) Sistem 2, Sistem 3 ve Sistem 4'ün bu frekanstaki MTF değerlerinin Sistem 5 ve Sistem 6'ninkinin neredeyse iki katı olduğu görülmüştür. Buradan da anlaşılacağı gibi Sistem 5 ve 6'nın ayırma gücü Sistem 1,2,3'e göre daha küçüktür. Piksel boyutları incelendiğinde ise bu durum doğrulanmaktadır.

Gürültü güç spektrumu testinde, sistemlerin gürültüleri frekans uzayında incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara bakıldığında Sistem 2 ve 4'de belli bir frekans değerinde bir pik görülmektedir. Literatür tarandığında bu marka modelde olan sistemlerin NPS eğrilerinde aynı yerde benzer bir pike rastlanmaktadır. Bunun sebebi olarak farklı teoriler vardır. Bunlardan biri, bu pike grid titreşimlerinin yol açtığı yönündedir. Bir diğeri bu dedektörün karbon kaplamasının sebep olduğu yönündedir. Diğer sistemlerin NPS eğrilerine bakıldığında Sistem 5 ve 6'nın azalımının daha hızlı olduğu görülmektedir. Bunun sebebi bu sistemlerin indirekt sistemler olmasıdır.

Geometrik distorsiyon ve artefakt testinde, CDMAM fantomunun görüntüleri görsel olarak incelenmiş, test edilen sistemlerin hiçbirinde bir soruna rastlanmamıştır.

Hayalet görüntü testinde, her sistem için hayalet görüntü faktörleri hesaplanmıştır. Elde edilen değerler incelendiğinde tüm sistemlerin hayalet görüntü faktörlerinin kabul sınırları içerisinde olduğu gözlemlenmiştir.

Son olarak dozimetri testi yapılmıştır. Bu test için kabul sınırları Mo/Mo hedef filtre kombinasyonu için belirlenmiştir. Bu kombinasyona sahip sistemlerin sonuçları irdelendiğinde, tüm doz değerlerinin kabul sınırları içerisinde olduğu gözlemlenmiştir. W/Rh anot filtre kombinasyonuna sahip sistemlerin doz değerleri incelendiğinde, bu değerlerin çok daha düşük olduğu görülmüştür. Buna benzer bir sonuç tüp çıkış testinde de elde edilmiştir. Bu beklenen bir durumdur.

Bu tez çalışmasının amacı, yurt çapında kullanılmak üzere standart bir protokol oluşturmaktır. Bu nedenle tüm protokoller incelenmiş ve sistemler detaylı bir şekilde test edilmiştir. Bu tezde belirtilen tüm kalite kontrol testlerinin yapılması için gerekli olan ekipmanın oldukça pahalı oluşu, testlerin yapılması için gerekli personelin eğitilmiş olması gerekmesi ve testlerin uzun sürmesi nedeniyle tüm bu testlerin klinikte yapılmasının beklenmesi pratik değildir. Bu nedenle daha pratik yöntemler önerilebilir.

Bir sistemin kalite kontrol testlerinin yapılabilmesi için temel olarak ihtiyaç duyulan ekipmanın başında uygun iyon odası gelmektedir. Doz ölçümleri birçok testin temelini oluşturmaktadır ve oldukça önemlidir. Uygun iyon odasına ve mamografiye uygun kalınlıkta Al filtreler sahip olunması durumunda, tüp çıkışı ile ilgili tüm testler ve yarı değer kalınlığı testi yapılabilir. Her ne kadar yüksek frekans jeneratöre sahip sistemlerde kilo voltajın, kabul testlerinden sonra kolay kolay değişmesi beklenmemekle birlikte, bu parametrenin arızası önemli sorunlara yol açacağından ölçülmesinde yarar görülmektedir. Bu sebeple mamografik enerji aralığında çalışan kVp metreye de sahip olunması gerekmektedir.

Bunlara ek olarak, mamografi için özel üretilmiş olan birçok parametrenin beraber test edilebileceği fantomlar bulunmaktadır. Bu fantomlar uzaysal ayırma gücü, dinamik aralık, kontrast ve görüntülenemeyen doku ya da ışık alanıyla X-ışın alanının uygunluğunun tespit edilmesi gibi parametrelerin tek seferde değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Örneğin tez kapsamında “Göğüs duvarı kenarında görüntülenemeyen doku testi”nde kullanılan CIRS fantomu, içerisinde birçok farklı ayrıntı bulunan bir fantomdur. Bu fantom aynı zamanda ayırma gücünün görsel olarak değerlendirilmesinde ve yine aynı şekilde düşük ve yüksek kontrastın görsel değerlendirilmesinde kullanılabilir. Bu tip özelliğe sahip bir fantom edinilerek bu testlerin daha pratik bir şekilde yapılması mümkün olmaktadır.

Sahip olunması gereken bir diğer önemli ekipmanda, standart memeyi temsil eden 45 mm kalınlığındaki PMMA test bloğudur. Bu fantom ile homojenite, hayalet görüntü, otomatik ışınlama kontrolü, dedektör yanıtı ve gürültü değerlendirilmesi gibi birçok

test yapılabilir. Bu nedenle bu fantom dijital mamografi sistemlerinin test edilmesinde oldukça önemli bir yer tutmaktadır. Fantom görüntülerinin değerlendirilmesinde, internette ücretsiz olarak indirilebilen Image J programı rahatlıkla kullanılabilir. Bu program ile tüm bu testlerin nümerik değerlendirmeleri yapılabilir.

MTF ve NPS ölçümleri, sistemin uzaysal ayırma gücü ve gürültüsünün detaylı olarak belirlenmesinde en uygun yöntemlerdir. Ancak bu yöntemler rutin çalışmalar için fazla karmaşıktır ve detayları kullanıcı tarafından bilinmeden yapıldığında hatalı sonuçlar elde edilmesi olasıdır. Bu nedenle rutin testlerde bu değerlendirmelerin daha önce bahsedilen mamografi sistemleri için özel tasarlanmış fantomlar kullanılarak yapılması daha uygun olacaktır.

Dijital sistemlerin en önemli üstünlüklerinin bir tanesi de düşük obje kontrast algılamalarının yüksek olmasıdır. Ve bu parametre en iyi, bu test için tasarlanmış fantomlarla ölçülür (CDMAM, TORMAM vb.). Ancak bu fantomlar hem son derece pahalıdır, hem de görüntülerin analizleri oldukça karmaşıktır. Bu nedenle düşük kontrast ölçümlerinin de mamografi için tasarlanmış CIRS fantomu benzeri, bir çok parametrenin tek seferde incelenmesine olanak sağlayan fantomlarla yapılması tavsiye edilebilir.

Sonuç olarak, uygun doz aralığında ölçüm yapabilen bir iyon odası, uygun enerji aralığını dedekte edebilen bir kVp metre, uygun kalınlıklarda Al plakalar, 45 mm PMMA test bloğu ve bir çok parametrenin beraber incelenmesine olanak sağlayan özel tasarlanmış bir mamografi fantomu (CIRS vb.) temin edilmesi ile bir mamografi sisteminin tüm rutin testlerinin ve kabul testlerinin yapılması mümkün olacaktır.

KAYNAKLAR

- Aili K. Bloomquist and Martin J. Yaffe, Etta D. Pisano, R. Edward Hendrick, Gordon E. Mawdsley, Stewart Bright, and Sam Z. Shen, Mahadevappa Mahesh, Edward L. Nickoloff, Richard C. Fleischman, Mark B. Williams, Andrew D. A. Maidment, Daniel J. Beideck, Joseph Och, J. A. Seibert. 2006. Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: Part I. Med. Phys., 33, 3.
- Aili K. Bloomquist and Martin J. Yaffe, Etta D. Pisano, R. Edward Hendrick, Gordon E. Mawdsley, Stewart Bright, and Sam Z. Shen, Mahadevappa Mahesh, Edward L. Nickoloff, Richard C. Fleischman, Mark B. Williams, Andrew D. A. Maidment, Daniel J. Beideck, Joseph Och, J. A. Seibert. 2006. Quality control for digital mammography: Part II recommendations from the ACRIN DMIST trial: Part II. Med. Phys. 33, 3.
- Anonymous. 2004. Development and Application of Methods for the Assessment of image quality and detector performance in digital mammography. Belgium.
- Anonymous. 2006. Commissioning And Routine Testing Of Full Field Digital Mammography Systems Version 2.
- Anonymous. 2005. Kcare Protocol for the QA of Direct Digital Radiography Systems Commissioning and Annual QA tests.
- Anonymous. 2006. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis Fourth Edition.
- AKYOL Oya. 2004. Mamografik İncelemelerde Glandüler Doku Dozunun ve Görüntü Kalitesinin Farklı Sistemlerde ve Işınlama Parametrelerinde Ölçülmesi. Yüksek Lisans Tezi. Ankara.
- Beutel Jacob , Harold L. Kundel, Richard L. Van Metter. 2000. Medical Imaging Volume I Physics and Psychophysics. USA.
- Bor, D 2002. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları
- Borasia Giovanni, Ehsan Samei, Marco Bertolini, Andrea Nitrosi, Davide Tassoni. 2006. Contrast-detail analysis of three flat panel detectors for digital radiography. Med. Phys. 33, 6.

- Dobbins James T. III., Eshan Samei, Nicole T. Ranger, Ying Chen. 2006. Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization II. Noise Power Spectrum. *Med. Phys.* 33 (5) 1466-1474.
- Dobbins James T. III., David L. Ergun, Lois Rutz, Dean E. Hinshaw, Hartwig Blume, Dwayne C. Clark. 1995. DQE(f) of Four Generations Of Computed Radiography Acquisition Devices. *Med Phys.* 22 (10) 1581-1593.
- Law J. 2006. The development of mammography / *Phys. Med. Biol.* 51, R155–R167
- Marshall N W. 2006. Retrospective Analysis Of A Detector Fault For A Full Field Digital Mammography System. *Phys. Med. Biol.* 51/ 5655–5673.
- Marshall N W. 2006. A Comparison Between Objective And Subjective Image Quality Measurements For A Full Field Digital Mammography System. *Phys. Med. Biol.* 51 2441–2463.
- Marshall N W. 2007. Early Experience In The Use Of Quantitative Image Quality Measurements For The Quality Assurance Of Full Field Digital Mammography X-Ray Systems. *Phys. Med. Biol.* 52 5545–5568
- Marshall N. W. 2009. Calculation of Quantative Image Quality Parameters; Noteing the Use of obj_iq reduced. NHSBSP Equipment Report 0902.
- Mahesh Mahadevappa Mahesh, MS, PhD. 2004. Digital Mammography: An Overview. 1747-1760.
- Monin P. , D. Guterrez, S. Bulling, D. Guntern, F. R. Verdun. 2007. A Comparison Of The Performance Of Digital Mammography Systems. *Med. Phys.* 906-914
- Moore A. C. , D. R. Dans, D. S. Evans, C. P. Lawinski, E. M. Pitcher, A. Rust, K. C. Young. 2005. The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems.
- Neitzel Ulrich, Susanne Gunter-Kohfahl, Giovanni Borasi, Eshan Samei. 2004. Determination Of The Detective Quantum Efficiency Of A Digital X-Ray Detector: Comperison Of 3 Evaluations Using A Common Image Data Set. *Med. Phys.* 31(8) 2205-2211.

- Samei Eshan, Nicole T. Ranger, James T. Dobbins III, Ying Chen.. 2006. Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization I. Modulation Transfer Function. Med. Phys.33 (5) 1454-1464.
- Williams Mark B. , Peter E. Mangiafico, Piero U. Simoni. 1999. Noise Power Spectra of images from Digital Mammography Detectors. Med. Phys. 26 (7) 1279-1293.
- Young Kenneth C , James J. H. Cook, Jennifer M. Oduka, hilde Bosmans. 2006. Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems. Proc. of SPIE Vol. 6142.

EK-1

Çizelge-6 Standart test objesinde altın kalınlığına karşı hesaplanan radyasyon kontrast değerleri

Altın Kalınlığı (μm)	4.5 cm PMMA üzerindeki Altın disk için Radyasyon Kontrast Değerleri (%)	4 cm PMMA ile kullanılan CDMAM fantomu için Radyasyon Kontrast Değerleri (%)
0,1	1,63	1,57
0,5	7,83	7,60
1,0	15,02	14,55
1,5	21,57	20,92
2,0	27,56	26,76

EK-2

Çizelge-7 PMMA ile simüle edilmiş meme için g faktörleri

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	g-faktörü (mGy/mGy) HVL (mm Al)							
		0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	0,329	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585
30	32	0,222	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448
40	45	0,155	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
45	53	0,130	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295
50	60	0,112	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
60	75	0,088	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210
70	90	-	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172
80	103	-	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149

Çizelge-8 PMMA ile simüle edilmiş meme için c faktörleri

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	Eşdeğer meme glandülaritesi	c-faktörü HVL (mm Al)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	0,889	0,895	0,903	0,908	0,192	0,917	0,921
30	32	67	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953
40	45	41	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034
45	53	29	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088
50	60	20	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134
60	75	9	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207
70	90	4	1,299	2,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249
80	103	3	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262

Çizelge-9 Klinikte kullanılan spektrumlar için s faktörleri

Spektrum	s-faktör
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042
W/Al	1,050

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Ankara'da dünyaya geldi. İlkokulu Ankara'da Mehmet Emin Yurdakul İlköğretim Okulunda, ortaokul ve liseyi ise Ankara Sincan Süleyman Demirel Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2002 yılında girdiği Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümünden 2007 yılında mezun oldu. Eylül 2007 yılında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğretimine başladı.